

SBORNÍK PŘEDNÁŠEK



5. CELOSTÁTNÍ STUDENTSKÉ KONFERENCE OPTOMETRIE A ORTOPTIKY s mezinárodní účastí

konané pod záštitou pana prof. MUDr. Jiřího Mayera, CSc., děkana LF MU

dne 16. 10. 2014
v prostorách posluchárny P31 Fakulty sociálních studií MU, Joštova 10
602 00 Brno



Pořadatelé sborníku: Bc. Eliška Kondéová, Bc. Lucie Buriánková, Bc. Anna Kohoutková

PROGRAM

5. celostátní studentská konference Optometrie
dne 16. 10. 2014 v 10:00 hod.
posluchárna P31 FSS MU, Joštova 10, 602 00 Brno
kontakt: optobrna@med.muni.cz



9:00 – 9:45	registrace účastníků (registration)
10.00 – 10.20	1. Zahájení – Introduction <i>doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc., přednosta KOO LF MU, doc. PhDr. Miroslava Kyasová, PhD., proděkanka pro nelékařské obory LF MU, prof. Kristina Mihić, bacc.ing.opt. University of Applied Sciences Velika Gorica, zástupce generálního sponzora, firmy Cooper Vision, Bc. Lucie Buriánková, zástupce studentů</i>
10.20 – 10.45	2. doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.: Nové poznatky o myopii- New facts about myopia
10.45 – 11.15	3. Bc. Tomáš Dobřenský: Průmyslová výroba kontaktních čoček - Industrial production of contact lenses
11.15 – 11.25	4. Bc. Vojtěška Mandáková, DiS.: Jak objektivně určit zrakovou ostrost- How to objectively determine the visual acuity
11.25 – 11.35	5. Bc. Eliška Kondéová: Indikace využití elektrofyziologických vyšetřovacích metod v oftalmologii- Indications for use of electrophysiological examination methods
11.35 – 11.45	6. Bc. Anna Kohoutková: Princip polarizace světla a jeho využití v optometrii- Principle of light polarization and its usage in optometry
11.45 – 11.50	<i>diskuze k přednáškám (discussion)</i>
11.50 – 12.20	<i>prezentace posterů (presentation of posters)</i>
12.20 – 13.00	<i>1. přestávka (1. break) 1. WORKSHOP 2 x 15min</i>
13.00 – 13.10	7. Ivana Brekalo, Marko Bahlen: Fúze a binokularita- Fusion and binocularity
13.10 – 13.20	8. Bc. Renáta Papcunová: Postnatální vývoj oka- The postnatal eye development
13.20 – 13.30	9. Bc. Zuzana Kohoutová: Plná binokulární korekce a možnosti její realizace- Full binocular vision and the possibilities of it's realization
13.30 – 13.40	10. Kateřina Dostálková: Dichoptické maskování při umělé degradaci fixačního obrazu- Dichoptic masking during artificial degradation of fixation image
13.40 – 13.50	11. Bc. Lucie Russnáková: Sports Vision Trainer
13.50 – 14.00	12. Bc. Emese Nagyová: Komparace korekce refrakčních vad brýlovou a

	kontaktní čočkou z hlediska brýlové a geometrické optiky- Comparison correction of refractive errors with spectacles and contact lenses in terms of spectacle and geometrical optics
14.00 – 14.10	<i>diskuze k přednáškám (discussion)</i>
14.10 – 15.00	<i>2. přestávka (2. break)</i> 2. WORKSHOP 3 x 15min
15.00 – 15.15	<i>Soutěž (competition)</i>
15.15 – 15.25	13. Matic Vogrič: Kontrastní citlivost- Contrast sensitivity
15.25 – 15.35	14. Petra Zámečníková: Výskyt refrakčních vad u dětí a jejich korekce- Incidence of refractive errors in children and their correction
15.35 – 15.45	15. Mia Kraljić: Vyhodnocení plynopropustných kontaktních čoček pomocí fluoresceinu- Gas permeable contact lenses fluorescein pattern
15.45 – 15.55	16. Hašková Barbora, Krchňáková Veronika, Rosová Kateřina, Odvárková Zuzana: Jarní semestr 2014 v Chorvatsku- The spring semester 2014 in Croatia
15.55 – 16.00	<i>diskuze k přednáškám (discussion)</i>
16.00- 16.15	<i>přestávka + hodnocení konference</i> 3. WORKSHOP 1 x 15 min <i>(3. break + review of the conference)</i>
16.15- 16.30	18. doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.: <i>Závěrečné slovo (final speech)</i>

AFTER PARTY:



Brno, Dominikánská 7

18.00 - Vyhlášení (Ceremony)

18.45 nejzajímavější přednáška (the best oral presentation)
nejlepší poster - vyhodnotí komise ve složení:

19.00 - doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc., Bc. Kateřina Kopalová, Bc. Petra Knížová
...
výsledky soutěže + vylosování 3 výherců (competition results + lottery winners)
Raut, volná zábava (Raut, party)

POSTERY:

- Bc. Hana Šimková**
Přístroje pro měření rohovkových parametrů
Corneal parameters measuring devices
- Bc. Lenka Pivodová**
Sportovní optometrie
Sports Vision
- Bc. Kateřina Strouhalová**
Využití femtosekundového laseru při operaci katarakty
The use of femtosecond laser in cataract surgery
- Bc. Lucie Malíková**
Problematika výpočtu optické mohutnosti IOL

- The problem of calculating the optical power of the IOL
5. **Bc. Emese Nagyová**
Komparace korekce refrakčních vad brýlovou a kontaktní čočkou z hlediska brýlové a geometrické optiky
Comparison correction of refractive errors with spectacles and contact lenses in terms of spectacle and geometrical optics
 6. **Bc. Renáta Papcunová**
Postnatální vývoj oka
The postnatal eye development
 7. **Mgr. Marcela Dostálková**
Subjektivní a objektivní metrika parciálních okluzorů
Subjective and objective metrics of partial occluders
 8. **Mirna Filkovič**
Edukace pacienta s plynopropustnými kontaktními čočkami
RGP patient education
 9. **Nikolina Puntarić**
Měkké KČ a slzný film
Soft CL and tear film
 10. **Bc. Eliška Kondéová**
Indikace využití elektrofyziologických vyšetřovacích metod v oftalmologii
Indications for use of electrophysiological examination methods
 11. **Bc. Soňa Škrabalová**
Moderní trendy nitroočních čoček
Modern trends in intraocular lenses
 12. **Bc. Lucie Buriánková**
Subjektivní metoda měření zrakové ostrosti a objektivní metoda Sweep VEP – je možné jejich srovnání?
Subjective method of measurement of visual acuity and objective method Sweep VEP – is their comparison possible?
 13. **Bc. Gabriela Spurná**
Ověření aktuálních hodnot Duanovy křivky akomodační šíře
Verification of the actual values of Duan's curve of the amplitude of accommodation
 14. **Bc. Anna Kohoutková**
Princip polarizace světla a jeho využití v optometrii
Principle of light polarization and its usage in optometry

WORKSHOPY:

1. Štěrbínová lampa
2. Bezkontaktní tonometr s pachymetrem
3. Fundus kamera
4. Rohovkový topograf
5. OCT
6. Optický biometr včetně rohovkového topografu (Aladin)
7. Optotyp do blízka
8. Akomodometr
9. Cheiroskop
10. Vergenční stereoskop
11. Erasmus Chorvatsko

OBSAH (CONTENT):

1.	Úvodní slova _____	7
	<i>Introduction</i>	
2.	Nové poznatky o myopii _____	10
	<i>New facts about myopia</i>	
3.	Průmyslová výroba kontaktních čoček _____	27
	<i>Industrial production of contact lenses</i>	
4.	Jak objektivně určit zrakovou ostrost _____	31
	<i>How to objectively determine the visual acuity</i>	
5.	Indikace využití elektrofyziologických vyšetřovacích metod _____	44
	<i>Indications for use of electrophysiological examination methods</i>	
6.	Princip polarizace světla a jeho využití v optometrii _____	77
	<i>Principle of light polarization and its usage in optometry</i>	
7.	Fusion and binocularity _____	92
8.	Postnatální vývoj oka _____	111
	<i>The postnatal eye development</i>	
9.	Plná binokulární korekce a možnosti její realizace _____	128
	<i>Full binocular vision and the possibilities of it's realization</i>	
10.	Dichoptické maskování při umělé degradaci fixačního obrazu _____	153
	<i>Dichoptic masking during artificial degradation of fixation image</i>	
11.	Sports vision trainer _____	172
12.	Komparace korekce refrakčních vad brýlovou a kontaktní čočkou z hlediska brýlové a geometrické optiky _____	178
	<i>Comparison correction of refractive errors with spectacles and contact lenses in terms of spectacle and geometrical optics</i>	
13.	Contrast sensitivity _____	211
14.	Výskyt refrakčních vad u dětí a jejich korekce _____	232
	<i>Incidence of refractive errors in children and their correction</i>	
15.	Gas permeable contact lenses fluorescein pattern _____	253
16.	Jarní semestr 2014 v Chorvatsku _____	261
	<i>The spring semester 2014 in Croatia</i>	
17.	Přístroje pro měření rohovkových parametrů _____	269
	<i>Corneal parameters measuring devices</i>	
18.	Sports Vision Trainer _____	294
	<i>Sports Vision Trainer</i>	
19.	Využití femtosekundového laseru při operaci katarakty _____	311
	<i>The use of femtosecond laser in cataract surgery</i>	
20.	Problematika výpočtu optické mohutnosti IOL _____	327
	<i>The problem of calculating the optical power of the IOL</i>	

21.	Subjektivní a objektivní metrika parciálních okluzorů _____	349
	<i>Subjective and objective metrics of partial occluders</i>	
22.	RGP pacient education _____	357
23.	Soft contact lenses and tear film _____	368
24.	Moderní trendy nitroočních čoček _____	380
	<i>Modern trends in intraocular lenses</i>	
25.	Subjektivní metoda měření zrakové ostrosti a objektivní metoda sweep vep – je možné jejich srovnání? _____	404
	<i>Subjective method of measurement of visual acuity and objective method Sweep VEP – is their comparison possible?</i>	
26.	Ověření aktuálních hodnot duanovy křivky akomodační šíře _____	424
	<i>Verification of the actual values of Duan's curve of the amplitude of accommodation</i>	

1. Úvodní slova

*doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.,
přednosta Katedry optometrie a ortoptiky LF MU a Kliniky nemocí
očních a optometrie FN USA Brno*

Úvodní slovo

*5. celostátní studentská konference
optometrie a ortoptiky s mezinárodní účastí
se na LF MU koná v tradičním podzimním
termínu. Jaké změny se odehrály od našeho
posledního setkání?*

*Je třeba připomenout aktivní účast
studentů a profesorů optometrie na 2.
Mezinárodní konferenci optometrie střední
i jihovýchodní Evropy v Chorvatsku.
Kromě nového materiálního zázemí katedry
je významná i prezentace brněnské
optometrie na odborných konferencích, je
třeba zmínit účast na kontaktologickém
sjezdu v Nymburce, každoročními
prezentacemi u příležitosti Slavíkových
oftalmologických dnů v Brně, aktivní účasti
na konferenci EAEO ve Varšavě.*

*Významnou se stává i publikační činnost
v odborném tisku a tvorba výukového
materiálu v multimediální podobě na
ELPORTALu LF.*

*Kombinovaný magisterský program
pokračujícího studia optometrie
v anglickém jazyce byl akreditován, pro
malý zájem studium nebylo zahájeno.*

*Věřím, že konference bude ukázkou
znalostí, praktických dovedností, námětem
do budoucnosti i přínosem pro vlastní
praxi. Přeji účastníkům hodně odborných
zážitků a zdárný průběh konference.*

Introduction

*The 5th international student's conference
of optometry and orthoptics is held in
traditional autumn term. What about news
from last meeting?*

*We must notice active presentation of our
students and professors on 2nd international
optometry conference of central and South-
Eastern Europe in Croatia.*

*Our department obtained some new
equipment (simulator of direct
ophthalmoscope and some devices on
examination of binocular vision). Our staff
and students took place in contact lens
congress in Nymburk, 9th Slavik
ophthalmologic days in Brno, and had an
active presentation on EAEO in Warszawa,
Poland.*

*Very significant is scientific publications of
my colleagues in magazines with impact
factor. Last but not least we cannot forget
production of textbook on ELPORTAL
(electronic portal) in medical faculty.*

*Two of our teachers was graduated PhD.
Our Masters Degree program in English
language was evaluated in Ministry of
Health, but for low interest we did not start.*

*I believe that conference will be
demonstration of knowledge, practical
skills, and bring a benefit for your own
practice.*

*I wish participants many scientific
experiences and successful proceeding*

Úvodní slovo studentů – Bc. Lucie Buriánková, Katedra optometrie a ortoptiky LF MU

Již pátým rokem se v těchto prostorách setkáváme na konferenci studentů optometrie. Oficiální název konference se ale od předešlých let trochu změnil. Jelikož se na naší katedře druhým rokem studuje i obor Ortoptika, tak bychom vás chtěli přivítat na 5. celostátní studentské konferenci Optometrie a Ortoptiky s mezinárodní účastí. Jak z názvu vyplývá, i letos přijali naši pozvání hosté a studenti z univerzity ve Velike Gorici, za což jim velice děkujeme.

Za naše již tradiční setkávání a předávání si informací z oborů Optika, Optometrie a nově i Ortoptika patří velké díky studentům, kteří se podíleli na organizaci konference, i těm, kteří se s námi dnes podělí o své poznatky. Také děkujeme patronům samotné konference, panu doc. MUDr. Svatopluku Synkovi CSc. a paní Mgr. Sylvii Petrové.

V letošním roce se sponzorem naší konference stala firma Coopervision, které také velice děkujeme.

Během celé konference proběhne prezentace 13 prací našich studentů, po prvním bloku přednášek nám budou představeny postery, které jsou vystaveny před posluchárnou, a během všech přestávek si je můžete samozřejmě prohlédnout. Chtěli bychom Vás požádat, abyste pečlivě sledovali přednášky, které budou probíhat a hodnotili si je. Na konci konference nám odevzdáte váš názor, která prezentace byla podle vás nejlepší. Podle počtu hlasů bude stanoven vítěz s nejlepší prezentací. Také se během konference uskuteční soutěž posterů. Ty bude hodnotit odborná porota, kterou tvoří pan doc. MUDr S. Synek CSc. a dvě studentky optometrie – Petra Knížová a Kateřina Kopalová, které byly vybrány po pečlivé úvaze. Před druhou přestávkou proběhne soutěž, které se zúčastníte vy všichni. Přesné instrukce vám budou dány ve vhodný čas.

Vyhlášení výsledků proběhne na afterparty, která se bude konat po skončení konference od 18 hodin v klubu Two Faces.

Doufáme, že i letošní konference bude pro vás zajímavá a poutavá a také že vás obohatí o další zajímavé informace z oborů Optiky a optometrie a také Ortoptiky.

Přejeme Vám příjemně strávený den.

For the fifth year, we have met at optometry students conference in these areas. The official name of the conference was little changed from previous years. Second year, students could study new discipline - the Orthoptics In our department. So we would like to welcome you to the 5th national student conference Optometry and Orthoptics with international participation. As the title suggests, guests and students from the University of Velika Gorica accepted our invitation. We thank them for their visit.

We also thank all students who participated in the organization of the conference and also thank those who are with us today. We also thank the patrons of the conference, Mr. doc. MUDr. Svatopluk CSc. and Mrs. Mgr. Sylvia Petrova.

Sponsor of our conference has become a company Coopervision this year. Thank them very much.

Throughout the conference 16 works of our students will be presented. After the first block of presentations it will be presented posters, which are displayed in front of a lecture hall. We would like to ask you to carefully follow the lecture, which will be conducted and evaluated them. At the end of the conference you will select the best presentation from your opinion. According to the number of votes will be determined the winner of the best presentations. Also during the conference, there will be a competition of posters. They will be evaluated by a professional jury consisting of Mr. doc. MUDr. S. Synek, CSc. and two optometry students - Petra Knížová and Kateřina Kopalová, who were selected after careful consideration. Before the break will be a competition that you go to all of you. Precise instructions will be given at the appropriate time.

Results will be announced at the afterparty, which will be held after the conference from 18 hours in Two Faces.

We hope that this conference will be of interest to you and engaging, and that will enrich you with other interesting informations in the fields of Optics and Optometry and Orthoptics.

We wish you a pleasant day.

2. NOVÉ POZNATKY O MYOPII

doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.

Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny

Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU

Brno, Česká republika

Účel: shrnout znalosti o myopii a doporučené nové léčebné strategii

Metodika: myopie je problém oftalmologie i optometrie. Jsou shrnuty nové poznatky z literatury a klinických studií

Výsledky: asi 25 – 50% osob v Evropě, ale 60 -100% osob v Asii jsou myopové. Rozložení se liší mezi venkovem a průmyslovými oblastmi. Vysoká myopie postihuje makulu, a má i vážné klinické komplikace, jako jsou choriodeální neovaskularizace, atrofie, zadní stafylomy skléry, neuropatie optického nervu a vysoká incidence odchlípení sítnice.

Závěr: prevalence myopie přináší sociální, vědecké, medicínské i politické otázky. Nové poznatky, nová technologie, refrakční chirurgie přináší naději pro budoucí léčbu myopie

Klíčová slova: myopie, brýle, kontaktní čočky, prevence

Proč se v současné době na celém světě a především ve východní Asii hovoří o myopii?

Důvodem je současná studie v Jižní Koree, která odhalila, že většina 19 letých mužů je krátkozrakých. Při odvozech se ukázalo, že 96,5% branců je krátkozrakých.

Nejedná se pouze o tento nález. Vysoká myopie, která je definována jako sférický ekvivalent nad -6 dioptrií se v současnosti vyskytuje u 2% populace v USA a v Evropě, ale u 21,6% Korejců.

Dosud nemáme poznatky o tom, které mechanismy ovlivňují vznik myopie, tím pádem nemůže udělat žádná preventivní opatření a v okamžiku vzniku pak neznáme jak ji dále léčit.

Otázky a problémy o myopii:

1. Jaký je v současnosti a v budoucnosti vliv myopie na zdraví a ekonomii?

U dorostenců je vzrůst incidence dobře dokumentován. Dá se očekávat vzrůst výskytu myopie během 3 – 4 dekad z 25% na 50% na západě (USA a Evropa) a z 60 na 100% ve východní Asii. Z těchto údajů lze dedukovat, že na světě je v současné době okolo 200 milionů krátkozrakých, v roce 2020 jich může být okolo 900 milionů.

Výskyt myopie u mladších osob souvisí s postupným narůstáním myopie u dětí. Nejčastěji bývá zjištěna u školních dětí, ačkoliv začíná již dříve. Výskyt v Singapuru u čínských dětí ve věku 6 – 72 měsíců je okolo 11%.

Výskyt je různý vzhledem k etniku a místu, toto ukazuje na vliv genetických i zevních faktorů, které ovlivňují četnost. Čínské děti jsou více myopické než jiné, a v Asii je výskyt krátkozrakosti u dětí větší než v Evropě.

Liší se výskyt u městských dětí a venkovských. Populační studie s osob obdobných genetickým původem z Indie, Nepálu a Číny ukazují nižší výskyt u dětí z venkova.

Větším problémem je zvyšující se počet pacientů s těžkou progresivní myopií. Tento fakt je zaznamenán na celém světě, ale nejvíce ve východní Asii, kde je výskyt okolo 20%. V západních zemích je uváděn v 1- 2%. U progresivní myopie je postižena makula, případné komplikace zahrnují neovaskularizaci cévnatky, myopický konus, myopickou makulární retinoschízu, makulární díru, kataraktu, glaukom, odchlípení sítnice, ztekucení sklivce a zadní stafylom. Často je postižený i zrakový nerv neuropatií. Dalším problémem je odhadnutí výsledku refrakční chirurgie. Na tento problém by se měli zaměřit veřejné zdravotnické organizace a vzhledem k ekonomické náročnosti především v rozvojových zemích. Porucha vidění je běžně korigována brýlemi nebo kontaktními čočkami, avšak v rozvojových zemích ne. Mezinárodní organizace prevence slepoty (IAPB) odhaduje potřebu ročních výdajů ročně okolo 202 miliard dolarů. Pro zajištění odpovídající zdravotní péče je nutné investovat okolo 28 miliard dolarů. IAPB doporučuje zahrnout požadavek na péči o zrak do programu OSN pro rok 2015.

Přehled v USA odhaduje náklady na optické pomůcky v roce 1990 3,9 – 7,2 biliónů dolarů. Tento údaj byl získán započtením každého staršího 12 let, který potřeboval brýle na dálku. Když srovnáme náklady na příklad na Alzheimerovu chorobu tak v roce 2012 se utratilo 200 biliónů dolarů, 245 biliónů dolarů za diabetiky a kardiovaskulární choroby stály 5 312 biliónů dolarů.

Do současné doby se počet krátkozrakých minimálně zdvojnásobil, a tak současná potřeba nákladů na optické pomůcky v USA může činit okolo několik desítek biliónů dolarů. A tyto výdaje budou postupně narůstat.

2. Jakým mechanismem vzniká krátkozrakost

Přes 100 let výzkumu vývoje refrakčních vad není etiologie myopie dostatečně objasněna. Víme, že oko je příliš dlouhé nebo lomivost optických prostředí moc vysoká. Součástí optického systému oka: axiální délka, lomivost rohovky, hloubka přední komory musí být v rovnováze, pro vznik ostrého obrazu na sítnici. Tento stav nazýváme emetropie, slovo z řečtiny znamenající odpovídající či dobře utvářené. Když budeme znát, které faktory pomáhají, nebo naopak zhoršují myopii, dostáváme se k podstatě vzniku. Známe několik faktorů: nejdůležitější se zdá venkovní světlo, které udržuje emetropii.

Trávením času pobytem doma se myopie zhoršuje. Existuje několik verzí, jakým mechanismem působí. Jedna z nich je nesourodost expozice světlu. Venku je hladina osvětlení okolo 50 – 100 000 luxů, uvnitř pouze okolo 1000 luxů a často i 500 luxů. Zvýšená expozice světlu zvyšuje sekreci

dopaminu v sítnici. U zvířat byl v experimentu prokázán účinek dopaminu na inhibici růstu axiální délky oka. Tedy dítě trávicí volný čas v přírodě má menší šanci vzniku myopie než dítě trávicí čas doma. Jiné vysvětlení zahrnuje periferní vidění. Ve volné přírodě (u moře, v přírodě) je centrální i periferní vidění ostré. Tento stav udržuje symetrii oka a emetropii. V místnosti zrakové podněty se liší, centrální vidění je zaostřeno na televizi, knihu; periferní vidění je rozmazané. Studie na zvířecím modelu ukazují, že tento mechanismus ovlivňuje refrakční stav oka a může zapříčinit refrakční vadu. Proto dítě, které tráví mnoho času doma, bývá častěji krátkozraké.

Zvyšující se poznatky, které faktory ovlivňují refrakční stav oka, pak snad nalezneme efektivní léčbu krátkozrakosti.

3. Které faktory ovlivňují vznik myopie?

Jedná se o směs genetických a environmentálních komponentů. Jaký je vliv jednotlivých, je stále předmětem studií.

V roce 2005 meta analýza 300 prací snižovala vliv genetických faktorů. Byla zdůrazněna variabilita u geneticky podobných souborů vlivem prostředí. Například Indové v Singapuru byli v 70% myopové, zatímco v Indii je výskyt okolo 10%. Vysvětlením je, že prostředí mění výrazně genetické vlohy.

Když matka říká: „nedívej se dlouho na televizi nebo si poškodíš oči? Ne. Vliv televize, monitorů, smartfónů má malý vliv na myopii. To co nepoznala, je fakt, že učení (mnoho čtení) znamená větší aktivitu doma a menší pobyt na slunku v přírodě, které snižuje risk vzniku myopie.

Vlivy prostředí nemohou vysvětlit, proč v některých rodinách je vysoký výskyt myopie, zde musíme připustit i genetické faktory. V současnosti je známo okolo 68 genů napříč všemi chromosomy, které jsou spojeny s refrakční vadou včetně dalších 20, které zjistilo Konsorcium pro refrakci a myopii a společnost 20andMe, které sledovaly jiné faktory.

Zajímavým je zjištění, že nejsou genetické rozdíly mezi Evropany a Asiaty. Špatnou zprávou je fakt, že geny mají velmi malý (avšak aditivní) efekt, což vylučuje jednoduché řešení. Dobrou zprávou je že mohou být seřazeny do funkčních celků a tím nám umožnit poznání a možnost budoucí léčby. Tyto metabolické celky zahrnují neurotransmisi, metabolismus vitamínu A, vývoj oka a remodelaci obalů oka.

Velký pokrok je v poznání vlivu prostředí. Randomizované studie dokáží odhalit vliv slunečního záření, osvětlení, pobytu v přírodě. V některých případech je využito i světelných senzorů pro upřesnění expozice.

Výsledkem bude integrace získaných informací, kombinací genetické predispozice a vlivu prostředí na rozvoj myopie. V tomto okamžiku se zlepšují i naše terapeutické možnosti

4. Jaké jsou současné a potenciální možnosti léčby myopie?

Břýle, kontaktní čočky, intraokulární čočky umožňují získat ostrý obraz na sítnici. U pacientů s neprogresivní myopií (-3 a méně) jsou to vynikající pomůcky. Ale u vysoké a především progresivní myopie jsou nezbytné postupy, které snižují či odstraní riziko vzniku.

Přehled současných efektivních postupů:

Změna chování:

meta-analýza účinku pobytu dětí s rizikem myopie ukázala, že každá hodina strávená v přírodě snižuje progresi myopie o 2%. Existuje několik možných vysvětlení, včetně zvýšené expozice slunci. Například zornice více reaguje venku, než doma, toto zvyšuje hloubku ostroty, zaostřuje obraz, zatímco jiné vysvětlení je účinek zvýšené fyzické aktivity.

Účinek léků:

Použití kapek s antagonistů muskarinových receptorů jako atropinu a pirenzepinu bylo zkoušeno, protože se předpokládá vliv akomodace na progresi myopie.

1% atropin snižuje progresi dětské myopie. Nevýhodou jsou vedlejší účinky – rozmazané vidění, zvýšená citlivost na světlo vzhledem k mydriaze, což činí tento lék komerčně nevyužitelným. V současnosti se zkouší 0,01% atropin, který dělá menší cykloplegii a lépe se snáší. Při přerušení aplikace není zvýšená progresie. Pirenzepine 2% gel 2x denně snižuje progresi myopie o polovinu.

Optická intervence:

Ortokeratologie: či korekce v noci- používají se plynopropustné kontaktní čočky, které remodelují rohovku, snižují myopii a zlepšují vidění u dospělých. U dětí nacházíme i další benefit, a to snížení růstu axiální délky oka. Ortokeratologie je účinná do - 4 dioptrií.

Bifokální měkké kontaktní čočky s centrem na dálku mají podobný účinek. Ve srovnání s monofokálními čočkami u dětí bifokální čočky snižují myopii a růst axiální délky.

Multifokální kontaktní čočky mají podobný účinek, progresie myopie se snižuje na polovinu a růst axiální délky o 1/3.

Chirurgická intervence:

Dospělý myopové se léčí několika refrakčními postupy. Je třeba zdůraznit, že patologie zadního segmentu zůstává. V některých indikacích jsou zákroky dělány i u dětí.

Nejčastěji se jedná o laserové zákroky- PRK, LASIK, Femto LASIK, SMILE, kde se odstraní malé množství stromatu rohovky a tím se sníží oční vada. V posledních 20 letech tak bylo léčeno více než 50 miliónů osob na světě.

Fakické nitrooční čočky jsou určené pro střední a vysokou myopii. Výhodou je reverzibilita zákroku.

5. Co můžeme udělat pro prevenci myopie?

Protože axiální délka oka je ireverzibilní, jedinou možnou cestou je intervence u dětí co nejdříve po zjištění myopie.

V současnosti neexistuje jednotná strategie. Ale vzájemná kombinace založená na kombinaci klinických zkušeností a zdravotnických výzkumů může fungovat.

Základem je pravidelné vyšetřování dětského visu. Toto musí zahrnovat nejenom vyšetření ve škole, ale i děti předškolního věku či batolata. Myopie se rozvíjí zpočátku velmi rychle, intervence v tomto

čase je vysoce účinná. Kromě předpisu brýlí oční lékař může nabídnout léčbu progresu od speciálních kontaktních čoček po předpis očních kapek.

Refraktivní intervence u dětí, od ortokeratologie po měkké bifokální kontaktní čočky, má své nezastupitelné místo v léčbě. Nevýhodou je možnost odhadnutí výsledného efektu. Další možností je změna chování, tedy aby děti trávily v přírodě alespoň 2 hodiny denně. Avšak nyní průměrné americké dítě tráví 30 minut v přírodě, a 7 hodin doma u elektronických hraček. V jiných zemích rodičovské úsilí o dosažení vzdělání u dětí je překážkou pobytu v přírodě. Opět v Singapuru před 15 lety zahájili program, kterým informovali o nutných přestávkách při práci do blízka. Program nasměroval rodiče, školu a děti, aby nezapomínali na pobyt venku jako součást pracovního dne. V uplynulých pěti letech se výskyt myopie stabilizoval v přímém kontrastu s rychlým růstem v uplynulých 30 letech.

Zatím není více využívána farmakologie, vedlejší anticholinergní účinky jsou její překážkou. Hledají se nová farmaka. Možná využijeme i nové informace z genetických studií.

Databáze zdravotní, státní i obchodní, které využívají PC, znamenají, že vliv případných opatření na populaci může být rychlý a snadnější než dříve.

Oko s progresivní myopií je zranitelné oko. Snížení prevalence myopie na celém světě a zvláště ve východní Asii prezentuje sociální, vědecké, lékařské a politické výzvy. Chybění magické kuličky a sofistikovaných mechanismů vzniku myopie přináší komplikace. Řešení je neodkladné, vyžaduje velké úsilí a dostatečné finance. Naštěstí inovace se získávají, a přináší určité nové léčebné možnosti.

Literatura

1. I Morgan and K Rose, "How genetic is school myopia?", *Progress in Retinal and Eye* 24, 1-38 (2005).
2. JS Sherwin, M H Reacher; RH Keogh, et al, "The Association between Time Spent Outdoors and Myopia in Children and Adolescent. A Systematic Review and Meta-analysis", *Ophthalmology* 119, 2141—2151 (2012).
3. Gallagher R.: Myopia Dystopia. *The Ophthalmologist*, November/December 2013, 17-21.

SOME NEW FACTS ABOUT MYOPIA

doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.

Department of Ophthalmology and Optometry, St. Anne hospital

Department of Optometry and Ortoptics, Medical Faculty, Masaryk University

Brno, Czech Republic

Purpose: To report latest knowledge about near-sightedness and recommend a new treatment strategy.

Methods: High myopia represent continuing problem in ophthalmology and Optometry.

Author brings some new facts from literature and clinic studies.

Results: From 25 – 50% people in Europe, but 60 – 100% people in Asia are myopic. There is distinct division between urban and rural areas. High myopia especially involves the macula and has serious complication e.g. choroidal neovascularisation, myopic chorioretinal atrophy, posterior staphyloma, neuropathy and high incidence of retinal detachment.

Conclusion: prevalence of myopia present social, scientific, medical and political challenge. New finding, new technology, maybe refractive surgeries bring expectation to future myopia management.

Keywords: myopia, spectacles, contact lenses, prevention

Why then is there a spreading unease across the world culminating in near-panic in certain East Asian countries over myopia? The answer is that a recent survey in South Korea revealed the almost surreal fact that essentially all 19 year-old males there are myopic. Their military has compulsory conscription at that age, and 96.5% of conscripts are myopic.

And it can be much more than a mild inconvenience. High myopia, usually defined as spherical equivalent diopters, is said to affect around 2 percent of the population in the United States and Europe — and 21.6 percent of those Korean conscripts.

We have no clear understanding of the mechanism by which myopia develops, which means we can do absolutely nothing to prevent it from occurring, and once it starts we have precious little idea about how to contain it.

The questions and problems about myopia are:

1. What are the current and likely future impacts of myopia on health and the economy?

The reach of myopia is well illustrated in adolescents. Following well-documented increases in prevalence over the last three to four decades, currently 25 to 50 percent of adolescents in the West and between 60 and 100 percent in East Asia are myopic. The burden extends well beyond the

period of transition to adulthood, of course, and back-of-the-envelope calculations suggest that there are 200 million myopes in the world today; by 2020, there may be 900 million.

The prevalence in young adults results from a gradual increase in cases per year throughout childhood. Myopia often becomes apparent in school-age children, although the problem may have its roots even earlier in life. Indeed, the prevalence of myopia in Singapore Chinese children aged 6 to 72 months stands at 11 percent.

Rates vary dramatically with ethnicity and with location, providing clues to the genetic and environmental factors that underlie the epidemic. Chinese children are more likely to be myopic than any other ethnic group, while the prevalence in Asian children generally is higher than in European children.

There is also a distinct division between urban and rural areas. Population studies of paired groups with similar genetic backgrounds in India, Nepal and China, for example, consistently demonstrate a lower prevalence of myopia in children from rural locations.

The most serious concern is the rising numbers of patients with high myopia. This is a feature across the world but is most pronounced in East Asia, where a number of studies have reported prevalence exceeding 20 percent; in the West, the figure is in the low single digits.

High myopia especially involves the macula. Potential complications include choroidal neovascularization, myopic chorioretinal atrophy, myopic macular retinoschisis, myopic macular holes, cataract, glaucoma, retinal detachment, lacquer cracks and posterior staphyloma. The optic nerve may also be affected, causing myopic conus and myopic optic neuropathy. And a final problem is that the results of refractive surgery are less predictable.

Obr6 This alarming menu illustrates the need for concerted action on the part of public health organizations everywhere. In looking at the economic impact, the spotlight must first be shone on developing countries. "Avoidable distance vision impairment," caused by problems that are readily addressed with spectacles and contact lenses in other parts of the world, has been estimated to cost \$202 billion per annum by The International Agency for the Prevention of Blindness (IAPB). But the economic cost is dwarfed by the humanitarian toll of uncorrected refractive errors. The problem could be eliminated, according to IAPB, by an investment of \$28 billion to establish the required eye care services. To promote this solution, IAPB proposes to integrate eye care into the United Nation's post-2015 Millennium Development Goals. It is a logical fit, given that the Millennium Goals are geared to improving economic, social and health outcomes.

How about the developed world? A survey in the United States estimated that in 1990 the price of correcting vision impairment owing to refractive error was be \$3.9 billion and \$7.2 billion. This figure was based direct costs of providing spectacles to everyone over age of 12 who need refractive correction to achieve good distance vision. While this is a big number, it is dwarfed by the heavyweights of healthcare, the chronic diseases for example, spending on dementias including Alzheimer's disease topped \$200 billion in 2012, while diabetes cost \$245 billion and heart disease and stroke combined accounted 5312 billion.

Given a doubling in the number of myopes since the study was published, plus the fact that no costs beyond the provision of eyeglasses were included, it is not hard to imagine that the annual cost to the US of refractive errors runs to several tens of billions. And these costs will continue to climb steeply if solutions are not forthcoming.

2. What is the mechanism by which myopia develops?

Despite a century of interest in refractive development, the etiology of myopia is still not fully understood. What is known is that myopia results when an eye is too long for its optical power or optically too powerful for its axial length. The components of the optical system,

such as axial length, refracting power of the cornea and depth of the anterior chamber, must remain in sync as the eye grows to ensure that objects are brought into Sharp focus. "The hypothesized mechanism by which this is brought about is called emmetropization, a term derived from the Greek emmetros, meaning "well-proportioned" or "fitting". Identifying aspects of the visual experience that might aid, or hinder, the process of emmetropization provides clues as to why myopia develops. Several factors have been identified; the mechanism du jour is that outdoor light exposure helps maintain emmetropia.

Spending too much time indoors, and not enough time outdoors promotes myopia. There are a couple of mechanistic explanations for this indoor/outdoor light phenomenon. These explanations are not mutually exclusive. One is the huge disparity in the level of light exposure. Outside, light level readings are in the range of 50-100,000 lux; indoors, values are less than 1,000 lux, and mostly closer to 500. Increased exposure to sunlight promotes dopamine neurotransmission in the retina; in animal models, dopamine signaling is associated with an inhibition of axial elongation. Thus, a Child exposed to a sufficiency of outdoor light is less likely to develop myopia than if he or she spends most of the time indoors. Another possible mechanism involves peripheral vision. An outdoor vista, such as that experienced at the ocean or in the countryside provides dioptric continuity throughout the visual field: both central and peripheral vision is clear, unblurred. This state may help maintain symmetry of the eyeball, and promote emmetropia. Indoors, dioptric stimuli vary widely across the visual field. Central vision may be focused on a television screen or words on a page, but a Wide range of light sources and objects at different distances means that the peripheral retina is likely to be defocused. Studies in animal models indicate that this kind of optically-imposed defocus impacts upon central refractive development: when the periphery of the eye is defocused, refractive errors are more likely to occur. Hence, the Child spending his or her time indoors is more inclined to be myopic.

Increased understanding of the factors that influence refractive parameters and how these interact should lead to more effective treatments to slow myopia progression or to prevent its onset.

3. What factors contribute to susceptibility to myopia?

There is clearly a mix of genetic and environmental components involved in the development of myopia, but the contribution of each, and the ingredients that make up that contribution, are still being teased out.

Back in 2005, a meta-analysis of some 300 papers downplayed the role of hereditary factors. It noted distinct variations in prevalence between genetically similar cohorts in different environments: for instance, the high prevalence of myopic Indians in Singapore (70 percent of 18-year-old men), while in India itself the rate was roughly 10 percent. The simplest explanation of such findings is that a massive environmental effect is swamping the genetic influence.

So, was mother right when she said, "Don't stare at the television too long or your eyes will go square"? No. Despite the folklore of "screens damaging eyes," which has been passed down the generations in the form of watching TV, playing video games, working with personal computers, to today's use of smartphones, their impact appears to be minimal. What Mother failed to identify is the crystal-clear relationship between education (and socio-economic status) and myopia prevalence in children. "Education" likely means "more reading," supporting the idea that "nearwork" is a significant risk factor in myopia. Additionally or alternatively, increased indoor activity means less outdoor activity. As noted above, a strong body of evidence links outdoor activities, such as sports (though not indoor sports) and the amount/duration of sunlight exposure, to reduced risk of myopia in children. Thus, for "environmental factors," read "lifestyle"; an important distinction when comparing myopia incidence on a global scale.

Environmental factors alone cannot, however, explain why so many individuals within a single family present with myopia; there must be a substantial role for genes. Altogether, an extraordinary 68 genes across all chromosomes have been associated with refractive error, including 20-some recent additions from the international Consortium for Refraction and Myopia (CREAM) and the company 23andMe, who corroborated each other's findings.

Interestingly, no significant genetic differences between Europeans and Asians were discovered. The bad news is that many of the genes have very slight (though additive) effects, ruling out a simple solution. The rather better news is that they can be mapped onto functional pathways, giving pointers on how to improve our basic understanding and, by extension, our

ability to treat this perplexing condition. The pathways include neurotransmission, vitamin A (retinol) metabolism, eye development and remodeling of the extracellular matrix.

Rapid progress is being made on the environmental component too. Randomized clinical trials are underway to more precisely pin down the impact of sunlight, bright light, and/or outdoor exposure; some of these studies use wearable light sensors in place of questionnaires to capture data more rigorously.

The ultimate goal will be to integrate the two streams of information, pinpointing unfavorable combinations of genetic predisposition and environmental factors that are particularly risky for the development of myopia. At that point, improved therapeutic options may come into focus.

4: What are the current and potential treatments for myopia?

Spectacles, contact lenses and intraocular lenses bring the image closer to the retina, helping to render a Sharp, focused image. For patients with low, non-progressing myopia (-3.00 diopters or less), that's great. But for those with mid or high myopia, and especially for children with progressing myopia, strategies that reduce the rate of progression are highly desirable.

Here's a selection of effective approaches:

Behavioral interventions

A meta-analysis of studies that looked at the effect of increased outdoor time on children's risk of myopia (2) concluded that each additional hour spent outside per week reduces the odds of myopia by two percent. There are several potential (and non- exclusive) explanations for this, including the

aforementioned increased exposure to sunlight. For example, pupils are more constricted outdoors than indoors, which increases the depth of focus and reduces blur, slowing eye growth. Another theory points to an assumed reduction in near work given that more time is spent outdoors, while a further suggestions is that physical activity itself prevents myopia.

Pharmacological interventions

Pharmacotherapy with muscarinic receptor antagonists like atropine and pirenzepine has been evaluated, initially because accommodation appears to play a role in the progression of myopia.

The use of 1% atropine is effective in slowing childhood myopia progression. However, the decision to administer to children over an extended period must always be approached with care. Atropine's side effects include blurred vision increased light sensitivity and constantly dilated pupils, making it commercially impractical. More recently, 0.01% atropine has been evaluated; it also slows the development of myopia, but with less cycloplegia and better tolerability. A further bonus is that there are lower levels of rebound progression on termination of treatment. Pirenzepine has also been evaluated in a randomized placebo-controlled trial: relative to placebo, a 2% gel formulation administered twice-daily almost halved the rate of myopia progression in children.

Optical interventions

Orthokeratology — or overnight vision correction — uses specially designed rigid gas-permeable contact lenses that reshape the cornea, reducing the extent of myopia and correcting vision in the short-term for adults. In children, there is an additional benefit: the rate at which the eye's axial length elongates is reduced, slowing the development of myopia. A recent study showed that progression of myopia in children wearing orthokeratokeratology contacts was significantly less than a control group over a year evaluation. Orthokeratology is said to be effective up to -4.00 diopters.

Bifocal soft contact lenses (BSCLs) with a distance center may provide a similar effect as corneal reshaping. One comparison of BSCLs against single-vision soft contact lenses (SVSCLs) in children showed significant slowing of both myopic and axial length progression. Soft multifocal lenses appear to have similar effects in children; in a recent clinical trial, the rate of myopia progression was halved, and axial elongation reduce by one third compared with SVSCLs.

Surgical interventions

For adults (though not for children save in a small number of special cases) there are several surgical techniques that can be employed. They have no effect on the underlying posterior

segment pathology. Existing axial eye elongations are reversed, the vitreous chamber continues to lengthen unabated, and the risk of posterior segment sequel remains.

Laser procedures have been used to treat nearsightedness in around 50 million adults over the past 20 years. The cornea is reshaped by removing a small amount of eye tissue using a highly focused laser beam. Recent developments include the cutting and extraction of a lenticule, a disc-shaped Piece of corneal tissue.

Phakic intraocular lenses (IOLs) are gaining currency for moderate and high myopias. The implanted lenses have the advantage of being removable, and their effects reversible.

5. How do we move towards prevention of myopia?

Since axial lengthening of the eye isn't reversible, the only way to prevent myopia is to stop it developing in the first place. That means intervention in children, as soon as signs of nearsightedness appear — which could be in infancy.

At present, no single strategy can prevent childhood myopia. However, shrewd combinations of current tactics, based on novel clinical algorithms and public health initiatives, are having a marked impact.

Regular screening of children's vision is an essential part of any strategy. This must include not only school visits by optometrists, ophthalmologists but assessment of younger, pre-school children and even babies. Myopia develops most rapidly in the initial couple of years — and it's during this period that interventions can make the biggest difference. The emergence of Myopia Control Clinics will help ensure efficient delivery of treatment to myopic children and young adults. In addition to providing conventional glasses to correct myopia, doctors will be offering treatments for controlling the condition's progression, ranging from special contact lenses to prescription eye drops.”

Refractive interventions in children — from orthokeratology to soft bifocal contact lenses — certainly have a place in a myopia control strategy. Such approaches work for many children, but the extent to which they prevent myopia progression is unpredictable. It's an area that is continually evolving, and more effective contact lenses are likely to be introduced periodically. Other components of a fully integrated strategy are more easily stated than implemented. For example, having children spend more than two hours a day outdoors does

seem to prevent — or at least substantially retard — the development of myopia. However, today, the average American kid spends under 30 minutes a week in unstructured outdoor play, while devoting seven hours indoors in front of electronic screens. In Other countries, parental obsession with academic attainment is an equally large obstacle to outdoor play. It is going to take a concerted and creative marketing campaign to nudge families into changing their lifestyles. Again, Singapore offers an example of one way forward. The program there was initiated around 15 years ago, built around the message to take breaks from nearwork. Since the importance of outdoor exposure became known, some eight years ago, programs directed at parents, schools and schoolchildren themselves have made outdoor activities an essential part of the day. In the past five years, the rates of myopia have almost stabilized, contrasting dramatically with the rapid growth in the previous three decades.

Notably lacking from most current myopia prevention strategies are pharmaceutical interventions. While atropine and pirenzepine are effective, their anticholinergic side effects have precluded prescription (though hopes for 0.01 % atropine remain high). The search for new agents that have a better therapeutic with fewer side effects is underway and may benefit from the growing body of genetic information. Who would bet against such remedies being found? The Size of the market provides great incentive to industry.

The „database state," where healthcare, governmental and commercial records are all maintained electronically, means that almost population-wide assessments of public health and the impacts of interventions can be made rapidly, and far more easily than what was previously the case.

The highly myopic eye is a vulnerable eye. Reversing the prevalence of myopia — across the entire globe but especially in East Asia — presents a monumental social, scientific, medical and political challenge. The lack of a "magic bullet" and of a sophisticated knowledge of the mechanism by which myopia develops complicates matters. But the stakes are high. There is a real prospect of everyone being nearsighted in certain locations, including huge numbers of high myopias who will have significant vision-related problems. A solution seems to be emerging but it will require great discipline and deep pockets to implement. Hopefully, innovations will continue to bring that solution within more certain reach.

References

1. I Morgan and K Rose, "How genetic is school myopia?", *Progress in Retinal and Eye* 24, 1-38 (2005).
2. JS Sherwin, M H Reacher; RH Keogh, et al, "The Association between Time Spent Outdoors and Myopia in Children and Adolescent. A Systematic Review and Meta-analysis", *Ophthalmology* 119, 2141—2151 (2012).
3. Gallagher R.: Myopia Dystopia. *The Ophthalmologist*, November/December 2013, 17-21.

3. PRŮMYSLOVÁ VÝROBA KONTAKTNÍCH ČOČEK

Bc. Tomáš Dobřenský

CooperVision Limited, Professional Services Manager pro Českou republiku a Slovensko

Současná průmyslová výroba kontaktních čoček je, podobně jako řada jiných odvětví, výrazně automatizovaný proces. Vedle nových automatických výrobních linek ji výrazně ovlivňují také nové technologické postupy a materiály. Přesto řada základních prvků výroby se výrazněji nemění.

Jedním z nejdůležitějších prvků v průmyslové výrobě kontaktních čoček je reprodukovatelnost postupu a přesná shoda finálního výrobku. To znamená, že každá nově vyrobená kontaktní čočka je identická s výrobním vzorem.

Dalším faktorem jsou velké objemy vyráběných produktů. Většinu kontaktních čoček dnes produkují automatické a poloautomatické výrobní linky. Obvyklý je způsob, kdy jsou ve stejném momentě na určitém kroku výroby čočky po dvou, čtyřech, osmi nebo dokonce šestnácti kusech. V jiných momentech, jako je například proplachování a hydratace, se používají větší zásobníky s obsahem až 640 kusů čoček. To samozřejmě klade větší nároky také na logistiku a přesnou evidenci v průběhu výroby.

Základem dnešních technologií průmyslové výroby kontaktních čoček je technika tzv. suchého nebo mokrého odlévání do formy (cast moulding). Suchý proces znamená, že v průběhu polymerizace neobsahuje monomer vodu. U mokrého procesu je naopak určitý obsah vody v monomeru záměrně přidán a čočka ihned po polymerizaci má již částečně pružnou a gelovitou strukturu.

Příprava výroby: Prvním krokem vedoucím ke vzniku vlastní kontaktní čočky je výroba odlévací formy. Jako materiál se využívají teplem tvárné plasty, např. polypropylen, které ve formě granulátu vstupují do stříkolisu. Matrice pro výrobu forem je kovová a používá se

opakovaně v rámci výrobního cyklu. Oproti tomu formička na vlastní kontaktní čočku je jednorázová, tedy pro každý nový kus kontaktní čočky se vyrábí nová forma.

Odlévání do formy: plně automatizované plnění formy monomerem a její následné uzavření jej jedním z klíčových faktorů pro dodržení přesných parametrů výsledné čočky. Dokonalé sesazení formy má zásadní vliv na kvalitu okrajů čočky. Množství injikovaného monomeru je vždy o něco větší než objem výsledné čočky. Eliminuje se tak vznik bublin, nebo nedostatek materiálu ve formě. Polymerizace probíhá buď působením tepla, kdy podle typu materiálu trvá přibližně od 30 do 45 minut, nebo UV zářením. Polymerizace UV zářením je časově delší, trvá přibližně jednu hodinu. Dalším kritickým okamžikem výroby je otevření formičky a uvolnění polymerizované čočky. K uvolnění čočky se používají jak mechanické postupy, tak například nahřátí ve vodní lázni.

Hydratace kontaktních čoček: Proces hydratace kontaktních čoček je rozdílný podle použitého materiálu. Hydrogelové materiály se hydratují výrazně jednodušším a méně zdlouhavým procesem. Používá se obvykle teplý fyziologický roztok, který se několikrát vyměňuje. Výrazně náročnější proces se používá k hydratování silikon hydrogelových materiálů. Zde je nutné kromě hydratace zaručit také vyplavení nepolymerizovaných částí monomeru, proto první lázně obsahují etanol a teprve následně se čočky hydratují v čistém fyziologickém roztoku. Proces hydratace čoček trvá od několika desítek minut až po téměř tři hodiny.

Kontrola čoček v průběhu výroby: Všechny procesy výroby jsou neustále monitorovány. Po každém kroku prochází vystupující polotovar plnou elektronickou kontrolou a vyřazením špatných čoček. Tato kontrola je vždy po polymerizaci čočky, uvolnění čočky z formy, po hydrataci čočky a před konečným zabalením do blistrů. Následně jsou odebírány vzorky z každé šarže na namátkovou celkovou kontrolu.

Balení, sterilizace a logistika: Výstupní část hydratační linky je obvykle zakončená procesem balení čoček do blistrů. Následně čočky putují do autoklávu ke sterilizaci. Takto připravené čočky jsou již vlastně hotovým výrobkem, přesto je ještě čeká dlouhá cesta, na které dostanou slušivý obal a jsou expedovány až ke koncovým uživatelům.

Industrial production of contact lenses

Bc. Tomáš Dobřenský

CooperVision Limited, Professional Services Manager for Czech Republic and Slovakia

The current industrial production of contact lenses is, like many other sectors, significantly automated process. In addition to new automated production lines it also affect by new technologies and materials. But a big number of basic elements of production are not changed so much. One of the most important elements in manufacturing of contact lenses is reproducibility of the process and an exact accordance of the final product. This means that each newly produced contact lens is identical with the production model. Another factor is the large volumes of manufactured products. Most contact lenses today are produced on automatic and semi-automatic production lines. The usual method is where the same moment at a certain stage of production of the lens by two, four, eight or even sixteen pieces. In other moments, such as hydration process, to use larger reservoirs containing up to 640 pieces of lenses. This of course also places greater demands on logistics and its records during production. The basis of today's technology manufacturing contact lenses is a technique called dry or wet cast molding. The dry process means that during the polymerization the monomer does not contain water. In contrast, the wet process is water content in the monomer and the lens is immediately after the polymerization partially flexible, gel-like structure. Preparation of production: The first step leading to the formation of a contact lens is mold production. As a material are used heat-ductile plastics, eg. polypropylene, which in the form of granules entering to the injection press. Matrix for mold is from metal and is used repeatedly throughout the production cycle. In contrast, for each new piece of contact lens is produced new mold. Cast molding: fully automated filling of forms by monomer and its subsequent conclusion is one of the key factors for achieving precise parameters of the final lens. The perfect fit of the form has a major impact on the quality of the edges of the lens. The amount of the injected monomer is always slightly larger than the volume of the resultant lens. This eliminates the formation of bubbles, or lack of material in the form. Polymerization is carried

out either by the heat, which according to the type of material takes approximately 30 to 45 minutes, or UV radiation. Polymerization by UV radiation is longer, it takes approximately one hour. Another critical moment is the opening of molds and release of polymerized lens. To release the lenses are used mechanical procedures, but sometimes also warming in a water bath. Hydration of contact lenses: A process for hydrating contact lenses is different according to the material used. Hydrogel materials are moisturized by simpler and less time-consuming process. It is used typically warm saline solution, which is repeatedly changed. Significantly more demanding process is used to hydrate the silicone hydrogel materials. Here, in addition to the hydration also are ensured leaching rest parts of monomer, so the first bath containing ethanol and subsequently the lenses are hydrated in pure saline. The process of hydration lenses lasts from a few tens of minutes to nearly three hours. Check the lens during production: All manufacturing processes are constantly monitored. After going through every step projecting semi full electronic control and discarding bad lens. This check is after the polymerization, lens release from the mold, the hydration of the lens and before final packaging into blisters. Subsequently, samples are taken from each batch to overall control. Packaging, sterilization and logistics: Output of moisturizing line is usually finished like packing of

lenses to blisters. Subsequently lenses wander into an autoclave for sterilization. In this moment lenses are actually already finished product, but it is still a long way to get a nice stickers and boxes and be shipped to the users.

4. JAK OBJEKTIVNĚ URČIT ZRAKOVOU OSTROST

Bc. Vojtěška Mandáková, DiS

vedoucí projektu: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D

Katedra optometrie a ortoptiky Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně

Projekt specifického výzkumu rektora MUNI/C/0933/2013

Vyšetření zrakové ostrosti patří v oftalmologické a optometristické praxi k základním vyšetřovacím metodám. Zraková ostrost informuje o aktuálním zrakovém výkonu oka a je ovlivněna celou řadou faktorů. Značný vliv na kvalitu vidění mají faktory fyzikální (vady optického systému), fyziologické (adaptace a rozložení fotoreceptorů na sítnici), psychologické (pozornost a vnímání kontrastu) a v neposlední řadě je naše zraková ostrost ovlivněna vyšetřovací vzdáleností.

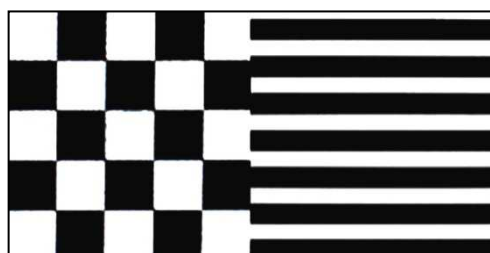
Rozložení fotoreceptorů není po celém povrchu sítnice stejnoměrné. Nejvyšší a nejostřejší vidění je zprostředkováno žlutou skvrnou. Jedná se o tzv. centrální zrakovou ostrost, která určuje stupeň a kvalitu našeho vidění. Centrální zrakovou ostrost je možné vyšetřit objektivními nebo subjektivními metodami. Pro běžné vyšetření zrakové ostrosti si vystačíme se subjektivní metodou testování, která je prováděna pomocí optotypových tabulí. Během této techniky je odkázání na subjektivní hodnocení ze strany pacienta, výsledek je tedy ovlivněn myslí subjektu a může být zkreslený nebo zavádějící.

Abychom získali opravdu objektivní výsledek, je třeba použít technik, které nejsou ovlivněny myslí subjektu. Právě objektivní metody vyšetření zrakové ostrosti nejsou založeny na vlastních pocitech pacienta a aplikujeme je, pokud subjektivní metody vyšetření selhávají. Své nezastupitelné místo mají objektivní techniky vyšetření zrakové ostrosti u nespolupracujících nebo nekomunikujících pacientů. Tyto metody nacházejí své využití u novorozenců, pre-verbálních dětí, pacientů s mentálním postižením, u amblyopie nebo je lze využít při průkazu simulace či disimulace.

Objektivní vyšetření zrakové ostrosti provádíme metodou preferenčního vidění, s vyvoláním optokinetického nystagmu či pomocí zrakově evokovaných potenciálů. Samotné testování zrakové ostrosti objektivními metodami probíhá převážně monokulárně, ale možné je i binokulární testování. Všechny výše uvedené metody využívají k určení objektivních hodnot zrakové ostrosti minimálního úhlu rozlišení.

Vyšetření zrakové ostrosti je založeno na určení minimálního úhlu, který svírají dva podrážděné čípky na sítnici s pozorovaným předmětem. Hledáme tedy minimální úhel, pod kterým jsme schopni vidět dva body odděleně. Aby požadovaná situace nastala, musí být splněna následující podmínka: světelný vjem musí dopadnout na sítnici tak, aby podráždil dva čípky, mezi kterými zůstane vždy jeden čípek nepodrážděný. V takovém případě je lidské oko schopno rozlišit v předmětovém prostoru dva body odděleně. Pokud by podmínka splněna nebyla, nedokázali bychom rozlišit dva body izolovaně, ale splynuly by v jeden vjem.

Samotné hodnocení objektivní zrakové ostrosti je založeno na detekci a rozlišení odpovídající prostorové frekvence. Prostorovou frekvencí chápeme pravidelné střídání testové figury (obr. 1.) v testovém poli na daný úhlový stupeň. Jako testové figury slouží černé a bílé pruhy nebo šachovnicová pole s proměnou strukturou. Při vyšetření zrakové ostrosti začínáme většími obrazci (testovými figurami) v testových polích a postupně dochází k jejich zmenšování, čímž se testuje potřebná zraková ostrost. Čím má pacient lepší zrakovou ostrost, tím menší obrazce v testových polích rozliší.



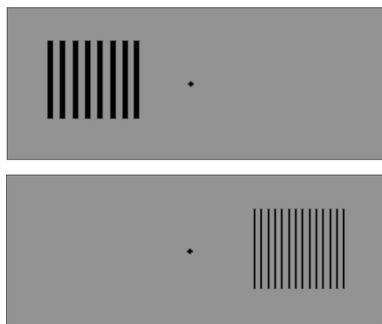
Obr. 1

Metoda preferenčního vidění (preferential looking, PL)

Metoda PL je založena na podvědomé reakci pacienta. Během vyšetření jsou pacientovi předloženy současně dvě stejně velké testovací plochy. Jedna plocha obsahuje pruhy s maximálním kontrastem a přesně definovanou prostorovou frekvencí, druhá plocha je neutrálně šedá. Stupeň neutrální šedi

odpovídá průměrné hodnotě světlého a tmavého proužku první plochy. Pacientovi jsou postupně předkládány testy se stejným kontrastem o vyšších prostorových frekvencích.

K vyšetření zrakové ostrosti metodou preferenčního vidění se využívají Teller acuity cards (obr. 2.), Lea Gratings (obr. 3.) nebo Cardiff cards. Teller acuity cards mají podobu obdélníku, který je rozdělen na dvě stejně velké poloviny. Jedna polovina je neutrálně šedá a druhá obsahuje pruhy s různou prostorovou frekvencí. Lea Gratings svým tvarem připomínají ping-pongové páčky. Pacientovi jsou současně předloženy dvě „páčky“, jedna šedá a druhá s pruhy s různou prostorovou frekvencí. Cardiff cards jsou modifikací Teller acuity cards.



Obr. 2

Jsou-li kontrastní pruhy pacientem vnímány, fixuje jednoznačně plochu s pruhy. Tato fixace je podvědomou reakcí. Vyšetřující posuzuje schopnost pacienta určit kontrastní pruhy ve správném testovém poli a hodnotí rychlost spontánní reakce (fixační čas).

Počet předložených prostorových frekvencí udává zrakovou ostrost. Čím vyšší prostorové frekvence pacient vnímá, tím lepší je jeho zraková ostrost.



Obr. 3.

Vyšetření zrakové ostrosti s vyvoláním optokinetického nystagmu

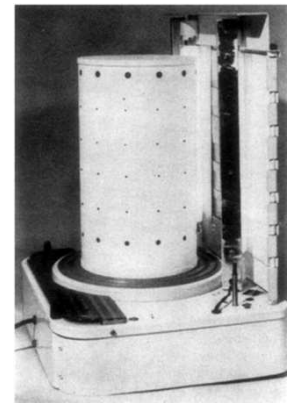
Optokinetický nystagmus je oční reflex, který je vyvolán rotací nebo pohybem fixovaného předmětu v případě plně funkční zrakové dráhy. Lze jej vyvolat rotací bubny s pruhy (obr. 4.) při stabilní pozici vyšetřovaného nebo rotací pacienta v kruhové místnosti s různou hustotou pruhů na stěnách. Pacienti se neustále snaží podvědomě fixovat čerené pruhy, což pozorovatel vnímá jako velmi rychlé kmitavé pohyby očí (podobně jako při sledování krajiny během

jízdy vlakem) – optokinetický nystagmus. Vyvoláním optokinetického nystagmu dokážeme neporušenost zrakové dráhy. Toto vyšetření se řadí ke screeningovému testování zraku.



Obr. 4

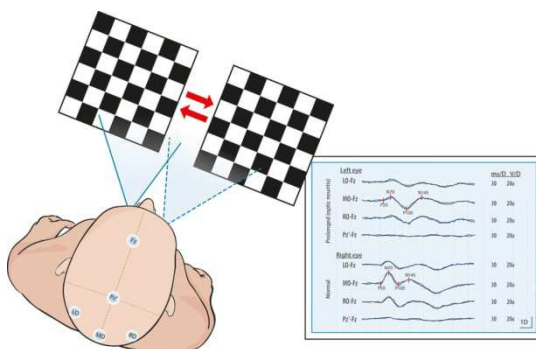
Zrakovou ostrost určíme pomocí speciálního otočného válce s body v šesti řadách (obr. 5.). Body o velikosti 0,5 – 7,5 mm jsou pacientem pozorovány ze vzdálenosti 1 m pod prostorovým úhlem 1,7 – 25,8 úhlové minuty. Podle řady bodů, kterou pacient rozliší, určíme zrakovou ostrost. Vyšetřená zraková ostrost je v rozsahu vízu od 6/5 až po hodnotu vízu menší než 6/60. Pokud jsou hodnoty vízu horší než 6/60, volíme bližší vyšetřovací vzdálenost.



Obr. 5.

Vyšetření zrakové ostrosti pomocí zrakově evokovaných potenciálů (VEP)

Vyšetření VEP spočívá ve snímání elektrických impulzů z nervového systému. Impulzy vyvolané na základě stimulů v podobě světelných záblesků, černobílé šachovnice nebo černobílých pruhů, jsou snímány pomocí elektrod umístěných na hlavě pacienta (obr. 6.).



Obr. 6.

K objektivnímu vyšetření zrakové ostrosti slouží metoda sweep VEP (sVEP). Pacient prostřednictvím monitoru fixuje světelný bod umístěný ve středu testové figury s postupně rostoucí prostorovou frekvencí. Testovou figuru představuje pole v podobě černobílých pruhů nebo šachovnice s proměnnou strukturou. Snímací elektrody jsou umístěny na čele, temeni a na týle pacienta. Výsledky vyšetření jsou zpracovány počítačovým programem a vyhodnoceny v podobě grafu. Při vyhodnocení vyšetření se hledá nejvyšší možná frekvence, během které došlo k vyhasnutí odpovědi zrakového signálu. Čím vyšší je poslední zaznamenaná prostorová frekvence, tím lepší je zraková ostrost pacienta.

Výhodou této metody je její jednoznačnost, vysoká přesnost měření, snadná opakovatelnost a následná možnost porovnání získaných výsledků. Nevýhodou je vyšší časová náročnost.

Porovnání získaných výsledků jednotlivými metodami

Při srovnání výsledků získaných měření zrakové ostrosti metodou preferenčního vidění (pomocí Teller acuity cards) a pomocí ETDRS optotypu (studie Friedman et al., 2002) byla nalezena statisticky významná korelace ($r = 0,79$). Studie probíhala v domově s pečovatelskou službou, testováno bylo 480 subjektů s různým stupněm kongenitální úrovně a s očními patologiemi (nejčastěji se jednalo o diabetickou retinopatii). Obecně lze hodnotit výsledky z Tellerových karet jako přesnější. Zde je důležité poznamenat, že při testování zraku pomocí Tellerových karet je vyšetřovací vzdálenost bližší než 5 m. Při vyšetření zraku Tellerovými kartami nedochází ke zkreslení znaku kolem vertikální osy cylindru, jako je tomu při čtení optotypových znaků. Musíme zohlednit i to, že vždy je snadnější rozlišit testové znaky v podobě pruhů než přečíst optotypový znak (minimum separabile x minimum legibile).

Další studie, která se soustředila na srovnání výsledků získaných metodou preferenčního vidění (Teller acuity cards) a pomocí ETDRS optotypu, proběhla u pacientů s jednostrannou amblyopií (studie Drover et al., 2008). Celkem se testování zúčastnilo 126 subjektů. Na očích bez amblyopie nebyl nalezen významný statistický rozdíl mezi metodou ETDRS a preferenčním viděním ($p = 0,36$).

V případě porovnání výsledků získaných testováním zrakové ostrosti metodou sVEP a pomocí Snellenova optotypů se výsledky měření vzájemně liší na staticky významné hladině ($p = 0,05$). Studie se uskutečnila ve Fakultní nemocnici U svaté Anny (2013), vyšetření se

zúčastnilo celkem 32 subjektů bez oční patologie s emetropií nebo pseudoemetropií (ametropové s potřebnou korekcí). Metodu sVEP je vhodné použít v případě monitorování zrakové ostrosti u dětských pacientů nebo u specifických skupin dospělých jedinců. Její významnost spočívá v opakovatelnosti měření se statisticky nevýznamnými rozdíly. Metoda sVEP není vhodná pro běžnou optometristickou praxi, protože neumožňuje zohlednit subjektivní hledisko uživatele brýlí. V případě běžné oftalmologické a optometristické praxe je vhodné upřednostnit výsledky získané subjektivní metodou před výsledky sVEP.

Závěr

Objektivní metody vyšetření zrakové ostrosti je vhodné použít pouze v případě, že subjektivní metody vyšetření selhávají. Pomocí objektivních metod vyšetření zrakové ostrosti je možné účinně testovat zrak u dětských pacientů nebo u specifických skupin dospělých jedinců.

Zdroje:

Anton, M. Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody, Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, Brno 2004, 96 s., ISBN 80-7013-4,2-X

Cassel, D. An objective methodology to assess visually acuity using visual scanning parameters, dostupné z <https://tspace.library.utoronto.ca>

Drover J. R., Lauren M. W., Stager D. R., Birch E. E., The Teller acuity cards are effective in detecting amblyopia, dostupné z <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Friedman, D. S., Munoz B., Masof R. W., Bandeen-Roche, k. West, S. K., Grating Visual Acuity Using the Preferential-looking Method in Elderly Nursing Home Residents, dostupné z <http://www.iovs.org>

Kuchyňka, P. a kol. Oční lékařství, Grada Publishing, a.s., 2007, 812 s., ISBN 978-80-247-1163-8

Ustohalova, P. Problematika očních vyšetření u osob s mentálním postižením 1. část. Česká oční optika, 4/2013, r. 54, str. 30 – 32

Ustohalova, P. Problematika očních vyšetření u osob s mentálním postižením 2. část. Česká oční optika, 1/2014, r. 55, str. 34 – 36

Veselý P. Porovnání a spolehlivost vyšetření zrakové ostrosti na optotypu LOGMAR ETDRS a SNELLEN celořádkovou a interpolační metodou, Brno 2012, Disertační práce, Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny v Brně, Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU Brno

Veselý P., Petrová S., Synek S. Je objektivní měření zrakové ostrosti vhodnou technikou pro běžnou optometristickou praxi?, Opta Brno 2014, prezentace, Katedra optometrie a ortoptiky LF MU Brno a Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny v Brně

Obrázky:

Obr. 1 Testové figury - zdroj: PRESSVISION [Online]. 2014 [cit. 22. 4. 2014].

Dostupné z: <http://www.pressvision.com/vep.php>

Obr. 2 Teller acuity cards - zdroj: UVIC [Online]. 2012 [cit. 22. 4. 2014].

Dostupné z: <http://web.uvic.ca>

Obr. 3 Lea grating – zdroj: SUSSEX VISION [Online]. 2009-2014 [cit. 22. 4. 2014].

Dostupné z: <http://www.sussexvision.co.uk>

Obr. 4 Optokinetický buben – zdroj: WHITEOP [Online]. 2010 [cit. 22. 4. 2014].

Dostupné z: <http://www.whiteop.ca/testing>

Obr. 5 Buben s body – zdroj: Veselý P. Porovnání a spolehlivost vyšetření zrakové ostrosti na optotypu LOGMAR ETDRS a SNELLEN celořádkovou a interpolační metodou, Brno 2012, Disertační práce, Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny v Brně, Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU Brno

Obr. 6 Metoda sVEP - zdroj: TIDSSKRIFTET [Online]. 2013 [cit. 22. 4. 2014].

Dostupné z: <http://tidsskriftet.no/article>

HOW TO OBJECTIVELY DETERMINE THE VISUAL ACUITY

Bc. Vojtěška Mandáková, DiS.,

Project Manager: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Department of Optometry and Orthoptics, Medical Faculty, Masaryk University Kamenice 5,
625 00 Brno, Czech Republic

Rector's Project of the Specific Research MUNI/C/0933/2013

How to objectively determine the visual acuity

The visual acuity examination represents the basic medical examination method of ophthalmologist and optometry. The visual acuity enables to assess the actual visual performance of an eye and is influenced by many factors. The important factors for the vision quality are physical factors (defects of the optic system), physiological handicaps (adaptation and placement of photoreceptors on the eye retina), psychological factors (concentration and contrast perception ability) and the testing distance.

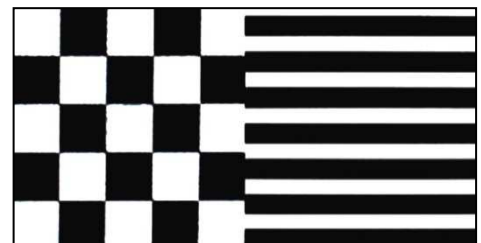
The distribution of photoreceptors is not uniform across the retinal surface. The most acute and the best quality vision is realized by macula lutea. This is called **the central visual acuity**, which determines the level and quality of our vision. The central visual acuity can be examined by both objective and subjective methods. For an ordinary examination of the visual acuity the subjective testing method is suitable and it is performed using optotype charts. During this technique, we have to rely on a patient's subjective assessment, the result is therefore influenced by the patient's mind and can be distorted or misleading.

In order to receive a truly objective result, it is necessary to use techniques that are not influenced by the subject's mind. The objective methods of the visual acuity examination are not based on the patient's own feelings and we apply them when the subjective methods of analysis fail. The objective methods of the visual acuity examination are irreplaceable when examining uncooperative or non-communicating patients. These methods are used for infants, intellectual disability patients, patients suffering from amblyopia or for the demonstration of simulation or dissimulation.

The objective methods of the eye acuity examination are represented by the preferential looking method, the method based on optokinetic nystagmus and the method of visual evoked potential. The visual acuity examination made by the objective methods is predominantly monocular, however the binocular testing is possible as well. All these methods apply the differentiation angle's minimal values for the objective assessment of the visual acuity.

The visual acuity examination is based on the determination of the minimum angle which is included by two irritated cones in the retina with the observed object. In fact, the minimum angle at which we are able to see two points separately is searched. In order to get the required situation, the following condition has to be fulfilled: the light perception has to be received by the retina in such a way when between two irritated cones always stays one cone non irritated. In this case, the human eye can distinguish two points separately in the object space. If this condition is not fulfilled, two isolated points could not be distinguished and they would be merged into one single percept.

The objective visual acuity evaluation is based on the corresponding spatial frequency detection and resolution. The spatial frequency is represented by the regular change of a test figure on a testing field within an angular degree (picture 1.). As the test figure are used black and white stripes or checkered field



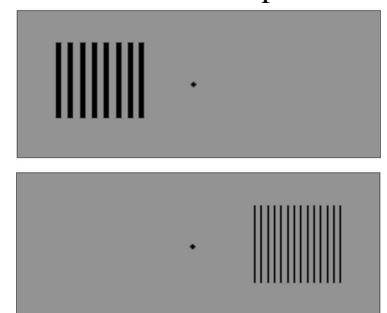
Picture 1.

with a variable structure. The visual acuity examination is started with the larger test figures in the testing fields and they are gradually reduced for testing the required visual acuity. The better patient's visual acuity is the smaller figures are distinguished in the testing fields.

Preferential looking method (PL)

The PL method is based on the patient's subconscious reaction. The patient is shown two testing boards simultaneously. One of these boards is covered by maximum contrast stripes with the exactly defined spatial frequency, the second one is neutral grey. The grade of the neutral grey colour corresponds to the average colour value of the light and dark stripe from the first board. The patient is gradually tested by boards of the same contrast but higher spatial frequency.

For the visual acuity examination by preferential looking method are used Teller acuity cards (picture 2), Lea Gratings (picture 3) or Cardiff cards. Teller acuity cards have a rectangular shape, that is split into two



Picture 2.



Picture 3.

equal halves. One half is neutral gray and the second one contains stripes of different spatial frequencies. Lea Gratings shape resemble ping-pong bats. Two "bats" are simultaneously presented to patients, one gray and one with stripes of different spatial frequencies. Cardiff cards are modifications of Teller acuity cards.

In the case when the contrast stripes are perceived by the patient, his/her eyes fix the board with stripes. This fixation is the patient's subconscious reaction. The examiner evaluates the patient's ability to resolve the contrast stripes and assesses his/her reaction time (fixing time). The number of submitted frequencies determines the visual acuity. The higher spatial frequencies are perceived by the patient, the better his or her visual acuity is.

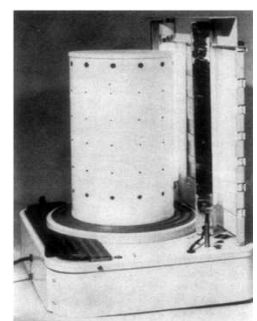
Visual acuity examination using optokinetic nystagmus

Optokinetic nystagmus is an eye reflex evoked by the rotation or movement of the visual stimuli across the subject's visual field. It can be evoked either by the striped cylinder (picture 4.) rotation in patient's visual field while patient sits in a motionless position or by a patient's rotation in a rounded striped room, where the stripes are of various density. Patients are constantly subconsciously trying to fix the black stripes, which the observer views as an extremely fast oscillating movements of the eyes (like while watching the landscape during the train ride) – optokinetic nystagmus. By evoking the optokinetic nystagmus we prove the integrity of the visual pathway. This examination is one of the screening eyesight tests.

The visual acuity is evaluated with the special rotary cylinder with marked spots (picture 5) in six rows. The spots of the size of 0,5-7,5 mm are watched by the patient from 1 m distance under the spatial angle of 1,7 – 25,8 arc minute. The resolved rows of spots determine the patient's visual acuity. The examined visual acuity is from the vizus 6/5 to vizus lower than 6/60. In a case the vizus values are worse than 6/60, shorter testing distance is needed.



Picture 4.

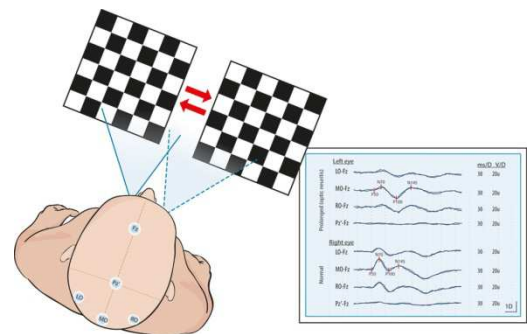


Picture 5.

Visual acuity examination using VEP method

VEP examination is based on the electrical impulses detection created by the nervous system. Impulses evoked by visual stimulus, such as light flashes, black and white chessboard or stripes are detected by electrodes that are placed on the patient's head (picture 6.).

The method sweep VEP (sVEP) is used for the objective visual acuity examination. The patient fixes the light spot with gradually increased spatial frequency in the center of the



Picture 6.

test figure. The test figure is represented by the black and white stripes or the chessboard with the variable structure. Detecting electrodes are placed on the patient's forehead, vertex and occiput. The examination results are processed by the computer program into the form of the chart. During the final evaluation the highest frequency that caused the lost of the visual signal is searched. The higher spatial frequency is recorded, the better patient's visual acuity is.

The advantage of this method is its high accuracy, clarity, repeatability and comparability of the results. However it is the time consuming method.

The above mentioned methods results comparison

When comparing the visual acuity examination results obtained by using preferential looking method (via Teller's acuity cards) and using ETDRS optotype (the Friedman et al study, 2002) the statistically significant correlation has been found ($r = 0,79$). The study took place in a nursing home, 480 subjects with a different degree of the congenital level and also with the ocular pathologies (the most frequently diabetic retinopathy occurred). Generally, the examination results from Teller's cards are considered as more accurate. It is important to note that the distance during the vision examination using Teller's cards is smaller than 5 m. During the vision examination using Teller's cards the distortion of the character around the cylinder vertical axis does not occur as it happens when using the optotype characters. It is also necessary to take into account that it is easier to recognize the stripes as the testing characters than to read the optotype character (minimum separabile x minimum legnibile).

The next study, which focused on the results comparison obtained by using preferential looking method (via Teller's acuity cards) and using ETDRS optotype, took place with patients with unilateral amblyopia (the Drover et al. study, 2008). Altogether 126 subjects were tested. The statistically significant difference between ETDRS method and preferential looking method was not found on eyes without amplyopia ($p = 0,36$).

When comparing visual acuity examination results obtained by using sVEP method and using Snellen's optotypes the statistically significant differences occurred ($p = 0,05$). The study took place in

Brno St. Ann's Faculty Hospital (2013), 32 subjects without eyes pathology and emetropia or pseudo emetropia were examined (ametropia with the necessary correction). sVEP method is suitable in the case of the visual acuity monitoring of children patients or the specific groups of adults. Its importance lies in the examination repeatability with statistically non significant differences. sVEP method is not suitable for the common optometry practice, because it does not take into account the subjective aspect of eyeglass wearers. In the case of the ophthalmological and optometry practice it is better to prioritize the results obtained by using the subjective method against sVEP results.

Conclusion

The objective methods of the visual acuity examination are suitable in the cases when the subjective methods fail. The objective methods of the visual acuity examination can be used for the efficient vision examination of the children patients of the specific groups of adults.

Literature:

Anton, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*, Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, Brno 2004, 96 s., ISBN 80-7013-4,2-X

Cassel, D. *An objective methodology to assess visually acuity using visual scanning parameters*, Available from <https://tspace.library.utoronto.ca>

Drover J. R., Lauren M. W., Stager D. R., Birch E. E., *The Teller acuity cards are effective in detecting amblyopia*, dostupné z <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>

Friedman, D. S., Munoz B., Masof R. W., Bandeen-Roche, k. West, S. K., *Greating Visual Acuity Using the Preferential-looking Method in Elderly Nursing Home Residents*, Available from <http://www.iovs.org>

Kuchyňka, P. a kol. *Oční lékařství*, Grada Publishing, a.s., 2007, 812 s., ISBN 978-80-247-1163-8

Ustohalova, P. *Problematika očních vyšetření u osob s mentálním postižením 1. část*. Česká oční optika, 4/2013, r. 54, str. 30 – 32

Ustohalova, P. *Problematika očních vyšetření u osob s mentálním postižením 2. část*. Česká oční optika, 1/2014, r. 55, str. 34 – 36

Veselý P. *Porovnání a spolehlivost vyšetření zrakové ostrosti na optotypu LOGMAR ETDRS a SNELLEN celořádkovou a interpolační metodou*, Brno 2012, Disertační práce, Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny v Brně, Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU Brno

Veselý P., Petrová S., Synek S. *Je objektivní měření zrakové ostrosti vhodnou technikou pro běžnou optometristickou praxi?*, Opta Brno 2014, prezentace, Katedra optometrie a ortoptiky LF MU Brno a Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny v Brně

Pictures:

Picture 1 Test figures - zdroj: PRESSVISION [Online]. 2014 [cit. 22. 4. 2014].

Available from: <http://www.pressvision.com/vep.php>

Picture 2 Teller acuity cards - zdroj: UVIC [Online]. 2012 [cit. 22. 4. 2014].

Available from: <http://web.uvic.ca>

Picture 3 Lea grating – zdroj: SUSSEX VISION [Online]. 2009-2014 [cit. 22. 4. 2014].

Available from: <http://www.sussexvision.co.uk>

Picture 4 Optokinetic drum – zdroj: WHITEOP [Online]. 2010 [cit. 22. 4. 2014].

Available from: <http://www.whiteop.ca/testing>

Picture 5 Cylinder with points – zdroj: Veselý P. *Porovnání a spolehlivost vyšetření zrakové ostrosti na optotypu LOGMAR ETDRS a SNELLEN celořádkovou a interpolační metodou*, Brno 2012, Disertační práce, Klinika nemocí očních a optometrie, FN u sv. Anny v Brně, Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU Brno

Picture 6 Method sVEP - zdroj: TIDSSKRIFTET [Online]. 2013 [cit. 22. 4. 2014].

Available from: <http://tidsskriftet.no/article>

5. INDIKACE VYUŽITÍ ELEKTROFYZIOLOGICKÝCH VYŠETŘOVACÍCH METOD

Bc. Eliška Kondéová

Jméno školitele: MUDr. Jan Richter

Katedra optometrie a ortoptiky Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně

Elektrofyzilogické metody jsou vysoce sofistikované metody, které umožňují neinvazivně diagnostikovat mnohá onemocnění, často ještě před klinickými projevy.

Mezi základní indikace k vyšetření řadíme:

- *Diagnostika očních a neurologických onemocnění*
- *Poruchy vidění nejasné etiologie*
- *Posouzení funkce sítnice při zákalech optických médií*
- *Monitoring u podezření na retinotoxicitu a neurotoxicitu*
- *Detekce u dědičných nemocí*
- *Zhodnocení funkce sítnice a zrakového nervu u poúrazových stavů.*

Historie elektrofyziologických metod

První pokusy o sejmutí elektrofyziologického záznamu probíhaly na zvířatech. Elektrické signály vznikají díky proudění elektricky nabitých částic, iontů, přes buněčné membrány a to jak u obratlovců, tak u bezobratlých.

Poprvé sejmul potenciály z rybího oka v roce 1865 švédský fyziolog Holmgren, který je však mylně považoval za akční potenciály zrakového nervu. Ačkoliv Dewar ze Skotska sejmul tyto potenciály z lidského oka již v roce 1877, elektroretinografie nenašla širší klinické uplatnění až do roku 1941, kdy Riggs použil ke snímání potenciálů z lidského oka rohovkové kontaktní elektrody. V roce 1945 Karpe zveřejnil výsledky studie ERG lidských očí, a tím položil základy pro klinickou elektrofyziologii. V roce 1992 Sutter zavedl do klinické elektrofyziologie nový způsob stimulování sítnice a snímání potenciálů sítnice v podobě multifokálního ERG.

ELEKTRORETINOGRRAFIE (ERG)

Celoplošný, světlem vyvolaný elektroretinogram je záznam difúzní elektrické odpovědi generované fotoreceptory a nervovými buňkami sítnice. Tato elektrická odpověď je výsledkem změn pohybu iontů v sítnici, zvláště draslíkových a sodíkových, vyvolaných světelným podnětem.

Einthoven a Jolly poprvé referovali v roce 1908 o třech komponentách elektroretinogramu. Počáteční negativní vlnu nazvali vlnou „a“, následující pozitivní část, která má normálně vyšší amplitudu než vlna a, byla označena jako vlna „b“ a konečná prodloužená pozitivní část křivky byla nazvána vlnou „c“. Toto označení jednotlivých částí křivky ERG se používá dodnes.

Původ ERG

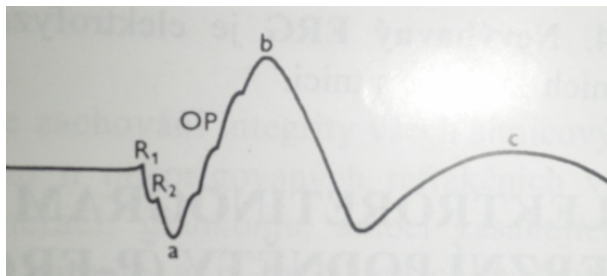
Sítnice obsahuje dva typy fotoreceptorů, tyčinky a čípky. Absorpce světla zrakovým pigmentem obsaženým v zevním segmentu fotoreceptoru, zahajuje molekulární změny následované vznikem vlny hyperpolarizace fotoreceptorů. Hyperpolarizace znamená negativní změnu nitrobuněčného elektrického potenciálu a tato elektrická změna je zachycena jako negativní **a-vlna** elektroretinogramu. Světlem vyvolaná hyperpolarizace fotoreceptorů snižuje uvolňování neurotransmiterů na synaptických zakončeních. Tato změna způsobí depolarizaci nebo hyperpolarizaci postsynaptických buněk bipolárních a horizontálních. Následkem depolarizace bipolárních buněk sítnice se zvýší hladina extracelulárního draslíku, což vede k depolarizaci Müllerových buněk glie. Tento jev je podstatou pozitivní **b-vlny** klinického elektroretinogramu.

Fyziologický elektroretinogram a jeho hodnocení

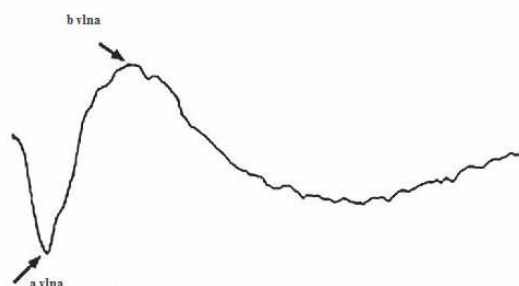
Fyziologický elektroretinogram začíná negativní dvouvrcholovou vlnou malé latence, kterou nazýváme časný receptorový potenciál (R1, R2). Po ní registrujeme negativní vlnu a, která je pozdním receptorovým potenciálem. Na vzestupné části pozitivní vlny b je možné registrovat oscilační potenciály (OP), jejichž původem jsou synaptické vztahy ve vnitřní jádrové vrstvě sítnice. Pozitivní vlna b je generována nervovými elementy vnitřní jádrové vrstvy (buňky bipolární, horizontální a jiné). Pomalá pozitivní vlna c vzniká hyperpolarizací pigmentového epitelu sítnice a Müllerových buněk sítnice, ale za normálních podmínek se na ERG nenachází (obr. 1).

Elektroretinogram snímáme v klinických podmínkách po adaptaci oka na tmou (skotopický ERG) a poté za osvětlení, po adaptaci oka na světlo (fotopický ERG). Hodnoty ERG jsou ovlivněny intenzitou světelného stimulu, stavem adaptace sítnice a dalšími okolnostmi (např. věkem a refrakčními vadami oka, průhledností optických prostředí a kolísáním sítnicového potenciálu během dne).

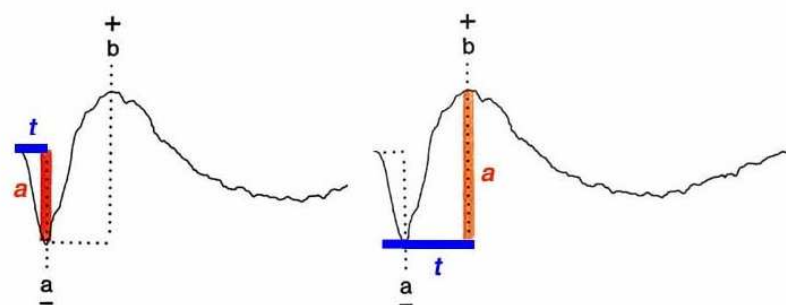
Na elektroretinogramu hodnotíme amplitudu vlny a, vlny b a oscilačních potenciálů a dále dobu latence jednotlivých vln za skotopických a fotopických podmínek. ERG odpovědi pravého a levého oka u normálních osob za standardních vyšetřovacích podmínek se mohou lišit průměrně o 10 % (obr. 2,3).



Obr. 1: Základní složky ERG [5]



Obr. 2: Zobrazení a- vlny, b- vlny (upraveno) [3]



Obr.3: Hlavní parametry ERG záznamu:
a- amplituda vlny
b- implicitní čas [3]

Obr. 3: Hlavní parametry ERG záznamu (upraveno) [3]

Patologický elektroretinogram

Hodnoty ERG se mohou měnit v závislosti na typu, stadiu a rozsahu očního onemocnění. Nejznámější a nejpoužívanější klasifikace abnormálních nálezů ERG je klasifikace navržená Karpem. Jejím podkladem jsou amplitudové charakteristiky základních komponent křivky ERG.

Supernormální ERG je charakterizován zvýšením amplitudy a i b vlny, které vzniká podrážděním sítnicových struktur intoxikací, hypoxií, metabolickými poruchami a přerušením retinotalamických spojení. Příkladem jsou počáteční stadia degenerativních a dystrofických onemocnění sítnice, intoxikace organismu a metalózy oka.

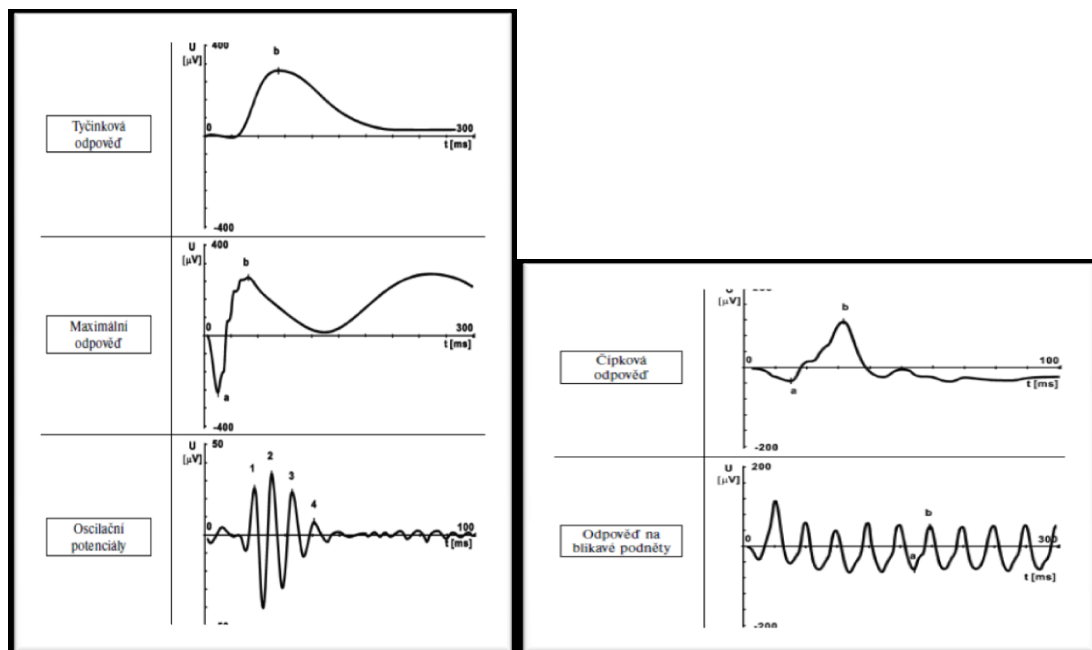
Subnormální ERG spojený se snížením amplitudy a i b vlny je nejčastějším typem patologického ERG. Stupeň snížení potenciálů je ovlivněn rozsahem, charakterem a hloubkou patologického procesu. Tento typ ERG nacházíme u dystrofických změn sítnice a cévnatky, u chronických cévních onemocnění sítnice, u odchlípení sítnice a u vysoké krátkozrakosti.

Negativní ERG je charakterizován normální amplitudou vlny a a sníženou amplitudou vlny b. Tento typ ERG zjišťujeme nejčastěji u akutních cévních onemocnění oka, jako je okluze centrální sítnicové žíly a tepny.

Nevýbavný ERG je elektrickou odezvou těžkých nevratných změn v sítnici, například u pigmentové degenerace sítnice.

Od roku 1994 je vydána Mezinárodní společností pro klinickou elektrofyziologii vidění (ISCEV) standardní metodika, která má umožnit srovnání výsledků. Tato směrnice zavádí pět základních typů ERG- odpovědí:

1. Tyčinková odpověď oka adaptovaného na tmou
2. Čípková odpověď oka adaptovaného na světlo (maximální odpověď)
3. Oscilační potenciály
4. Čípková odpověď
5. Odpovědi na rychle blikající podněty (obr. 4).



Obr. 4: Pět základních typů ERG odpovědí [7]

1. Klasické (flash) ERG

Standardní vyšetření probíhá za fotopických i za skotopických podmínek v perimetrické kouli (Ganzfeld). Zornice pacienta by měly být maximálně dilatovány. Rohovky jsou znecitlivěny, podle toho jaká aktivní elektroda je zvolena pro snímání.

Sítnice je stimulována difuzním osvětlením, pro které se využívá xenonová výbojka o jasu 1,5 až 3 cd/m^2 a každý záblesk trvá maximálně 5 milisekund. Jas pozadí Ganzfeldovy koule pro fotopické vyšetření je 30 cd/m^2 .

Ke snímání elektrických potenciálů se využívají tři elektrody: akční, referenční a zemní. Akční elektroda se vkládá do oka a referenční a zemní jsou elektrody kožní. Kůži je před aplikací třeba řádně odmastit, třeba lihobenzínem. Následně se nanese vodivý gel, který slouží k zajištění dobrého elektrického připojení.

Skotopický (tyčinkový) ERG je záznam, který je snímán po adaptaci oka na tmu (20-30min). Použije-li se modrého světla, které je pro čípky podprahové, lze získat pouze tyčinková odpověď.

Fotopický (čípkový) ERG je snímán po adaptaci oka na světlo a při osvětlení.

2. Flicker ERG

Je-li sítnice stimulována rychlými záblesky o 30 cyklech/s (30Hz), pak se jedná o flicker ERG. Při této frekvenci nemohou tyčinky reagovat.

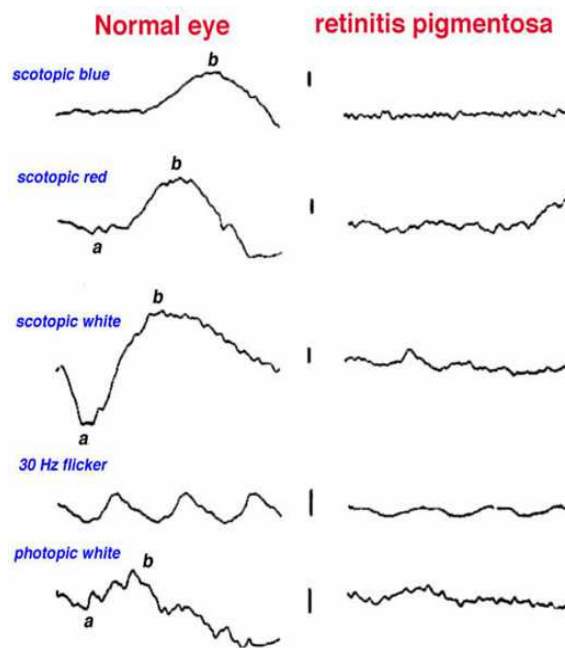
3. Oscilační potenciály

Oscilační potenciály je možné izolovat z ERG křivky zesílením frekvenčního rozsahu na 100-300 Hz. Jedná se o malé zákmity nasedající na vzestupné raménko vlny-b. Základní čtyři oscilace se objevují s vrcholnými latencemi 18-45 ms.

Klinické využití

Pigmentová degenerace sítnice

U pigmentové degenerace sítnice je zřetelně sníženo ERG, u skotopického ERG je snížena amplituda vlny a, což značí chybějící reakci tyčinek (obr. 5).



Obr. 5: Porovnání záznamu vyšetření zdravého pacienta a pacienta s pigmentovou degenerací sítnice [3]

Kongenitální stacionární noční slepota

Toto onemocnění je pravděpodobně způsobeno přerušáním signálu mezi tyčinkami a bipolárními buňkami. Následkem toho vznikne tzv. negativní ERG (b vlna chybí, a vlna je prodloužená).

Čípková dystrofie

Při tomto onemocnění jsou se stoupající tendencí poškozovány čípky. Flicker ERG má výrazně nižší amplitudu při téměř normální a vlně i b vlně skotopického zábleskového ERG.

Cirkulační poruchy sítnice

Arteriální okluze jsou provázeny snížením ERG-odpovědí.

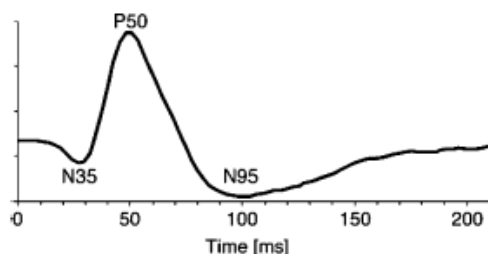
Neprůhledná oční média

ERG se využívá zejména ve stavech po poleptáních očí s následnými srůsty víček, které znemožňují posouzení nálezu na zevním očním segmentu a v nitru oka běžnými postupy.

4. Elektroretinogram na šachovnicové reverzní podněty (pattern ERG-PERG)

Použitím černobílé reverzující se šachovnice při stimulaci sítnice se vytvoří na sítnici obraz prostorově strukturovaného podnětu. Snímáním takto vyvolaného potenciálu zachytíme odpověď centrální části sítnice i vrstvy gangliových buněk a jejich axonů. Patologické hodnoty PERG zjišťujeme u nekorigovaných refrakčních vad, amblyopií, makulárních dystrofií a degenerací, u glaukomu, cévních onemocnění oka a u rozsáhlejších poškození přední části zrakového nervu.

Křivka PERG má celkem tři komponenty, které vykazují typickou vlnovou latenci. U zdravých jedinců je tato křivka tvořena negativní vlnou N35 s latencí 35 ms, po níž následuje velká pozitivní vlna P50 s latencí 50 ms. Jako poslední vzniká velká negativní vlna N95 s latencí mezi 90 a 100 milisekundami (obr. 6).



Obr. 6 : Křivka PERG [7]

Klinické využití

Glaukom

Vyšetření PERG má svůj význam hlavně u detekcí včasných stádií glaukomu. Pokud je PERG při použití velkých šachovnicových struktur normální, ale při použití malých šachovnicových struktur změněno, může to být způsobeno nedostatečným optickým zobrazením, nebo se jedná o počínající glaukom.

5. Multifokální ERG (mf-ERG)

Multifokální elektroretinografie představuje důležité doplnění standardní elektrofyziologické diagnostiky, protože na rozdíl od klasické, zábleskové ERG umožňuje detekci ohraničených, lokalizovaných defektů funkce sítnice snímáním elektrické aktivity mnohočetných malých sítnicových oblastí. Význam mf-ERG tedy spočívá zejména v detekci sítnicové dysfunkce v časných, preklinických stádiích.

Standardní vyšetření probíhá binokulárně za fotopických podmínek na očích adaptovaných na světlo s optimální korekcí. Zornice jsou artificiálně rozšířeny, aby na sítnici dopadlo maximální množství světla. Elektrody se skládají z pokovené elektrody umístěné v dolním fornixu a rohovkové elektrody typu kontaktních čoček. Kožní pozlacené referenční elektrody jsou nejčastěji umístěny na spánku odpovídajícího oka a zemnicí elektrody na ušním lalůčku nebo čele.

Vyšetřovaná osoba fixuje centrální bod na monitoru nejčastěji s frekvencí 75 Hz, na kterém jsou generovány řady šestiúhelníků (nejčastěji 61/103/241). Sítnicová velikost monitoru má zaujímat 20 až 30 úhlových stupňů. Jas bílých hexagonů je nastaven na 100 až 200 kandel na metr čtvereční, jas černých šestiúhelníků má nejnižší možnou hodnotu (pod 1 cd/m²). Během stimulace dochází k rychlému střídání bílé a černé barvy. Délka vyšetření závisí na počtu šestiúhelníků (61 hexagonů- 4 minuty).

Klinické hodnocení

V klinické praxi je hodnocena centrální odpověď a celkové mf-ERG odpovědi koncentrických kruhů se vzrůstající excentricitou. Nejprve jsou vypočteny výsledné řady všech 61 lokálních odpovědí. Z těchto dat je vytvořen trojrozměrný obraz hustoty odpovědí s použitím metody skalárního součinu.

Výsledkem zprůměrování odpovědí v pěti uvedených skupinách je pět celkových odpovědí. Na každém lokálním ERG rozlišujeme dominantní pozitivní vrchol P1 a dva negativní vrcholy N1,N2.

Klinický význam

1. Stárnutí

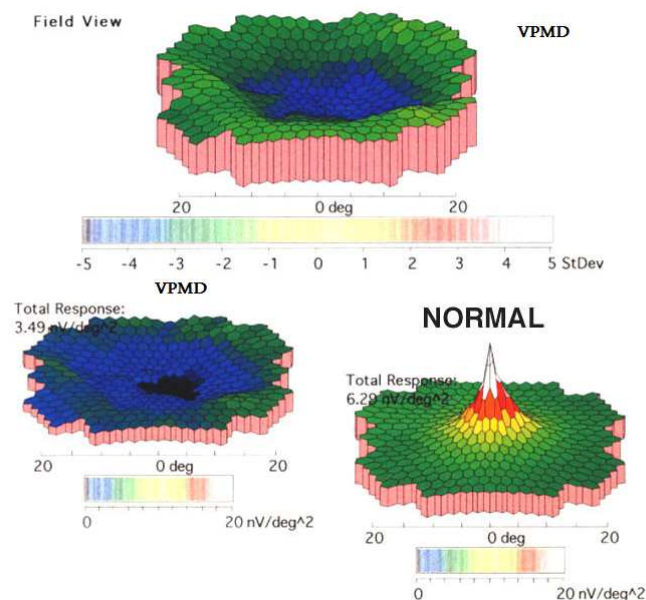
Studie prokázaly progresivní pokles amplitud N1 A P1 a prodlužování latencí se zvyšujícím se věkem. Tyto změny jsou výsledkem jak morfologických, tak i funkčních změn sítnice (pokles počtu neuronů, mitochondriální aberace v zevních segmentech čípků, snížená temporální adaptace sítnice, porušený přenos signálu).

2. Vrozené dystrofie sítnice

- a) **Stargardtova choroba** – redukce centrálních odpovědí
- b) **Mřížková dystrofie** – redukce amplitud

3. Získaná onemocnění sítnice

VPMD- redukce centrálních odpovědí. MERG má významné postavení v hodnocení funkčních změn sítnice u VPMD v souvislosti s nejrůznějšími typy konzervativní i chirurgické léčby (obr. 7).



Obr. 7: Záznam mf- ERG vyšetření, srovnání výsledků u pacienta s VPMD a zdravého pacienta [3]

4. Choroby postihující vnitřní vrstvu sítnice

a) Diabetes mellitus

Změny na sítnici jsou pomocí tohoto vyšetření (respektive pomocí jeho modifikací – multifokální oscilační potenciály, sf- mfERG, u kterých dochází k prodloužení latencí dříve, než jsou alterovány latence odpovědí standardního uspořádání mfERG.)

Abnormality jsou prokazatelné u diabetiků bez diabetické retinopatie (DR) a jejich progresse svědčí pro brzký rozvoj DR.

b) Glaukom

Vyšetření zajišťuje včasnou diagnostiku glaukomových změn. Multifokální ERG s pomalou stimulací (Sf mf-ERG) se vyznačuje 85 % senzitivitou k detekci glaukomu a umožňuje dokonce rozlišení glaukomu s nízkou a vysokou tenzí.

Mf-ERG je neinvazivní elektrofyziologické vyšetření umožňující objektivizaci malých ohraničených defektů funkce sítnice. Význam mf – ERG spočívá zejména v detekci sítnicové dysfunkce v časných, preklinických stádiích.

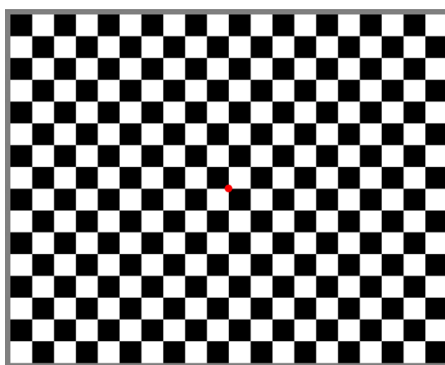
ZRAKOVÉ EVOKOVANÉ POTENCIÁLY (Visual Evoked Potentials - VEP)

VEP jsou bioelektrickou odpovědí mozku na podráždění zrakových receptorů přesně definovaným podnětem, buďto strukturovaným, nebo zábleskovým.

VEP stimuly jsou reverzované čili s fázovým posunem, nebo zábleskové typu flash on a flash off. U záblesku je stimulujícím faktorem změna osvitů sítnice, zatímco při použití strukturovaného stimulu se jedná o vznik kontrastu mezi různě osvětlenými částmi sítnice. Nejčastějším používaným druhem strukturovaného podnětu je obraz šachovnice (obr. 10.). Bylo zjištěno, že strukturované podněty aktivují zrakový systém účinněji než prostý záblesk, což vyplývá z fyziologických vlastností zrakového analyzátoru. VEP umožňují vyšetřit funkční aktivitu zrakové dráhy v celém rozsahu.

Strukturované (pattern) VEP poskytují přesnější informaci o funkci zrakové dráhy, ale vyžadují relativně dobrou zrakovou ostrost vyšetřované osoby, protože se snižováním zrakové ostrosti se snižuje hodnota odpovědi. Rozlišujeme dva typy strukturovaných podnětů, pattern- reversal (černobílá šachovnice) a pattern-onset (černobílá šachovnice se střídá se šedým pozadím).

Zábleskové (flash) VEP mají spíše screeningový charakter a nedávají tak přesnou informaci o funkci zrakové dráhy. Tento typ VEP je však možné použít u osob s nízkou zrakovou ostroostí danou například zákaly optických médií, nebo u nemocných v bezvědomí, u osob s mentální retardací nebo v případě simulace.

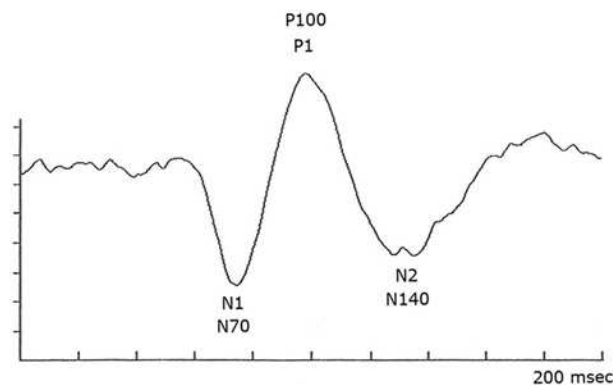


Obr. 8: Typ strukturovaného podnětu pattern -reversal[3]

Hodnocení VEP

Na křivce VEP vyšetření nalézáme potenciální minimum N70 ms, potenciální maximum P100 ms a další potenciální minimum N140ms (obr. 9). Při hodnocení je posuzována reprodukovatelnost odpovědi, počet vln, tvar evokovaného komplexu, latence a amplituda vlny P100 a stranová diference. Latence VEP je čas v milisekundách od začátku stimulu k vrcholu vlny P100, amplituda této vlny P100 je měřena v mikrovoltech. Hodnota absolutní latence je více přesnou hodnotou než absolutní amplituda. U normálních subjektů vykazuje latence variabilitu jen v rozmezí 2-5 % naměřených hodnot, zatímco hodnoty amplitudy vykazují variabilitu až 25 % mezi jednotlivými subjekty.

Hodnoty VEP jsou ovlivněny věkem, zrakovou ostrostí, šíří zornice a mohou být ovlivněny i spoluprací vyšetřované osoby. Proto jsou stanovena kritéria normality pro latenci a amplitudu vlny P100 do 50 let věku a nad 50 let věku vyšetřovaných osob. Obecná patofyziologie VEP má dvě základní podoby. Poškození myelinové pochvy se projeví prodloužením latence vlny P100, poškození axonální snížením amplitudy vlny P100.



Obr. 9 : Křivka VEP a její amplitudy [3]

Podmínky vyšetření

VEP Pattern se vyšetřují u pacienta sedícího v určité vzdálenosti od monitoru, na kterém probíhá stimulace za podmínek standardního kontrastu a jasu. Vyšetření probíhá s event. brýlovou korekcí, s normální šíří zornice a vyšetřuje se každé oko zvlášť. Zemní a referenční elektrody jsou umístěny na ušních lalůčkách, snímací elektroda je umístěna ve vlasaté části hlavy ve střední čáře v místě zvaném inion.

Klinické využití

Pattern VEP jsou využívány v diagnostice onemocnění zrakového nervu, v diagnostice demyelinizačních postižení zrakové dráhy typu roztroušené sklerózy, u kompresivních lézí zrakové dráhy, u funkčních poruch, jako je hysterie nebo simulace, v dětské oftalmologii k posouzení amblyopie, ke zjištění refrakčních vad a okulomotorických poruch.

Flash VEP slouží k posouzení funkčnosti zrakové dráhy v dětské oftalmologii, k posouzení zrakových funkcí u nekomunikativních pacientů (mentální retardace), ke zhodnocení stavu zrakové dráhy a funkcí makuly u snížené transparence optických prostředí, např. před operačním zákrokem, a jsou používány i v diagnostice kortikální slepoty.

Neuritida optického nervu

Latence vlny P 100 je prodloužena a amplituda je mírně snížena.

Snížená zraková ostrost

Prodloužená latence nebo vyhasnutí odpovědi.

ELEKTROOKULOGRAFIE (EOG)

Elektrookulografie (EOG) je název zavedený do klinické elektrofyziologie Margem v roce 1951. EOG registruje trvale přítomné, klidové potenciály velikosti přibližně 6 mV, které existují mezi rohovkou s kladným pólem a sítnicí se záporným pólem. Arden a Fojas v roce 1962 zjistili, že největším přínosem při EOG není měření absolutní hodnoty klidového potenciálu sítnice, ale spíše srovnání amplitudy za skotopických a fotopických podmínek vyšetření. To znamená měření klidového potenciálu sítnice při adaptaci oka na tmu (skotopický EOG) a při adaptaci na světlo (fotopický EOG).

EOG zaznamenává změny klidového potenciálu oka. Vyšetřovaný by měl mít maximálně dilatované zornice. Měření se provádí v Ganzfeldově perimetrické kouli, kde se během vyšetření střídají 2 červené fixační značky, které testovaná osoba vidí pod úhlem 30°. Červené značky přeblikávají v intervalu asi deseti sekund a pacient je vyzván, aby měnil fixaci pouze pohybem očí a neotáčel celou hlavou.

Test se skládá ze dvou fází. První fáze probíhá za skotopických podmínek po dobu 15 minut, bez předchozí adaptace na tmu. Jas fixačních značek je utlumen. Druhá fáze za fotopických podmínek trvá taky 15 minut a provádí se na osvětleném pozadí o jasu 100 cd/m². Je vhodné, aby se jas pozadí zvyšoval postupně a nedošlo k náhlému oslnění sítnice, popřípadě umožnit pacientovy krátkou adaptaci na světlo (3 minuty).

Pro tento test se využívají pouze kožní elektrody. Zemní elektroda je opět na čele a aktivní elektrody jsou umístěny při vnějším a vnitřním očním koutku (obr. 10).



Obr. 10: Umístění elektrod u EOG [3]

Mezi rohovkou a sítnicí vzniká napěťový rozdíl 2-17 mV, který se označuje jako klidový potenciál a má původ v RPE a přilehlé Bruchově membráně. Rohovka představuje pozitivní náboj dipólu a sítnice je vzhledem k ní negativní. Po osvětlení vzniká elektrický dipól, který je orientovaný

shodně s optickou osou. Při očních pohybech se hodnoty dipólu mění, směrem k negativní elektrodě se měřené napětí stává pozitivnější a naopak.

Výsledek EOG se hodnotí pomocí **Ardenova indexu**. Je to veličina, která udává poměr mezi maximální hodnotou potenciálu za světla a minimální hodnotou potenciálu za tmy. Je-li EOG fyziologické, má index hodnotu 200-400, je-li menší než 180, jedná se o patologii daných struktur.

Klinický význam

EOG referuje o stavu RPE, choriokapilaris cévnatky a o vrstvě fotoreceptorů.

Viteliformní hereditární dystrofie (Bestova choroba)

Jedná se o dominantně dědičné onemocnění, které se projevuje většinou do 10 let oranžovožlutým cystoidním ložiskem v makule. V terminálním stádiu atrofuje cévnatka a klesá zraková ostrost. EOG je výrazně sniženy, zejména je snížena amplituda kmitů fotopické fáze.

Choroideremie

Pro tuto chorobu jsou charakteristická bělavá ložiska choretinální atrofie, ve kterých mizí choriokapilaris, obliterují choroidální cévy a atrofuje pigmentový epitel a sítnice. U pacientů s choroideremií zaznamenáme abnormální EOG.

ZÁVĚR

Včasné určení diagnózy je jedním z předpokladů úspěšné léčby, a proto můžeme považovat elektrofyziologické vyšetřovací metody oka za důležitou součást oftalmologického vyšetření.

Z optického hlediska je nutné připomenout, že při použití strukturálních podnětů je nutná precizní korekce pacienta. Na moderních přístrojích i na blízkou vzdálenost. Zvláště je nutná korekce astigmatismu, protože bez korekce této vady může být strukturální podnět zkreslen, což se projeví v záznamu. Neurologové tuto věc opomíjejí, vyšetřují ze vzdálenosti 3 až 5 metrů, zatímco oftalmologové vyšetřují ze vzdálenosti 33 centimetrů. Při špatném vizu nejsou P-ERG a P-VEP správně hodnotitelné, neboť nám již neodráží plně citlivost kontrastu

Použitá literatura:

1. *Trendy soudobé oftalmologie: Svazek 4*. 1. vyd. Editor Pavel Rozsival. Praha: Galén, 2007, 323 s. ISBN 978-807-2624-706.
2. SKORKOVSKÁ Š., HAVLÍČEK M.: Sofistikované metody vyšetření sítnice. *Lékařské listy*. 2001, č. 33, s. 9-13.
3. The Organization of the Retina and Visual System The Electroretinogram and Electro-oculogram: Clinical Applications. In: *Webvision* [online]. 2012 [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/electrophysiology/the-electroretinogram-clinical-applications/>
4. The Electroretinogram: ERG. In: *National Center for Biotechnology Information*, [online]. 2001, 2007 [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11554/>
5. RAIMROVÁ, Silvie. Elektrofyziologické vyšetřovací metody v oftalmologii [online]. 2011 [cit. 2014-07-22]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Šárka Skorkovská
6. *International Society for Clinical Electrophysiology of Vision* [online]. 2014 [cit. 2014-07-25]. Dostupné z: <http://www.iscev.org/>
7. ZENKLOVÁ, Marta. Elektrofyziologické vyšetřovací metody a jejich využití v oftalmologii [online]. 2008 [cit. 2014-07-25]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Šárka Skorkovská

Seznam obrázků:

- Obr. 1..... Základní složky ERG [5]*
Obr. 2..... Zobrazení a- vlny, b- vlny (upraveno) [3]
Obr. 3..... Hlavní parametry ERG záznamu (upraveno) [3]
Obr. 4..... Pět základních typů ERG odpovědí [7]

- Obr. 5..... Porovnání záznamu vyšetření zdravého pacienta a pacienta s pigmentovou degenerací sítnice [3]*
- Obr. 6..... Křivka PERG [7]*
- Obr. 7..... Záznam mf- ERG vyšetření, srovnání výsledků u pacienta s VPMD a zdravého pacienta [3]*
- Obr. 8..... Typ strukturovaného podnětu pattern – reversal [3]*
- Obr. 9..... Křivka VEP a její amplitudy [3]*
- Obr.10..... Umístění elektrod u EOG [3]*
- Obr. 11..... Snímání EOG potenciálů při pohybu oka [3]*

INDICATIONS FOR USE OF ELECTROPHYSIOLOGICAL EXAMINATION METHODS

Bc. Eliška Kondéová

Project Manager: MUDr. Jan Richter

Department of Optometry and Orthoptics, Medical Faculty, Masaryk University

Electrophysiological methods are highly sophisticated methods that allow non-invasively diagnose many diseases, often before clinical manifestations.

The basic indications for examination are:

- Diagnosis of ocular and neurological disorders
- Vision disorders of unknown etiology
- Assessment of retinal function in turbidity optical media
- Monitoring for suspected retinotoxicity and neurotoxicity
- Detection of hereditary diseases
- Evaluation of the function of the retina and optic nerve in traumatic conditions.

History electrophysiological methods

The first attempts to remove the electrophysiological recording were carried out on animals. Electrical signals are generated by the flow of electrically charged particles, ions across cell membranes in both vertebrate and invertebrate.

First removed the potentials of fish eye in 1865 the Swedish physiologist Holmgren, who is mistakenly considered action potentials of the optic nerve. Although Dewar from Scotland removed the potentials of the human eye already in 1877, electroretinography did not find wider clinical use until 1941, when Riggs used to capture the potential of the human eye by corneal contact electrodes. In 1945, Karpe published the results of a study ERG on human eyes, and laid the foundations for clinical electrophysiology. In 1992 Sutter introduced into clinical electrophysiology new method of stimulating the retina and retinal scanning potentials in the form of multifocal ERG.

ELECTRORETINOGRAPHY (ERG)

Full area, light-induced electroretinogram is record of diffusing electrical response generated by the photoreceptors and retinal nerve cells. This electrical response is a result of changes in the motion of ions in the retina, especially potassium and sodium induced by light stimulus.

Einthoven and Jolly first time reported in 1908 about the three components of the electroretinogram. The initial negative wave called the wave "a", following the positive part, which normally has higher amplitude than a wave, has been reported as a wave "b" and the final extended positive part of the curve was called the wave "c". The names of the individual parts of the curve ERG is still used today.

The origin of the ERG

The retina contains two types of photoreceptors, rods and cones. Light absorption visual pigment contained in the outer segment of the photoreceptor, launching molecular changes followed a surge the hyperpolarization of photoreceptors. Hyperpolarization is a negative change in intracellular electrical potential and this electrical change is recorded as negative **a-wave** of the electroretinogram. Light-induced hyperpolarization of photoreceptors reduces release of neurotransmitters at synaptic endings. This change causes depolarization or hyperpolarization of the postsynaptic bipolar and horizontal cells. Consequently depolarization bipolar cells of the retina increases the level of extracellular potassium, which leads to depolarization of the Müller glia cells. This phenomenon means positive **b-wave** of clinical electroretinogram.

Physiological electroretinogram and its evaluation

Physiological electroretinogram starts with negative small wave latency and two tops, which we call early receptor potential (R1, R2). After registering the negative wave and that is late receptor potential. The rising part of the positive wave b is possible to register oscillatory potentials (OP), whose origins are synaptic relationships in the inner core layer of the retina. Positive wave b is generated by neural elements inside the core layer (bipolar cells, horizontal, etc.). Slow positive wave arises c hyperpolarization retinal pigment epithelium and the retinal Müller cells, but under normal conditions the ERG not (Fig. 1).

Electroretinogram is recorded in a clinical setting for eye adaptation to darkness (scotopic ER G) and then for the lighting, the adaptation of the eye to light (photopic ERG). ERG values are influenced by the intensity of the light stimulus, the state of adaptation of the retina and other circumstances (such as age and refractive defect of the eye, optical transparency, environment and retinal potential fluctuations during the day).

The electroretinogram contains amplitude of the waves-a and waves-b, oscillatory potentials and latency of each wave in scotopic and photopic conditions. ERG responses of the right and left eyes in normal persons under standard conditions of inquiry may vary on average by 10% (Fig. 2,3).

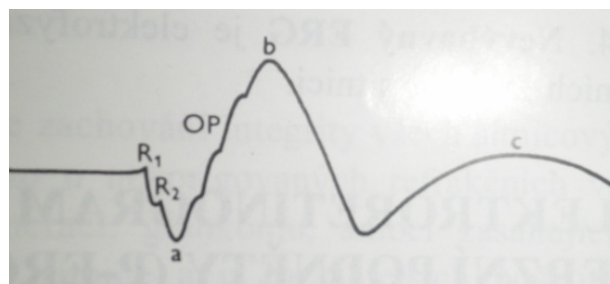


FIG. 1: Basic components of ERG [5]

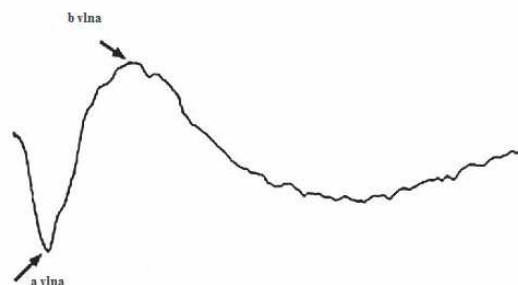


FIG. 2: The biphasic waveform of the typical normal patient (modified) [3]

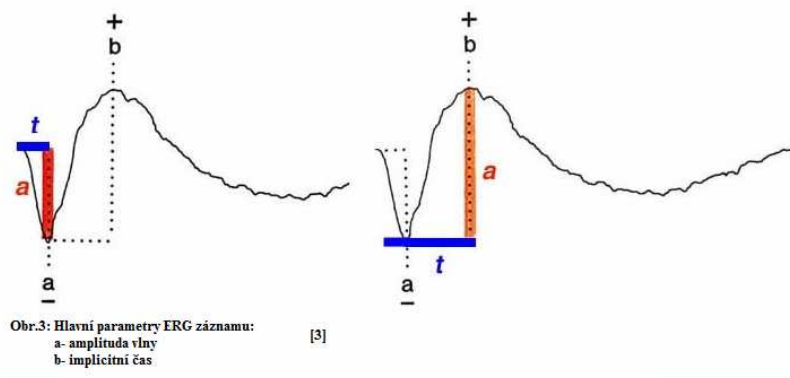


FIG. 3: Main parameters of the ERG recording (modified) [3]

The pathological electroretinogram

ERG values may vary depending on the type, stage and extent of ocular diseases. The best known and most widely used classification of abnormal findings ERG is designed by Karpe. Its basis is the fundamental component amplitude characteristics curve ERG.

Supernormal ERG is characterized by increasing amplitude a and b waves that arises from intoxication, hypoxia, metabolic disturbances and interruptions of retinotalamic connection. Examples are the initial stages of degenerative and dystrophic diseases of the retina, intoxication of the organism and metallic foreign body.

Subnormal ERG is associated with a reduction in the amplitude of the wave a and b. It's the most common type of pathological ERG. The degree of reduction potentials is influenced by the extent, nature and depth of the pathological process. This type of ERG is found in dystrophic changes in the retina and choroid, urgent vascular diseases of the retina, with retinal detachment and high myopia.

Negative ERG is characterized by the normal amplitude wave-a and reduced amplitude wave-b. This type ERG we find most acute vascular diseases of the eye such as occlusion of the central retinal vein and artery.

None ERG is response of heavy irreversible changes in the retina, such as pigmentary degeneration of the retina.

In 1994 the International Society for Clinical Electrophysiology of vision (ISCEV) issued standard methodology to allow comparison of results. This directive introduces five basic types of ERG-responses:

- Rod response to the dark-adapted eye
- Cone response to the light-adapted eye (maximum response)
- Cone answer
- Dark-adapted oscillatory potentials
- Flicker ERG (Fig. 4).

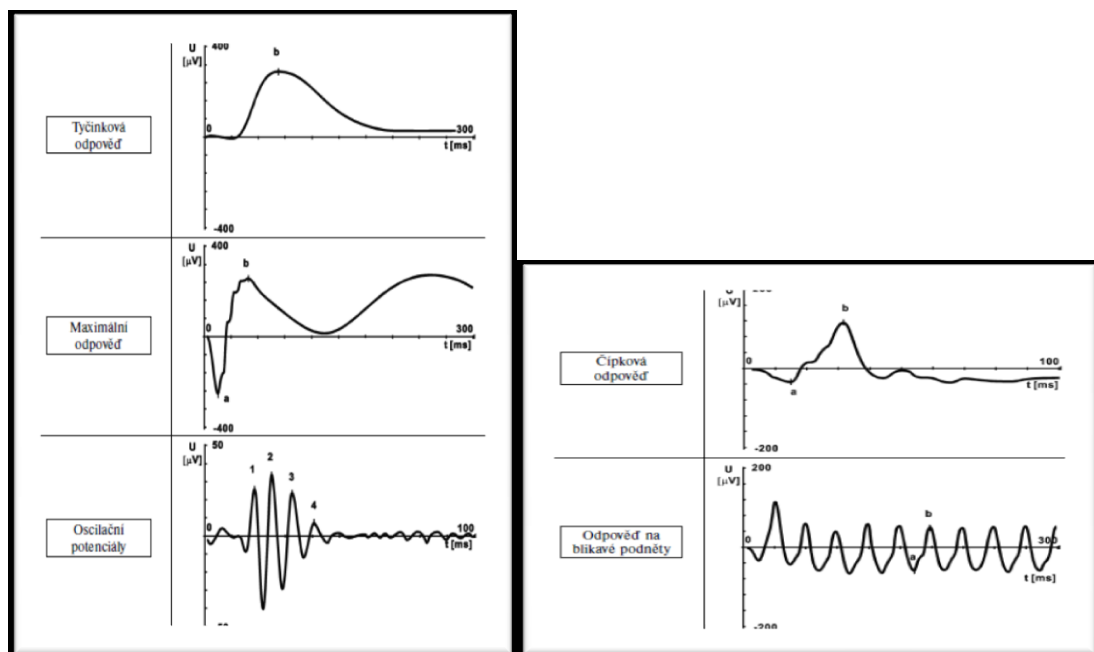


FIG. 4: Five basic types of ERG responses [7]

1. Classical (flash) ERG

Standard tests carried out under photopic and scotopic conditions for the Ganzfeld's globe. The pupil is usually dilated. Corneas are desensitized.

The retina is stimulated by diffuse lighting, which is used for xenon lamp brightness 1,5 to 3 cd / m² and each flash lasts up to 5 milliseconds. Brightness of background Ganzfeld's globe for photopic examination is 30 cd / m².

The sensing of electrical potentials using three electrodes: action, reference and ground. Action electrode is inserted into the eye and the reference and ground electrodes are cutaneous. The skin prior to application to be properly degreased, perhaps alcohol. Subsequently the loaded conductive gel, is used to ensure good electrical connection.

Scotopic (rod-shaped) ERG is a record that is sensed by the eye adaptation to darkness (20-30min). If a blue light that is subliminal suppositories can be obtained only bar-answer.

Photopic (cone) ERG is sensed after the adaptation of the eye to light and lighting.

2. Flicker ERG

When the retina is stimulated by rapid bursts of 30 cycles / second (30Hz), it is then a flicker ERG. At this frequency rods cannot respond.

3. Oscillatory potentials

Oscillatory potentials can be isolated from ERG amplification curves for the frequency range 100-300 Hz. It is a small glitch overlying the ascending limb of the b-wave. The basic four oscillations occur with supreme latencies of 18-45 ms.

Clinical Application

Pigmentary retinal degeneration

For pigmentary retinal degeneration is markedly reduced ERG, for scotopic ERG amplitude of wave-a is reduced, and this correspond to the lack of reaction rods (Figure 5).

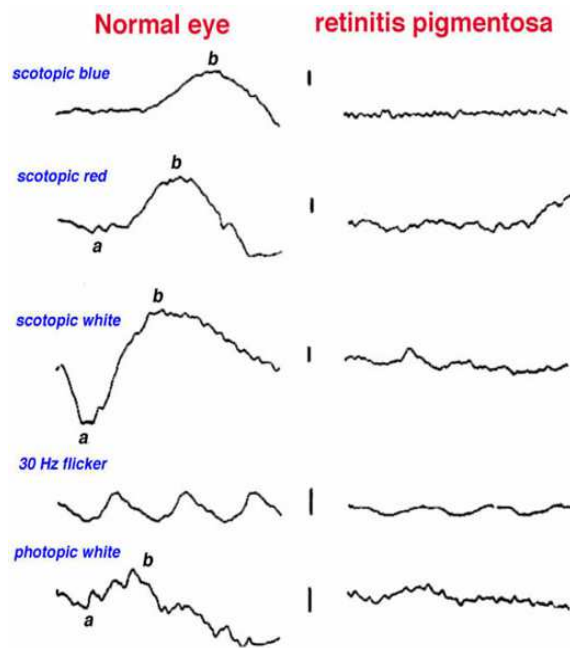


FIG. 5: ERG recording in a normal patient and one with retinitis pigmentosa [3]

Congenital stationary night blindness

This disease is likely caused by interruption of the signal between the rods and bipolar cells. This leads to the negative ERG (b-wave is missing, and the a-wave is extended).

Cone dystrophy

The early “cone” portion of the scotopic flash ERG is missing. The scotopic bright white ERG is fairly normal in appearance but with slow implicit times.

Circulatory disorders of the retina

Arterial occlusion is accompanied by a reduction in ERG-responses.

Opaque ocular media

ERG is used mainly in the states of eye burns with subsequent adhesions of the eyelids, which make it impossible to assess the findings in the external ocular segment and the inside the eye by conventional techniques.

4. Electroretinogram to reverse checkerboard stimuli (pattern ERG-PERG)

Using a black and white checkerboard reversing with the stimulation of the retina creates an image on the retina spatially structured initiative. By scanning the thus created potential response can catch the central part of the retina and ganglion cell layer and their axon. Pathological PERG values measured on the uncorrected refractive errors, amblyopia, macular dystrophy and degeneration, glaucoma, vascular diseases of the eye and extensive damage to the front of the optic nerve.

The Curve PERG has three components which exhibit typical wavelength latency. In healthy subjects, the curve is formed with negative wave N35 latency of 35 ms, followed by a large positive wave with P50 latency of 50 ms. As a last there is a large negative wave N95 latency between 90 and 100 ms (Fig. 6).

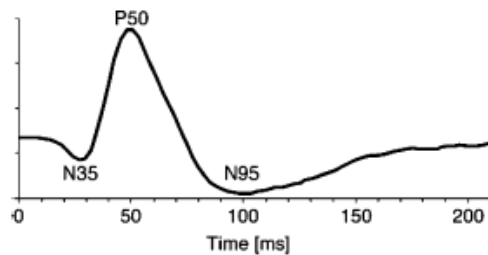


FIG. 6: Standard PERG [7]

Clinical Application

Glaucoma

Examination of the PERG has its importance especially for detection of early stages of glaucoma. If the PERG with using large checkerboard structures normal, but using a small checkerboard structure changed, it may be due to lack of optical imaging or beginning glaucoma.

5. Multifocal ERG (mf-ERG)

Multifocal electroretinography is an important addition to standard electrophysiological diagnosis, because it allows the bounded detection, localized defects of the retinal function by sensing the electrical activity of multiple small retinal parts.

Standard examination takes place in binocular photopic conditions on the eyes adapted to the light optimal correction. Pupils are artificially extended. The electrodes consist of plated electrodes placed in the lower fornix and corneal electrode type of contact lenses. Skin golden reference electrodes are placed on the most appropriate sleep eye and the ground electrode on the earlobe or forehead.

During the examination patient is fixing central point on the screen with the most frequency of 75 Hz, which are generated by a series of hexagons (usually 61/103/241). Display size has to take a 20-30 degree angle on the retina. Brightness of white hexagons is set to 100 to 200 candelas per square meter; the luminance of black hexagons has the lowest possible value (below $1 \text{ cd} / \text{m}^2$). During stimulation there is rapid changing of white and black color. Duration of examination depends on the number of hexagons (61 hexagons/ 4 minutes).

Clinical evaluation

In clinical practice is centrally assessed response and total mf-ERG responses of concentric circles with increasing eccentricity. First, there are calculated final series of all 61 local responses. Next step is creating of a three-dimensional image of density response (using the method of scalar product). Results are created from averaged responses to the five groups of five total response. At each local ERG we can differentiate dominant positive peak P1 and two negative peaks N1, N2.

The clinical significance

- *Aging*

The study showed a progressive decrease in the amplitude A P1 and N1 latency prolongation with increasing age. These changes are the result of both morphological and functional changes in the retina (the decrease in the number of neurons, mitochondrial aberrations in outer segments suppositories reduced temporal adaptation of retinal disturbed signal transmission).

- *Congenital retinal dystrophy*
Stargardt's disease - reduced central responses
Lattice dystrophy - a reduction of amplitudes
- *Acquired retinal disease*
Age-related macular degeneration (AMD)- reduced central responses. Mf-ERG has a significant position in assessment of functional changes in the retina in AMD context various types of conservative and surgical treatment (Fig. 7).

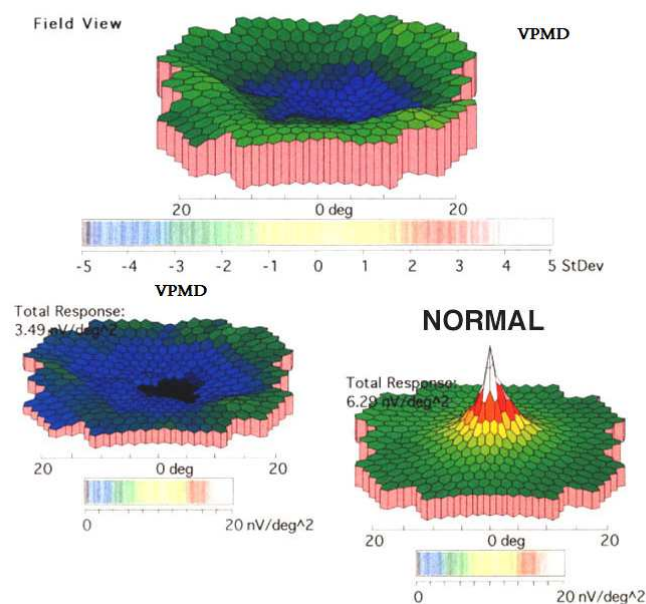


FIG. 7: Recording of mf-ERG test, the comparison results in a patient with AMD and healthy patient [3]

- *Diseases which affect the inner layer of the retina*
 - **Diabetes mellitus**
Changes in the retina are with using this test (or via its modifications - multifocal oscillatory potentials - sf-mfERG, which have prolongation of latency before they are altered latency responses standard arrangement mfERG). Abnormalities are demonstrable in diabetic patients without diabetic retinopathy (DR) and for progression suggest early development of DR.
 - **Glaucoma**

Examination provides early diagnosis of glaucoma changes. With the multifocal ERG with slow stimulation (Sf f m-ERG) has a 85% sensitivity for detection of glaucoma and even it's allows differentiate glaucoma with low and high tension.

Mf-ERG is a non-invasive electrophysiological test which allows objectification of small bounded defect of function of the retina.

VISUAL EVOKED POTENTIALS (VEP)

VEP responses are bioelectric brain irritation of visual receptors precisely defined stimulus, either structured or flash.

VEP stimuli are reversing (with phase shift), or type flash on and flash off. For flash the stimulating factor is change of retina's exposure, while with use of a structured stimulus this is the formation of contrast between differently illuminated portions of the retina. The most used type of structured stimuli is a picture of the board (Figure 10). Structured stimuli activate the visual system more efficient than a simple flash, which indicates from the physiological properties of the visual analyser. VEP allow to examine the functional activity of the visual pathway in its entirety.

Structured (pattern) VEP provide more accurate information about the visual pathway, but require a relatively good visual acuity of the examined person, because the reduction of visual acuity decreases the value of the response. We distinguish two types of structured stimuli, pattern-reversal (black and white and checkerboard) and pattern-onset (black and white checkerboard alternating with gray background).

Flash (flash) VEP have screening character and do not give accurate information about the visual pathway. This type of VEP can still be used in patients with low visual acuity because of the opacities of optical media, or unconscious patients, persons with mental retardation or in the case of simulation.

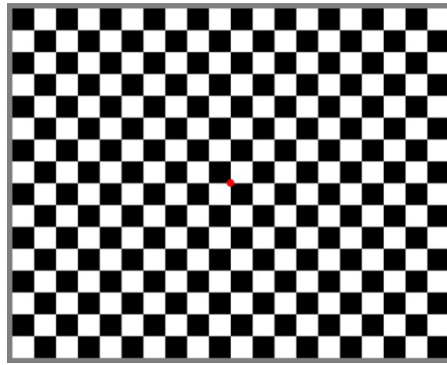


FIG. 8: Checkerboard pattern with red fixation point [3]

Rating of the VEP

The curve VEP examination contains potential minimum N70 ms, the maximum potential P100 ms and other potential minimum N140ms (Fig. 9). The evaluation assessed the reproducibility of responses, number of waves, evoked a complex shape, latency and amplitude of P100 waves and lateral difference. VEP latency is the time in milliseconds from the beginning of the stimulus to the peak of wave P100, P100 amplitude of this wave is measured in microvolts. An absolute latency is more accurate than the absolute value of the amplitude. In normal subjects latency has variability only 2-5% of the measured values, while the values of the amplitudes show a variance of up to 25% between different entities.

VEP values are affected by age, visual acuity, pupil diameter and may be influenced by cooperation of the person examined. General pathophysiology of VEP examination has two basic forms. Damage to the myelin sheath leading to longer latency of P100 wave, axonal damage means reducing of the amplitude of the P100 wave.

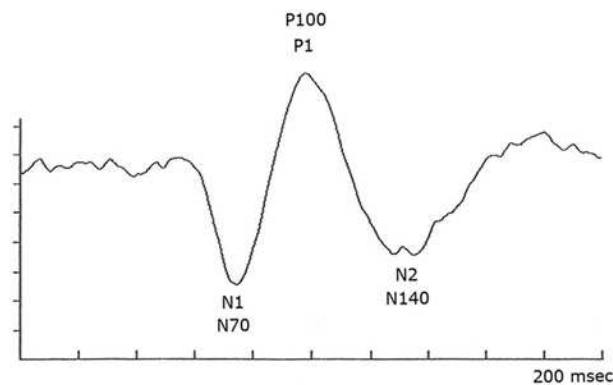


FIG. 9: Normal pattern reversal VEP [3]

Terms of examination

Pattern VEP is examined with the sitting patient at a distance from the screen on which the stimulation takes place under conditions of standard contrast and brightness. Examination carried out with the eventually dioptric correction, with normal pupil diameter and there is investigated each eye separately. Ground and reference electrodes are placed on the earlobes, the sensing electrode is placed on the scalp in the midline at a place called Inion.

Clinical application

Pattern VEP are used in the diagnosis of diseases of the optic nerve, in the diagnosis of demyelinating optic pathway disabilities such as multiple sclerosis, with compressive lesions of the optic pathway, with functional disorders, such as hysteria or simulation in pediatric ophthalmology to assess amblyopia to detect refractive errors and oculomotor failures.

Flash VEP is used to assess the functioning of the visual pathways in pediatric ophthalmology, to assess visual function in non-communicative patients (mental retardation), to assess the state of the visual pathway and function of the macula with reduced optical transparency environment, e.g. before surgery, and are also used in the diagnosis of cortical blindness.

Optic neuritis

The latency of wave P 100 is extended and the amplitude is slightly reduced.

Decreased visual acuity

Prolonged latency or none response.

Electrooculography (EOG)

Electrooculography (EOG) has introduced in clinical electrophysiology Marg since 1951. EOG registers permanently present, standing potentials about size of approximately 6 mV, which exist between the cornea with the positive pole and the negative pole of the retina. Arden and Fojas in 1962 found that the biggest contribution in EOG not measure absolute

values of standing potential of the retina, but rather a comparison of the amplitudes for scotopic and photopic conditions examination. This means measuring the standing potential of the retina of the eye to adapt to darkness (scotopic EOG) and in adaptation to light (photopic EOG).

EOG records the changes in standing potential of the eye. The pupils should be dilated maximally before testing and their size recorded. Measurements are carried out in Ganzfeld globe. During the examination patient two red fixation lights located 15° left and right of center. Fixation lights should alternate in most cases for 10 s.

The test consists of two phases. The first phase takes place under scotopic conditions for 15 minutes, without any prior adaptation to darkness. Brightness of fixation lights is muted. The second phase in photopic conditions also takes 15 minutes and is performed on the backlight brightness of 100 cd / m². The brightness of the background should increase gradually (because of sudden glare of the retina), or to allow the patient a short adaptation to light (3 minutes).

Only the skin electrodes are used for this test. The grounding electrode is again at the forehead and the active electrodes are located at the outer and inner canthus (Fig. 10).



FIG. 10: Placement of the electrodes for recording an EOG [3]

Between the cornea and the retina 2-17 mV voltage difference arises, which is known as standing potential and has its origin in RPE and Bruch's membrane adjacent. The cornea is a positive charge and dipole retina is the negative. Electric dipole arises after lighting which is oriented identically with optical axis. When the eye moves, the values of the dipole varies toward the negative electrode, where the measured voltage becomes more positive, and vice versa.

The result of EOG is evaluated using **Arden index**. It is a quantity that indicates the ratio between the maximum value of the potential for light and minimum values of the

potential in the dark. If the EOG physiological, Arden index has a value of 200-400, if less than 180, it is a pathology of the structures.

The clinical significance

EOG reports on the state of RPE, choriocapilaris of choroid layer and photoreceptors.

Best disease

It is a dominantly inherited disease that manifests itself mainly in 10 years and leads to a characteristic bilateral yellow “egg-yolk” appearance of the macula. In the terminal stage choroid and RPE atrophies and decreases visual acuity. EOG is significantly reduced, especially the reduced amplitude of the photopic phase.

Choroideremia

Choroideremia represents an X-linked diffuse atrophy of the choroid and pigment epithelium. ERGs are usually abnormal.

CONCLUSION

Early diagnosis is one of prerequisite for successful treatment. Therefore, we can consider electrophysiological examination methods for an important part of the ophthalmic examination.

From the optical point of view it should be noted that the use of structural stimuli is related to precise correction of the patient – on modern appliance and at close range. Especially astigmatism correction is necessary, because without correction structural stimulus may be distorted, which is reflected in the record. Neurologists neglect this thing and examine at a distance of 3-5 meters, while ophthalmologists examine at a distance of 33 cm. Optimal image quality is necessary for recordings.

References:

1. *Trendy soudobé oftalmologie: Svazek 4.* 1. vyd. Editor Pavel Rozsival. Praha: Galén, 2007, 323 s. ISBN 978-807-2624-706.

2. SKORKOVSKÁ Š., HAVLÍČEK M.: Sofistikované metody vyšetření sítnice. *Lékařské listy*. 2001, č. 33, s. 9-13.
3. The Organization of the Retina and Visual System The Electroretinogram and Electro-oculogram: Clinical Applications. In: *Webvision* [online]. 2012 [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/electrophysiology/the-electroretinogram-clinical-applications/>
4. The Electroretinogram: ERG. In: *National Center for Biotechnology Information*, [online]. 2001, 2007 [cit. 2014-07-22]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11554/>
5. RAIMROVÁ, Silvie. Elektrofyziologické vyšetřovací metody v oftalmologii [online]. 2011 [cit. 2014-07-22]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Šárka Skorkovská
6. *International Society for Clinical Electrophysiology of Vision* [online]. 2014 [cit. 2014-07-25]. Dostupné z: <http://www.iscev.org/>
7. ZENKLOVÁ, Marta. Elektrofyziologické vyšetřovací metody a jejich využití v oftalmologii [online]. 2008 [cit. 2014-07-25]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Šárka Skorkovská

List of Figures:

- FIG. 1 Basic components of ERG [5]*
- FIG. 2..... The biphasic waveform of the typical normal patient [3]*
- FIG. 3 Main parameters of the ERG recording (modified)) [3]*
- FIG. 4 Five basic types of ERG responses [7]*
- FIG. 5 ERG recording in a normal patient and one with retinitis pigmentosa [3]*
- FIG. 6 Standard PERG [7]*

FIG. 7 Recording of mf-ERG test, the comparison results in a patient with AMD and healthy patient [3]

FIG. 8 Checkerboard pattern with red fixation point [3]

FIG. 9 Normal pattern reversal VEP [3]

FIG.10 Placement of the electrodes for recording an EOG [3]

6. PRINCIP POLARIZACE SVĚTLA A JEHO VYUŽITÍ V OPTOMETRII

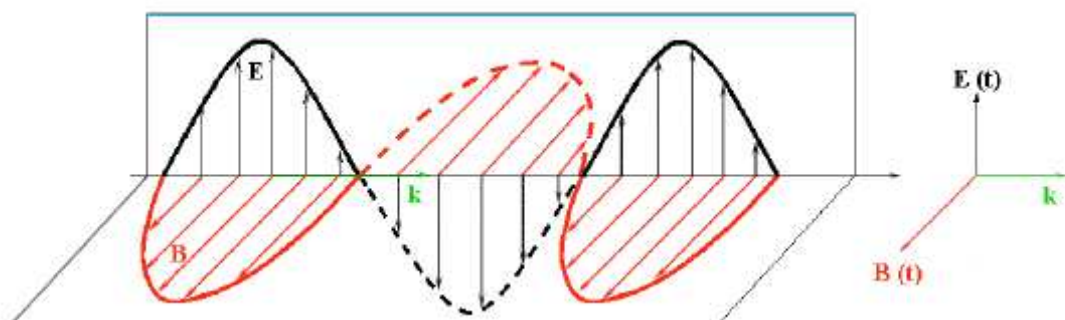
Bc. Anna Kohoutková

Vedoucí práce: Mgr. Pavel Kříž

Katedra optometrie a ortoptiky Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně

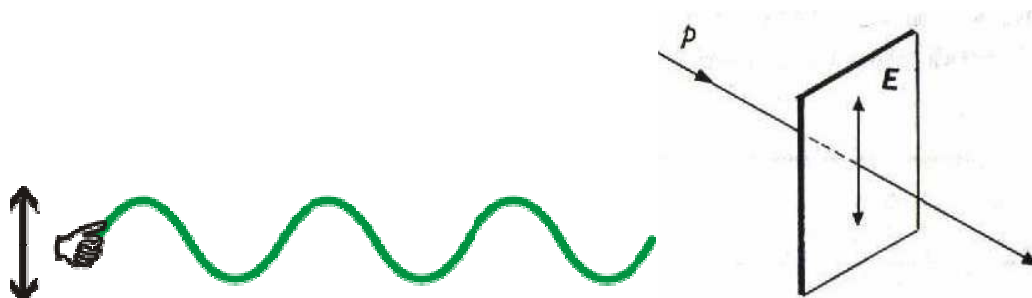
Světlo je příčné elektromagnetické vlnění, které ke svému šíření nepotřebuje žádné látkové prostředí, šíří se tedy např. i vakuem. Tři základní vlastnosti světla (a elektromagnetického vlnění vůbec) jsou **svítivost** (amplituda), **barva** (frekvence) a **polarizace** (úhel vlnění). Důležitá charakteristika světla je jeho rychlost c . Hodnota rychlosti světla ve vakuu je $c = 299\,792\,458\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. V látkovém prostředí má světlo vždy menší rychlost než ve vakuu a její velikost je ovlivněna jak vlastností prostředí, tak i frekvencí světla.

Veličiny popisující světelný svazek jsou veličiny vektorové a mají tedy směr. Polarizace je definována směrem elektrického pole, na které je kolmé magnetické pole. Pokud je směr elektrického pole v průřezu svazku v čase náhodný, označujeme světlo za nepolarizované. Naopak polarizovaným světlem nazýváme stav, kdy vektor elektrického pole například zůstává v jedné rovině, takové světlo je lineárně polarizované. Nebo třeba opisuje kružnici, takové světlo je kruhově polarizované. Lidské oko polarizaci světla nevnímá, a tak prostým pohledem nejsme schopni polarizovaný svazek od nepolarizovaného rozeznat. Pokud se nechá svazek odrazit, pak tento odraz může na polarizaci dopadajícího svazku zásadně záviset.



Pro představu polarizace světla se používá analogie s mechanickým vlněním například na provaze.

Rozkmitáme-li jeden konec nataženého provazu, prohýbá se postupně v různých místech nahoru a dolů a tyto vlnky se šíří směrem ke druhému konci. Světelné vlnění se chová v podstatě obdobně, postupně se zvětšuje a zmenšuje vektor intenzity elektrického (eventuelně magnetického) pole.



Lineárně polarizované vlnění

Polarizace vlnění (ať mechanického nebo elektromagnetického) znamená, že výchylky probíhají pouze v určitém směru a ne chaoticky v různých směrech (mluvíme pouze o takzvané lineární polarizaci). Pokud tedy budeme s koncem provazu kmitat pouze nahoru a dolů, vznikne nám lineárně polarizované vlnění. Pokud bychom koncem provazu kmitali náhodně do různých stran, vznikne vlnění nepolarizované.

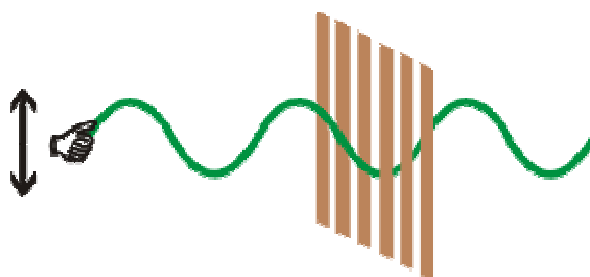


Nepolarizované vlnění

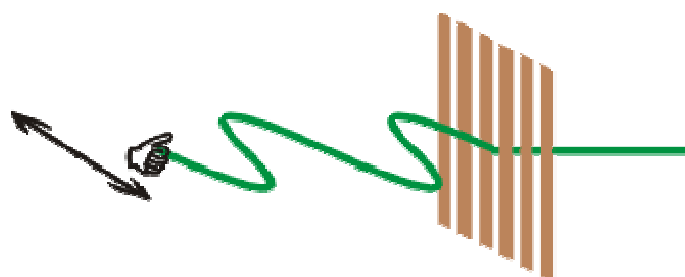
Světlo je obecně nepolarizované a zpolarizuje se například odrazem od předmětů pod určitým úhlem, nebo průchodem speciálními krystaly- polarizátory.

Polarizátor vytvoří z nepolarizovaného světla světlo lineárně polarizované podél určité roviny. Pokud takovéto polarizované světlo necháme dopadat na polarizátor druhý, kterému říkáme analyzátor (umožňuje nám vlnění analyzovat), pak záleží na jeho natočení, kolik dopadajícího světla propustí. Pokud je polarizační rovina filtru rovnoběžná s rovinou polarizace světla, projde filtrem všechno světlo, pokud jsou roviny navzájem kolmé, neprojde nic.

Opět si to lze představit pomocí jednoduché analogie s vlněním na provaze. Jako polarizační filtr nám bude sloužit laťkový plot, kterým provaz prochází.



Budeme-li s provazem kmitat nahoru a dolů, vlnění bez problému projde za plot (kmitání provazu nic nebrání), pokud budeme kmitat vodorovně, zarazí se kmitání provazu o laťky plotu a vlnění se dál nedostane.



Jaké existují způsoby polarizace světla:

Polarizace světla odrazem, kdy odražený paprsek od rovinného rozhraní bude částečně lineárně polarizovaný, a jeho vektor intenzity elektrického pole bude kmitat v rovině kolmé na rovinu dopadu. Stupeň polarizace závisí na úhlu dopadu:

$$\operatorname{tg} \alpha_p = \frac{n'}{n}$$

Polarizace světla lomem, kde se světlo polarizuje jen částečně. Vektory intenzity E v lomeném a odraženém polarizovaném světle jsou navzájem kolmé.

Polarizace světla dvojlomem, dopadá-li přirozené světlo kolmo na stěnu dvojlomného anizotropního krystalu, štěpí se ve dva paprsky, které dále postupují různými směry. Jeden z

nich označený se nazývá *řádný (ordinérní)*, naproti tomu paprsek zvaný *mimořádný (extraordinérní)* se šíří krystalem různými směry a různou rychlostí. První paprsek (řádný) se řídí zákonem lomu, a proto se šíří stejnou rychlostí nezávisle na směru, zatímco rychlost šíření mimořádného paprsku závisí na směru šíření. Z tohoto důvodu, že se oba paprsky šíří různou rychlostí, odpovídají jim též různé indexy lomu. Oba paprsky jsou dokonale lineárně polarizovány.

V praxi se pro vytvoření polarizovaného světla z nepolarizovaného používají tzv. polarizátory. Jejich využití je rozsáhlé. Nacházíme je například v optických zařízeních, uplatnění mají při fotografování, v oční optice aj. Polarizátory můžeme dělit do dvou kategorií: absorpční polarizátory a polarizátory štěpící paprsek. Mezi absorpční polarizátory můžeme řadit přírodní krystaly jako například turmalín nebo hepatit. Polarizátory štěpící paprsek rozdělují vstupní paprsek na dva paprsky opačných polarizačních stavů. Jednoduché typy těchto polarizátorů užívají řadu skleněných destiček nachýlených tak, aby se dopadající paprsek odrážel pod Brewsterovým úhlem. Díky tomu je zajištěna maximální polarizace.

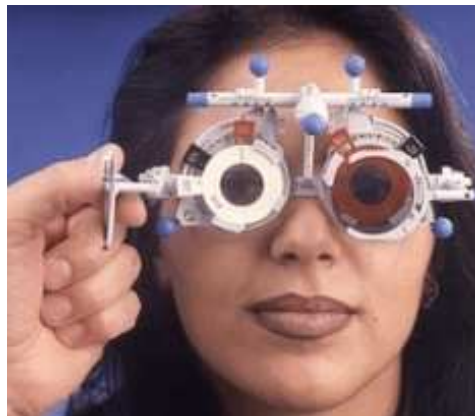
V optické praxi je třeba zmínit přístroj, který byl vyvinut speciálně pro korekci asociované heteroforie, resp. úhlové odchyly fixace, pro měření hloubky prostorového (stereoskopického) vidění a je také vyšetřovací metodou u anisekonií. Dle literatury se jedná o metodiku vyvinutou dle H.-J. Haaseho, nazývanou též METODIKOU POLATESTU. V novodobé terminologii se pro ni začalo prosazovat značení se zkratkou „MKH“ (Meß-und Korrektionsmethodik nach Haase – „měřící a korekční metodika dle Haaseho“). MKH navazuje na monokulární stanovení refrakce. Součástí MKH je přístroj Polatest, který znamená skutečný průlom v diagnostice a korekci anomálií binokulárního vidění. Další využití polarizace v praxi nacházíme při vyšetření stereopse a v neposlední řadě i v optikách ve formě polarizačních brýlí.

POLATEST

Vyšetřovací přístroj typu POLATEST od firmy Zeiss nebo Rodenstock využívají pro zobrazení testových figur principu „pozitivní polarizace“. (Princip pozitivní polarizace každé oko vidí tmavé znaky na světlém pozadí, znak je kontrastnější než pole.)



Je nutné pracovat ve světlých místnostech s denním světlem. Navíc musí být přizpůsobeny podmínky vidění tak, aby během vyšetřování byly stejnou formou poskytovány zrakové podněty pravému i levému oku. Tyto požadavky lze splnit právě testy pracujícími na principu pozitivní polarizace. Polarizační osy jednotlivých částí testu jsou orientovány diagonálně, tj. pro pravé (levé) oko ve 135° (45°), podobně jako vůči nim zkřížené osy analyzátorů do „V“. Tyto analyzátory lze upevnit výkyvně a otočně na astigmatickou zkušební obrubu, čímž se odstraňuje nutnost používat ruční binokulární předsádky se samostatným držátkem pro dané analyzátory. Přetočíme-li osy analyzátorů kolem horizontální osy o 180° , přeneseme se z orientace „V“ do „A“ a vyšetřovaná osoba bude následně vnímat oběma očima opačná ramena této testové figury.

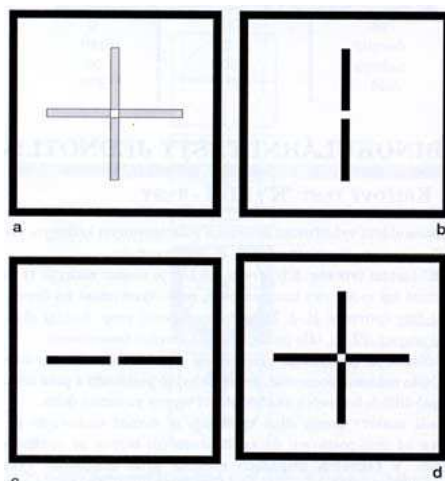


Zkušební obruba firmy Zeiss s horizontálně odklápějícími se analyzátory

Jednotlivé binokulární testy polatestu

Křížový test slouží jako základní a konvenční test bez centrálního fúzního podnětu umožňující primárně měřit a korigovat motorický podíl heteroforií ve vertikálním i

horizontálním směru. Používá se také jako konečný test pro dosažení akomodační a refrakční vyváženosti očí. Obrazem v tomto testu je černý kříž na bílém poli, kde pravé oko vidí jen svislou čáru kříže a levé oko vidí jen vodorovnou čáru kříže. Vyšetření provádíme následujícím způsobem: nejprve zakryjeme pravé oko, předložíme vyšetřovanému křížový test a zjistíme, zda vidí symetrický šedý kříž. Dále předřadíme analyzátor a zjistíme, kterou část kříže vidí nyní. V optimální situaci by měla vyšetřovaná osoba vidět jen svislá ramena kříže. Potom odstraníme krytku a zjišťujeme, zda nyní vidí i svislé rameno kříže. V případě že ano, můžeme konstatovat, že vidí binokulárně. V případě, že se objeví nějaké odchylky od základního postavení, musíme vyrovnat vše korekčními klíny. V astigmatické zkušební obrubě je doporučováno (stejně jako ve finálních korekčních brýlích), rozdělit prizmatické hodnoty stejnoměrně před obě oči. Tím se minimalizují důsledky vad optického zobrazování při

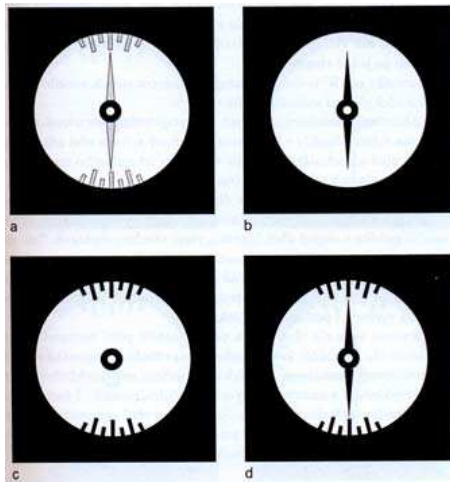


binokulárním vidění.

Obr. 5.3 a-d. Monokulární a binokulární vjem křížového testu s analyzátor

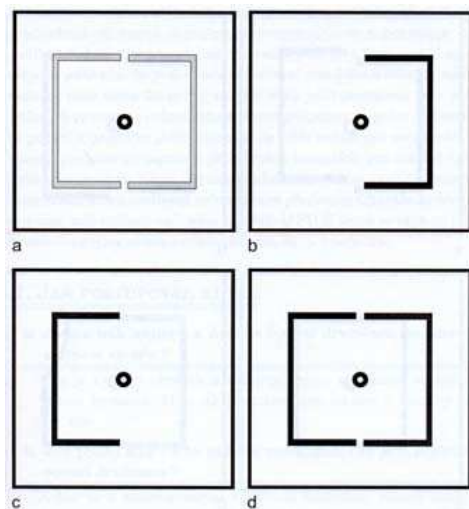
- a) vjem testu bez předřazených analyzátorů
- b) vjem testu v základním postavení analyzátorů pro pravé oko
- c) vjem testu v základním postavení analyzátorů pro levé oko
- d) výchozí binokulární vjem „K“ testu s analyzátor v základním postavení

Ručičkový test, označovaný původně jako test na cykloforie, slouží také pro diagnostiku a korekci horizontálních heterofórií. Při normálním postavení vidí pravé oko nepolarizované černé mezikruží ve středu testového pole (v úloze centrálního fúzního podnětu) a po jedné ručičce směřující nahoru a dolů. Levé oko vidí rovněž nepolarizované černé mezikruží a nad i pod ručičkami po jedné stupnici. Test existuje jako jednoduchý i dvojitý.



Obr. 5.4 a-d. Monokulární a binokulární vjem (jednoduchého) ručičkového testu s analyzátory
 a) vjem testu bez předřazených analyzátorů
 b) vjem pravého oka při základním postavení polarizačních filtrů
 c) vjem levého oka při základním postavení polarizačních filtrů
 d) základní postavení figur testu při binokulárním vnímání s polarizačními filtry

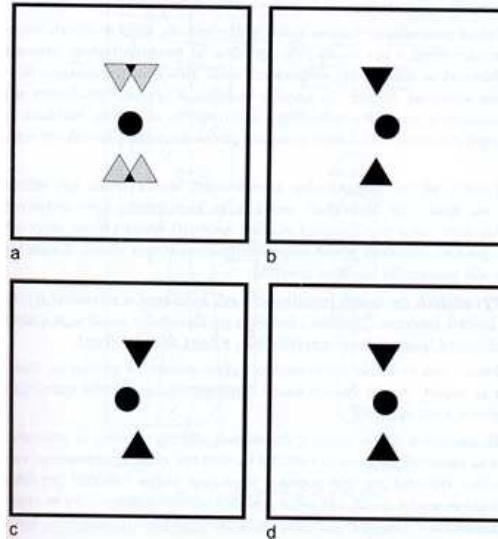
Hákový test může být orientovaný buď vertikálně, nebo horizontálně. Pomocí hákového testu lze ověřovat vertikální, resp. horizontální odchylky a relativní rozdíly velikostí obrazů vytvořených na sítnici. Proto se také někdy používá označení aniseikonický test. Na bílém poli se nachází nepolarizované centrální mezikruží, vnímané oběma očima. Pravý (levý) hák je viditelný též pravým (levým) okem u vertikálního hákového testu. U hákového testu horizontálního jsou horní (dolní) háky určeny pro pravé (levé) oko. Vyšetřovaná osoba se dívá na centrální mezikruží a my zjišťujeme, zda se oba háky jeví nahoře a dole, resp. vpravo a vlevo přesně proti sobě, zda je pravý, resp. horní hák stejně velký jako levý, resp. dolní. Pokud tomu tak není, je nutná korekce klíny.



Obr. 5.7 a-d. Monokulární a binokulární vjem (vertikálního) hákového testu s analyzátory

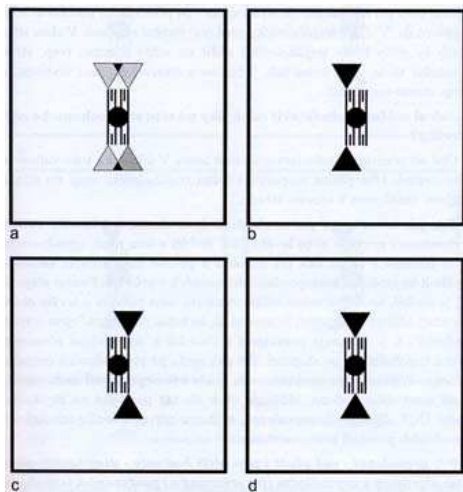
- a) vizuální vjem při výškové odchylce
- b) vizuální vjem při aniseikonii
- c) vizuální vjem, kdy se oba háky testu do sebe zasouvají
- d) vizuální vjem při deformacích

Hrubý stereotest slouží k prověření stereopse, neboli hloubkového prostorového vidění. Stereopse je možná jen při dokonalém binokulárním vidění, proto se provádí toto vyšetření až po ukončení korekce na předešlých testech, kdy se už podařilo dosáhnout základního postavení. Hrubý stereotest obsahuje vedle fixačního centra v podobě nepolarizovaného černého a kulatého terče, který není disociován, také stereoskopicky vnímané předměty - hroty proti sobě orientovaných trojúhelníčků. Tyto stereoskopicky vnímané předměty se jeví při normální pozici filtrů („V“ postavení) v relativní vzdálenosti před fixačním centrem a po otočení analyzátorů kolem vodorovné osy za fixačním centrem. Po sfúzování se jeví nad a pod fixačním centrem jeden trojúhelníček, který směřuje svým hrotem do středu tohoto kulatého terče. Z časových prodlev při dosažení příslušného a očekávaného prostorového vjemu po převrácení analyzátorů před vyšetřovanými očima o 180° (tj. otočení os analyzátorů o 90°) lze získat podklad pro zlepšení kvality klínové korekce.



- a) test bez analyzátorů
- b) vizuální vjem pravého oka při normálním postavení polarizačních filtrů
- c) vizuální vjem levého oka při normálním postavení polarizačních filtrů
- d) výchozí – základní postavení testu při binokulárním vnímání, kdy se oba trojúhelníčky jeví jakoby v prostoru před kulatým fixačním terčem

Stereovalenční test (test stereoskopického vyvážení) nám umožňuje se s větší určitostí dozvědět, zda se oční pár nachází ve svém ortopostavení. Test je vytvořen obdobným způsobem jako předešlý streotest. Kolem nepolarizovaného středu v podobě černého kulatého centrálního terče je konstruována stupnice se třemi čárkami po obou stranách. Pomocí tohoto testu lze provést velmi jemnou a citlivou korekci heteroforií s fixační disparitou. Stupeň účasti obou očí na hloubkovém vnímání vyjadřuje tzv. valence. Vyskytuje-li se dominance jednoho oka při stereoskopickém vnímání směru, hovoříme o prevalenci. Každá čárka periferně od centrálního kulatého terče představuje 20-60-100% prevalenci toho kterého oka. Měříme ji z pozice hrotů obou sfúzovaných trojúhelníků v jejich vzájemné vertikální pozici vůči těmto symetricky zakresleným čárkám. Vyšetřovaná osoba vnímá stejně jako u předchozího testu opět při základním postavení (invertovaném – po překlopení) postavení analyzátorů do „V“ („A“) trojúhelníčky před (za) fixační značkou. V obou situacích by měly hroty trojúhelníků mířit na střed stupnic, resp. střed fixačního terče. Pokud dochází k tomuto stavu, jedná se o stereoskopickou rovnováhu, resp. stereo-isovalenci. Zpomalené nebo omezené vnímání hloubky prostoru směrem dopředu (dozadu) lze zlepšit nebo zcela odstranit klíny s bázemi dovnitř (vně). Někdy však lze vylepšit výše uvedenou situaci i odpovídajícími klíny s vertikální bází. Jejich hodnotu je však nutné hledat cíleně za pomoci speciálních testů.



Obr. 5.10 a-d. Monokulární a binokulární vjem stereovalenčního testu při zkřížené (základní) percepci

a) vizuální vjem testu, když nejsou předřazeny žádné analyzátorů

b) vizuální vjem pravého oka při normálním postavení analyzátorů

c) vizuální vjem levého oka při normálním postavení analyzátorů

d) výchozí binokulární vjem; trojúhelníčky se jeví v prostoru před kulatým fixačním terčem a stupnicí (8)

TESTY SLOUŽÍCÍ KE ZJIŠTĚNÍ STEREOPSE

Titmusův test slouží k vyšetření stereopse kdy má vyšetřovaný nasazen polarizační brýle, aby se separovaly monokulární vjemy. Obrázek pro levé oko je polarizován v 45° a pro pravé v 135° a polarizační filtry v obrubě jsou opačně orientovány. Test obsahuje tři podtesty, první ukazuje pouze přítomnost hrubého prostorového vidění, další představuje vzrůstající stupeň prostorového vidění, od

800 úhlových vteřin do 40 vteřin poslední ostrost 400 vteřin, 200 vteřin a 100 vteřin.



Obr. 12: Titmusův stereotest

POLARIZAČNÍ BRÝLE

V běžném životě se setkáváme poměrně často s lineárně polarizovaným světlem vznikajícím nejčastěji odrazem od lesklé nekovové plochy. Takovou plochu může představovat například sklo, hladina, křídový papír atd. Hovoříme-li o polarizačních brýlích, tak nás v této souvislosti zajímají na zmíněných plochách především odrazy světla orientované horizontálně. Toto horizontálně polarizované světlo způsobuje nepříjemné oslnění a optické šumy. Polarizační brýle nám právě tyto obtíže eliminují, protože se do oka dostává pouze pozitivní vertikální vlnění, které nám umožňuje vidět kontrastně a barevně. V kombinaci s kvalitním UV filtrem či fototropní vrstvou zajišťují očím bezpečnou ochranu proti slunečnímu záření, zdokonalení ostrosti vidění, úlevu od únavy a vynikající vnímání barev. Kromě jiného polarizační čočky naleznou uplatnění také při fotografování.

Zdroje:

FUKA, J., HAVELKA, B., I. Optika – fyzikální kompendium pro vysoké školy, IV. díl, (Státní pedagogické nakladatelství, Praha 1961) s. 636–736.

RUTRLE, M. Binokulární korekce na polatestu. Brno: IDV PZ, 2000. 115 s.

RUTRLE, M. Přístrojová optika. Brno: IDV PZ, 2000. 189 s.

ROZSÍVAL, P. – DOHNALOVÁ, P. Trendy soudobé oftalmologie, svazek 2.

Praha: Galén, 2005. 286 s.

ARCHIV ZÁVĚREČNÝCH PRACÍ. Diplomová práce Využití polatestu v praxi optometristy
http://is.muni.cz/th/176573/lf_m/Vyuziti_Polatestu_v_praxi_optometristy.pdf

MATEMATICKO – FYZIKÁLNÍ WEB. Polarizace světla. Dostupné na:
<http://fyzweb.cuni.cz/dilna/krouzky/3Dfot/podr1.htm>

FIRMA CARL ZEISS: <http://www.zeiss.cz>

PRINCIPLE OF LIGHT POLARIZATION AND ITS USAGE IN OPTOMETRY

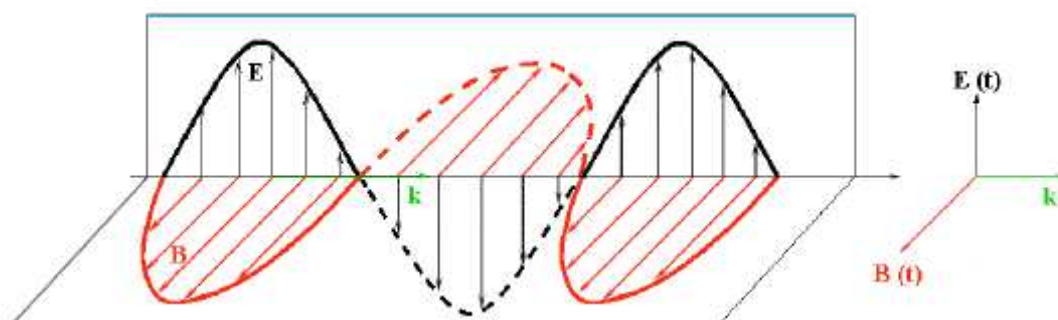
Bc. Anna Kohoutková

Supervisor: Mgr. Pavel Kříž

Department of Optometry and Orthoptics, Medical Faculty, Masaryk University

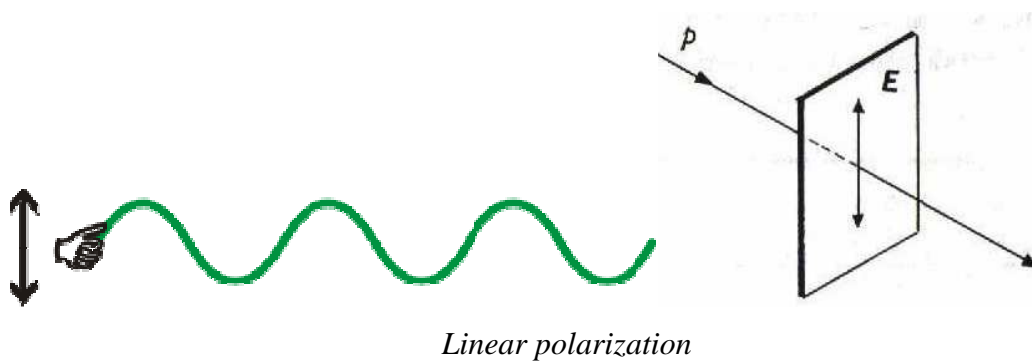
Light is a type of electromagnetic radiation, which does not require material environment for its wave propagation, i.e. is propagated also in vacuum. Main three properties of light are these: luminosity, color and polarization. Speed of light in vacuum is $c = 299\,792\,458\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Speed of light is always lower in non-vacuum environment and is determined by environment properties and light frequency.

Light polarization is defined by direction of electric field, which is vertical to magnetic field. A light wave that is vibrating in more than one plane is referred to as **unpolarized light**. On the other hand, polarized light waves are light waves in which the vibrations occur in a single plane. A human eye does not perceive light polarization, so polarity of light waves is not recognizable by sight.

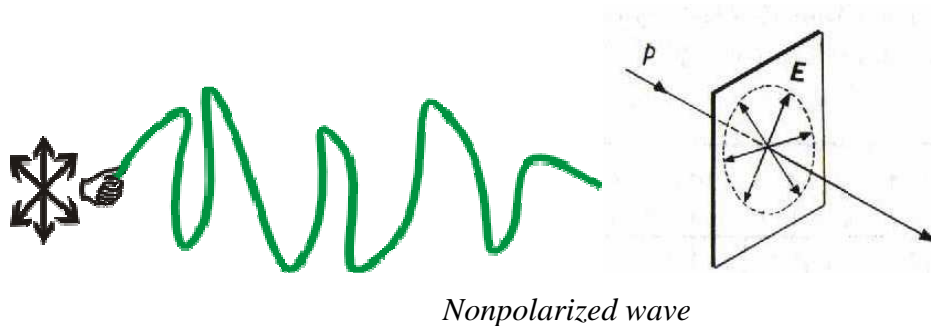


For the better understanding of light polarization, an analogy with vibrating rope is being used. If a rope is vibrated from one end, wave is distributed via the rope to the second

end. Light wave acts pretty the same way, wave is being distributed, while vector of intensity of electric (magnetic) field is being altered.



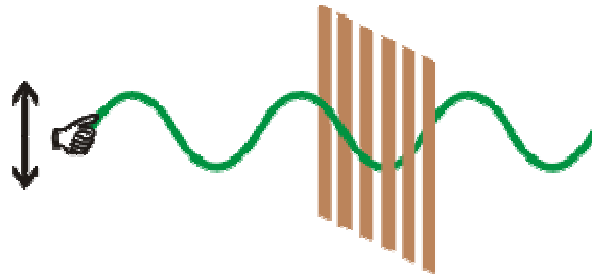
. Light polarization (mechanical or electromagnetical) means, that vibrating happens in only one plane, not chaotically in multiple planes (this is called linearly polarized wave). To generate polarized wave with a rope, which was used as a example before, vibrating must be done only in vertical direction (up and down). By vibrating to different directions, not polarized wave is being generated (as illustrated below).



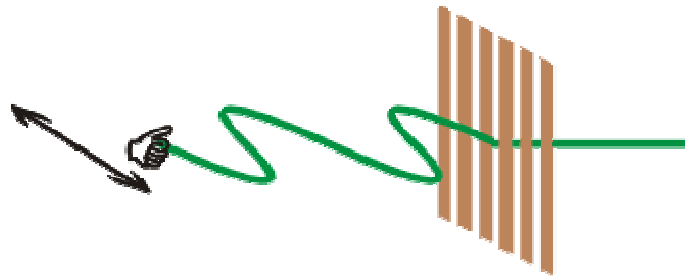
Generally, light is nonpolarized and can be polarized by reflection under specific angle or by transmission through crystal called polarizer.

A polarizer alters a nonpolarized wave into lineary polarized waved with specific plane. Second polarizer (called analyser) can be used afterwards, serving as a filter. Based on a turning of analyser (turing of plane), wave is transmitted (filter plane is parallel to polarized wave plane) or filtered (filter plane is not diagonal to polarized wave plane).

As an example, vibrating rope is used again. Picket fence serves as a analyser afterwards. Pictures below illustrates two mentioned cases.



Vibrating rope in vertical direction makes wave polarized and transmit flawlessly through the fence. Vibrating rope in other direction (diagonal in our example) causes the fence to filter the wave and the wave is absorbed.



Methods for achieving polarization of light:

Polarization by reflection. Polarization depends on the angle at which the light approaches the surface. Such light is partially polarized. Degree of polarization depends on the angle, as was mentioned before:

$$\operatorname{tg} \alpha_p = \frac{n'}{n}$$

Polarization by refraction. Polarization occurs by the refraction of light. Such light is partially polarized.

Polarization by double refraction. Using double-refracting crystal refracts light into two different paths. The light is split into two beams upon entering the crystal. Both refracted light beams are polarized totally.

As mentioned before, there are more ways, how to polarize light.

In practice, we use facilities called polarizers. Polarizers are used in optical tools, in photography, ophthalmic optics, etc.

Polarizers can be divided into two categories: absorptive polarizers and beam splitting polarizers. The most known absorptive polarizers are natural crystals such as tourmaline or hepatit. Beam splitting polarizers split the input light beam into two beams of opposite polarization states. Simple types of beam splitting polarizers use multiple specially oriented

glass plates that causes incoming light beam to be reflected under the Brewster angle. This ensures maximum polarization.

In practice, we must mention optical device, which was specially developed for the correction of associated heterophoria, respectively angular deviation of fixation for measuring spatial depth (stereoscopic) vision. This device is also used as test for aniseikonia. According to the literature, it is a methodology developed by H.-J Haase, and it is also called METHODOLOGY POLATEST. In modern terminology, this was abbreviated to "MKH" (Meß-und nach Korrektionsmethodik Haase "-" Measurement and correction method according to Haase "). Part of a MHK is a device called POLATEST, which is a real breakthrough in the diagnosis and correction of anomalies of binocular vision. Polarization in practice can be found also within examination of stereopsis.

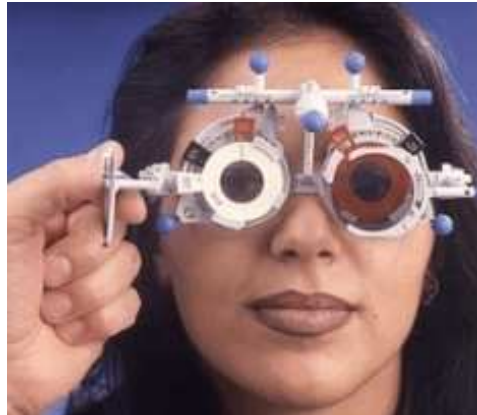
POLATEST

The investigative device POLATEST (developed by Zeiss and Rodenstock) uses principle called "positive polarization" to display test figures. Principle of positive polarization is this: each eye sees dark characters on a light background because character is more contrastive than the field.



It is necessary to work in bright rooms with daylight. Furthermore, visual stimuli provided to left and right eye must be the same. These requirements are met with the mentioned principle positive polarization. The polarizing axes of the individual parts are oriented diagonally, ie. for right (left) eye at 135° (45°). Axes of the analyzers are oriented the same way. These analyzers can be mounted flexibly on the astigmatic test rim, which eliminates the need for manual conversion lens with a separate handle. By moving axes around the horizontal axis by

180 °, “V” orientation is changed to “A” and examinee will perceive opposite arm test figures with both eyes.



Zeiss test frame

POLATEST binocular tests

Cross test serves as a basic test and conventional test without a central fusion initiative enabling to measure and correct motor share of squint latent (heterophoria) in both vertical and horizontal directions. It is also used as a final test to achieve a balance between accommodative and refractive eye. The image of this test is a black cross on a white ground, where the right eye sees only the vertical line of the cross and the left eye sees only horizontal line of that cross.

Examination is done by following these steps: first, right eye is covered, the cross is presented and examinee should see a gray symmetrical cross.

Next, an analyzer is used and examinee is asked for the part of cross he sees. The optimal situation is that examinee sees only vertical arms of the cross. Then the cap of right eye is removed and examinee is asked again, if he sees the vertical arm of the cross. If so, we can state that examinee sees in a binocular manner. If there are any deviations from the basic position, all corrective wedges must be used. Using an astigmatic test frame (as well as in the final corrective glasses) it is recommended to split prismatic values to both eyes identically. This minimizes the effects of defects in binocular vision.

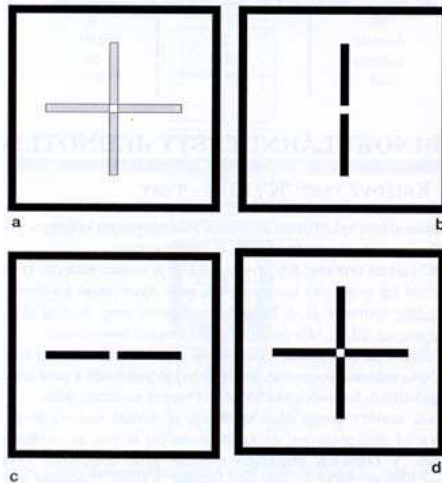
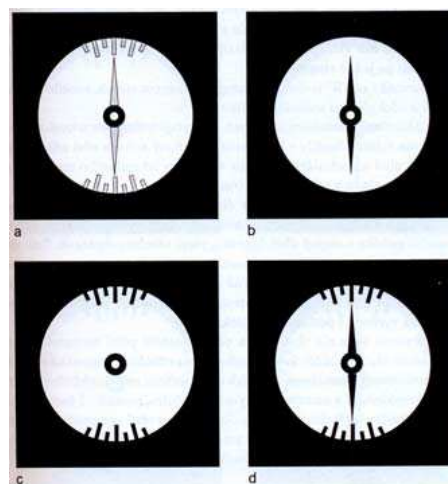


Fig. 5.3 a-d. Monocular and binocular perception with cross-test analyzers
a) perception test without front-end analyzers
b) perception test with default right eye analyzers positioning
c) perception test with default left eye analyzers positioning
d) initial binocular perception of K test (analyzers in default position)

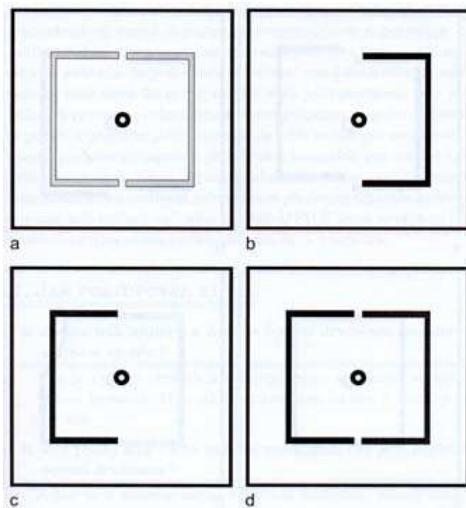
Pointer test, originally called as “cykloforia test” serves also for diagnosing and correcting squint latent (heterophoria). During normal horizontal position, the right eye sees an unpolarized black ring in the middle of test field and one pointer going up and one pointer going down. The left eye also sees the unpolarized black ring and both pointers. Test exists in a single and double version.



Obr. 5.4 a-d. Monocular and binocular perception with pointer-test analyzers
a) perception test without front-end analyzers
b) perception test with default right eye analyzers positioning
c) perception test with default left eye analyzers positioning
d) initial test figure positioning (binocular perception with polarized filters)

Hook test can be oriented either vertically or horizontally. By using the hook test vertical, respectively horizontal, deviations and relative differences in size of the image formed on the retina can be verified. Both eyes perceive

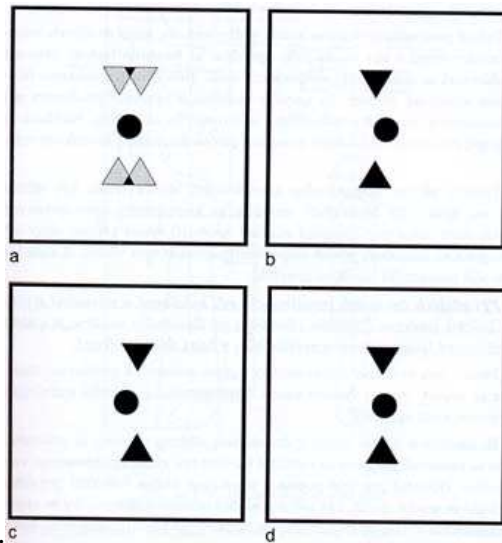
unpolarized central ring. Right (left) hook is also visible with the right (left) eye. Within horizontal type of hook test, the upper (lower) hooks are designed for right (left) eye. Examinee looks at the central ring and both hooks should appear at the top and bottom position, left and right position, being opposite to each other. Hooks should be also the same size. If not, it is necessary to use correction wedges.



Obr. 5.7 a-d. 5.4 a-d. Monocular and binocular perception with hook-test analyzers
a) visual perception with height deviation
b) visual perception with aniseikonia
c) visual perception with both hooks plugin into each other
d) visual perception with deformations

Gross stereotest is used to test stereopsis (depth spatial vision). Testing stereopsis is possible only with perfect binocular vision, this test is therefore done after the completion of the correction with previous tests, which helped to achieve the basic position. Gross stereotest contains a fixation center in the form of a round black polarized target, which is not dissociated. In addition it contains stereoscopically perceived objects - points against each oriented triangle. These stereoscopically perceived objects appear to be in a relative distance to the center of the fixation (filter ("V" position) is in the normal position). After rotating analyzers around the horizontal axis these objects appear at the center of fixation.

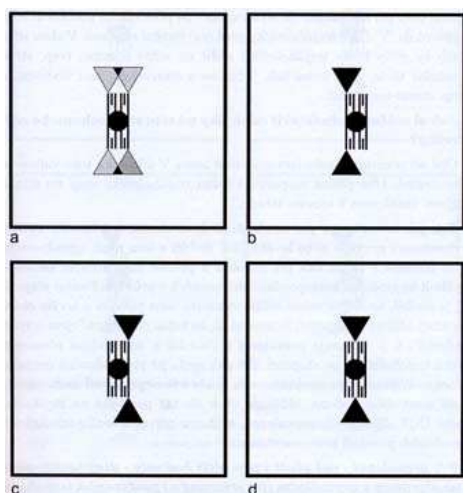
After a fusion a triangle appears above and below the center of



fixation. c

- a) perception test without front-end analyzers
- b) perception test with default right eye analyzers positioning
- c) perception test with default left eye analyzers positioning
- d) initial test figure positioning - both triangles appear in a space before the center of the fixation

Test of stereoscopic balance allows us to know with greater certainty whether the eye pair is in its ortho position. The test is made in a similar manner as the previous gross stereotest. Around an unpolarized fixation center in a form of a black round central target is a scale made of three bars on both sides. This test achieve sensitive correction of heterophoria with fixation disparity. Level of participation of both eyes on the depth perception expresses “valence”. If there is dominance of one eye in stereoscopic perception of the direction we speak about prevalence. Each comma from the central round target represents 20-60-100% prevalence of a particular eye. Examinee perceives (as in the previous test) at the initial position (inverted - after flipping) analyzers to position "V" ("A") triangles before (behind) the fixation mark. In both situations spikes of triangles should aim for the middle of grades, respectively to the center of the fixation target. If this condition occurs, it is a stereoscopic balance, respectively stereo-isovalence. Slow or limited depth perception forward (backward) can be improved or completely remove with wedges.



Obr. 5.10 a-d. Monocular and binocular perception with stereoscopic balance test
a) perception test without front-end analyzers
b) perception test with default right eye analyzers positioning
c) perception test with default left eye analyzers positioning
d) initial test figure positioning - both triangles appear in a space before the black round and grades.

References:

FUKA, J., HAVELKA, B., I. Optika – fyzikální kompendium pro vysoké školy, IV. díl, (Státní pedagogické nakladatelství, Praha 1961) s. 636–736.

RUTRLE, M. Binokulární korekce na polatestu. Brno: IDV PZ, 2000. 115 s.

RUTRLE, M. Přístrojová optika. Brno: IDV PZ, 2000. 189 s.

ROZSÍVAL, P. – DOHNALOVÁ, P. Trendy soudobé oftalmologie, svazek 2. Praha: Galén, 2005. 286 s.

ARCHIV ZÁVĚREČNÝCH PRACÍ. Diplomová práce Využití polatestu v praxi optometristy

http://is.muni.cz/th/176573/lf_m/Vyuziti_Polatestu_v_praxi_optometristy.pdf

MATEMATICKO – FYZIKÁLNÍ WEB. Polarizace světla. Dostupné na:

<http://fyzweb.cuni.cz/dilna/krouzky/3Dfot/podr1.htm>

FIRMA CARL ZEISS: <http://www.zeiss.cz>

7. FUSION AND BINOCULARITY

Ivana Brekalo, Marko Bahlen, Kristina Mihić, Sonja Drugović

University of Applied Sciences Velika Gorica

Introduction

Binocularity is a broad term that refers to the use of the two eyes together, either correctly (normally) or incorrectly (abnormally). Normal binocularity often results in comfortable three-dimensional vision, or stereopsis. True stereopsis is the three-dimensional vision that you can have only with normal binocularity and normal vision. The binocular visual system enables a full appreciation of a variety of aspects of an object in the field of view. Over a wide field of view, the sensory system determines the direction, achieves a single image from the two eyes, and provides information useful for judging the distance of the object. The motor system closely coordinates the orientation of the eyes at all distances and angles for both stationary and quickly or slowly moving targets; it also coordinates with the accommodative system to maintain a clear image. An efficient sensory and motor binocular system provides single, clear, and comfortable imagery used for making a wide range of decisions about the nature of the object of regard.

The purposes of vision are to identify and localize objects, and the anatomy and physiology of the brain reflect this duality. The purpose of binocularity is to enhance vision over what it would be monocularly and particularly by way of stereopsis. Stereopsis, which means "seeing solidly," contributes to the judgment of depth and distance and participates in the recognition of some solid objects.

Fusion, then, is a type of binocularity in which the blending of two images, one from each eye, creates a single image in the brain. Stereopsis occurs because each eye sees a slightly

different view of the object due to the position of the eyes in your head. The ability to judge depth does exist without stereopsis, however. Visual clues such as overlap of contours or the apparent converging of parallel lines give a person a sense of depth without true stereopsis. Thus, a patient with one eye can be aware of depth perception but not have true stereopsis.

Significance of binocular vision

Normal binocular vision with stereopsis (a type of depth perception) provides many visual advantages over poor stereopsis or monocular vision in a variety of everyday or specialized tasks. Good binocular vision and stereopsis critically enhance visual capability and provide more than just depth perception. Binocular visual enhancement is generally greater under conditions of reduced visibility and is also present with tasks that apparently do not involve critical depth perception. Good binocular vision and stereopsis provide both low-level (as in "camouflage breaking," or detecting figures against a background) and high-level (depth ordering) comparisons of information available to each of the eyes. As compared with monocular viewing, binocular vision and stereopsis also help provide better motor control (e.g., when reaching for a target or completing fine motor tasks); they also provide quicker and more accurate cognitive information (e.g., when estimating the time to collision).

Jones and Lee have shown binocular vision to be superior to monocular vision in each of 10 widely varied tasks: letter identification, detecting camouflaged octopuses, color discrimination, bead threading using closed circuit TV, tracking a moving target using closed circuit TV, control of stance, needle threading, water pouring, reaching with the hand invisible, and reaching with the hand visible. Subjects performed each task more effectively under binocular than monocular conditions, although some of the tasks did not involve stereopsis. Good binocular vision and stereopsis provide information for optimal fine motor coordination involving reaching and grabbing.

Figure 1 is a stereogram showing three rising limbs of a small tree. The relative depths of the three vertical branches are ambiguous in monocular vision, but they become obvious in binocular vision. The stereogram should be viewed by means of chiasmopic (cross-eyed) fusion.



Figure 1 Stereogram of a small tree

The loss of stereopsis during constant strabismus (crossed eyes) has little obvious effect on visually guided behavior in most afflicted patients. The difference for most everyday tasks

is likely small and it is often not noticeable. In addition, humans are well adapted to learning compensatory behaviors to eliminate or even enhance the performance of a task with

monocular or other cues. Pure binocular tasks are relatively rare in everyday life.

In summary, good binocular vision and stereopsis provide more information than just depth perception.

Good binocular vision and stereopsis allow the viewer to perceive objects more quickly and accurately than would otherwise be the case. This advantage is most important in situations in which visibility or contrast is low and in which critical decisions must be made accurately and quickly. Brief exposure duration may expose stereo anomalies.

The binocular field of view also is larger than the monocular field of view. The normal monocular field. This provides greater ability to detect and react to peripheral stimuli. Poor binocular vision produces fatigue, blur, headaches, and eye strain. Anomalies of binocular vision may reduce visual comfort and overall task performance. Binocular visual anomalies are seen in individuals who possess two eyes but cannot use them together (e.g., strabismus) or efficiently (e.g., heterotropia/vergence dysfunction). Strabismus is commonly referred to as "cross-eyed" or "walleyed," and individuals with this condition may have their binocular capabilities (e.g., stereopsis) reduced or eliminated and/or their field of vision limited. Strabismus may occur all the time (constant strabismus) or intermittently. Other individuals who retain bifoveal fixation (heterophoria or phoria) may be unable to maintain clear, comfortable vision as a result of stresses related to keeping their eyes fused (poor phoria/vergence relationship). Frequently these individuals report blur, asthenopia (eye strain), headaches, or diplopia (double vision) associated with the use of their eyes, and they may notice difficulties with stereopsis or other critical visual tasks.

Depth and distance perception

The perception of three-dimensional space can be subdivided into two processes: distance perception and depth perception. Distance perception is the judgment of how far a given object is from the observer or from some other object, and it includes the ability to judge distances in absolute units of measurement (e.g., meters). Distance perception is not a relative assessment and is therefore also known as absolute depth perception. Depth perception, which is also known as relative depth perception, is the perception of the relative nearness of one object to another or the evaluation of the relative depth intervals between two or more points in space.

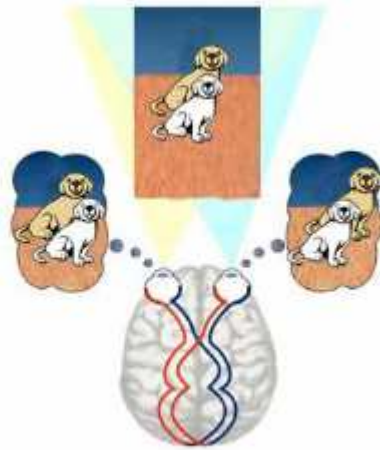


Figure 2 Retinal disparity

Depth perception is a function of many factors. Depending on the context, it usually includes more than stereopsis. Factors involved include binocular visual factors such as retinal disparity (provides stereopsis and is very precise) and vergence alignment (gross); monocular visual factors such as accommodation, looming, motion parallax, and the kinetic depth effect; and pictorial depth cues such as occlusion, perspective, texture gradients, relative size, height in visual field, shadow, luminance, and aerial perspective. Stereopsis is a specific type of binocular depth perception that is the result of the horizontal separation of the two eyes and the subsequent ability to recognize retinal disparity. Various attributes of images, known as cues, activate depth perception and distance perception. A depth or distance cue is an identifiable property of the optical images that is correlated with depth or distance. Because the salience of a depth or distance cue depends on the visual environment, the brain uses numerous distance and depth cues to optimize the reliability of space perception in any environment that might be encountered. Binocular vision activates several special cues to distance and depth perception, but most cues do not depend on binocular vision and are therefore known as monocular cues.

Next figures illustrate several monocular depth and distance cues. Some monocular cues are based on the fact that an object's distance from an observer is inversely proportional to its retinal image size. For instance, linear perspective is triggered by the convergence of lines to a vanishing point; a perfect example of this is the convergence of the rails in Figure 3; the separation of the rails is inversely proportional to viewing distance. The texture density cue (Figure 4) provides depth information when the angular size of repeating patterns or textures (e.g., the gravel, railroad ties, and utility poles) diminish with distance.



Figure 3 Linear perspective



Figure 4 Texture density cue

Luminance variations reveal depth in several ways. Shadows reveal three-dimensional relief in the presence of directional light sources. Aerial perspective reveals depth over great distances by the reduced contrast of images viewed through atmospheric light scatter; this effect is clearly illustrated in Figure 5.

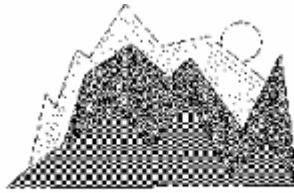


Figure 5 Aerial perspective

The overlay cue (or interposition; Figure 6) reveals depth when the contours of near objects occlude the contours of far objects; this effect does not depend on angular size or luminance variables.

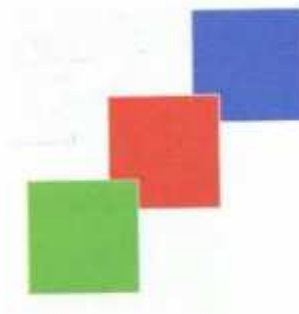


Figure 6 Interposition

Looming, motion parallax, and the kinetic depth effect are monocular cues that stimulate depth and distance perception when motion is present. Looming is the sense of movement in depth stimulated by a change in the size of a retinal image. Motion parallax is the sense of depth or distance stimulated by the differential motion of retinal images of objects that are farther or nearer than the point of fixation. Head motion induces the retinal image motions. The kinetic depth effect provides another sense of depth based on the differential motion of portions of the retinal images. However, the retinal image motion in this case is caused by object motion rather than head motion.

Clinicians use motion parallax to judge the relative position of objects when using a direct ophthalmoscope. For example, if a clinician is focused on the iris and the object in question moves against the direction of movement of the ophthalmoscope, the object must be anterior to the iris and is most likely on the

cornea. An object moving with the ophthalmoscope would be behind the iris and may be in the lens or vitreous.

Binocular fusion

In addition to stereopsis, normal binocular vision provides a single perceived image for most objects. The unification of the ocular images is called fusion. Fusion ensures that binocular visual space is faithful to object space and that the observer sees one thing when only one thing exists. The term fusion is sometimes used to represent two different processes: one being the construction of a single percept from two retinal images (also known as sensory fusion) and the other being vergence eye movement (also known as motor fusion).

The Spatial Limits of Fusion

Fusion is limited to the vicinity of the horopter in threedimensional space in the same way that stereopsis is also limited. Fusion occurs when either corresponding points or points with small to moderate retinal disparities are stimulated. Large retinal disparities cause double vision (diplopia), which is the opposite of fusion.

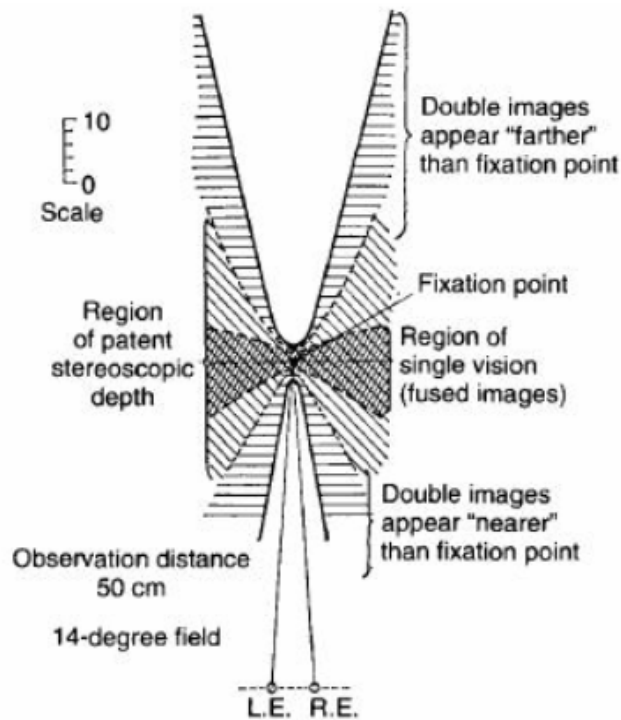


Figure 7 Normal range of fusion in the visual plane

Figure 7 shows the normal range of fusion in the visual plane as related to the ranges of patent and qualitative stereopsis. The range of stereopsis exceeds the range of fusion; in other words, not all objects perceived stereoscopically are seen as single. The range of depth in object space that is fused without the aid of eye movement is known as Panum's space. The portion of retina that is optically conjugate to Panum's space is known as Panum's area. Panum's area is defined as an area of the retina of one eye, any point of which gives rise to a percept of singleness when stimulated simultaneously with a single point on the retina of the fellow eye. The spatial relationship of Panum's area to Panum's space is illustrated in Figure 5-8. Images fused in Panum's areas on noncorresponding points raise a possible paradox, because a single object is formed that potentially has two different visual directions: that of the right eye and that of the left eye. The visual system resolves this paradox by averaging the right- and left-eye visual directions. As a result, the fused image has an egocentric direction that is intermediate between the directions of the right and left eyes. This directional averaging process is known as allelotropia. In individuals with normal vision, the ocular image directions are averaged symmetrically; in those with strong ocular dominance (e.g., in binocular anomalies), the averaging of direction is weighted in favor of the dominant eye.

..

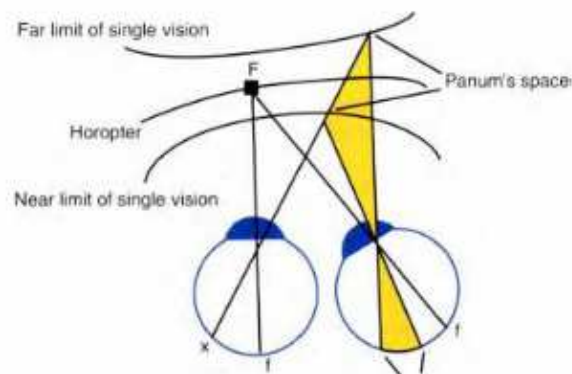


Figure 8 Visual plane drawing of the geometrical relationship of Panum's area

The nonspatial limits of fusion

In general, the ocular images become more difficult to fuse as image dissimilarity

increases. When ocular image differences are small and fusible, the visual system typically strikes a compromise between the image differences when constructing the binocular image. This compromise is essentially a perceptual averaging process. Luminance averaging (e.g., white + gray = light gray) occurs in the luminance domain, and color averaging (e.g., red + green = yellow) occurs in the color domain. Not surprisingly, the visual system averages the small luminance and color differences that commonly occur in a natural environment, such as when reading a book illuminated by an oblique light source. Because of binocular parallax (as a result of the separation of the eyes in the head), one eye may receive more reflected light from an oblique source than does the other eye and, consequently, the book appears brighter to one eye than the other; with binocular vision, the book appears to have a luminance intermediate between the monocular extremes. Over time, differing retinal adaptation also causes a shift of color perception called the Bezold-Briiche phenomenon, in which the dimmer image appears pinkish-white and the brighter image blueish-white. The resulting color difference is also fused to an intermediate value.

Occasionally retinal image differences occur that are so great that the brain cannot reconcile the differences. When this occurs, one of two physiological responses takes place: either diplopia and binocular rivalry or sustained suppression. When parts or all of the ocular images contain high luminance contrast and chromatic contrast but are spatially different, the patient experiences diplopia and binocular rivalry. Binocular rivalry is the alternating perception of two different objects in the same visual direction. When rivalry occurs, one eye's image dominates perception while the other eye's image is momentarily suppressed; however, during the next moment, the dominance of the eyes is reversed. Rivalry suppression is spatially limited to the region of rivalrous contours, but the size of rivalry suppression regions increases with retinal eccentricity. Diplopia and binocular rivalry are necessary elements of normal binocular vision and allow the visual system to manage the images of objects situated outside of Panum's space.

Large differences in color between the ocular images also induce binocular rivalry. When this occurs, the observer alternately perceives the different colors. The process of fusion may vary over visual space or time. For instance, dissimilar

ocular images may produce transient fusion when initially falling on corresponding points; however, to sustain fusion, the images must be similar.

Fusion also may vary as a result of luminance differences that occur in natural circumstances. Luminance luster occurs when an observer sees a large interocular luminance difference in one portion of the binocular visual field and little or no difference in the remainder of the binocular visual field. As a result of the rivalry, the difference region is perceived to shimmer. Luminance luster occurs in nature when viewing a small highly polished reflective surface such as a facet on a diamond. The luminance difference arises because the facet reflects a narrow beam of light to one eye but not to the other. When one ocular image has higher contrast and edge sharpness than the other in a patient with normal binocular sensory function, those aspects of the weaker image that cannot be reconciled with the stronger image are continuously suppressed. A common cause of this behavior is uncorrected anisometropia (a difference in refractive errors between the eyes of 1 D or more).

Pathophysiology of common binocular anomalies

Systems analysis has generated a clearer understanding of the causes of convergence insufficiency and convergence excess heterophoria. These anomalies are discussed in detail, because they are the most common binocular anomalies encountered in clinical practice. The complete pathophysiology of many other nonstrabismic anomalies, such as fusional insufficiency and basic esophoria, is poorly understood.

Simple convergence insufficiency

Convergence insufficiency is generally regarded as a syndrome that includes an exodeviation of the eyes at the nearpoint, relatively little or no deviation of the eyes with distance fixation (generally a small exophoria), a relative deficit of positive relative convergence, and a receded nearpoint of convergence. The syndrome produces a variety of symptoms such as ocular fatigue, headaches, and asthenopia.

Near accommodative excess associated with simple convergence insufficiency may be explained by abnormally high convergence accommodation activity. The high convergence accommodation activity is the result of high disparity vergence activity necessitated by insufficient accommodative vergence and vergence adaptation. Negative reflex accommodation offsets the excess convergence accommodation within its capacity to do so, but often negative reflex accommodation is overwhelmed by excess convergence accommodation, thereby leading to manifest overaccommodation in near vision. The adaptational anomalies are probably the causes of simple convergence insufficiency, but they are not likely these patients' only physiological problems. Hypothesis for simple convergence insufficiency explains the success of vision training for these cases. The magnitude and rate of convergence adaptation can be increased significantly by vision training. Improved positive vergence adaptation reduces the demand on disparity vergence and concomitantly reduces excess convergence accommodation. Moreover, accommodative facility training increases the gain of reflex accommodation, and vergence facility training increases the gain of disparity vergence.

Convergence excess

The chief clinical characteristics of convergence excess heterophoria are moderate to high esophoria in near vision, a high AC/A ratio, and a significant lag of accommodation in near vision." Convergence excess heterophoria is caused by excessive sustained accommodative vergence innervation. The ability of convergence-excess patients to maintain clear and single binocular vision ultimately depends on the gains of the reflex controllers and the degree of abnormality of the adaptive mechanisms. Convergence-excess heterophoria is most successfully managed by plus lenses for near vision, which reduce reflex accommodation and therefore excess accommodative vergence.

The effect of blur on binocular vision

Stereoscopic acuity is degraded by reduced contrast and image blur, and unilateral blur is more devastating on stereoscopic acuity than bilateral blur. The physiological basis of the additional stereoscopic loss caused by unilateral blur is probably foveal suppression of the blurred image. Blur-induced suppression apparently reduces contrast sensitivity in the suppressed eye beyond the loss due directly to blur, and contrast is correlated with stereoscopic acuity. Suppression behavior makes it clear that a balanced refractive correction is necessary for good stereopsis. Intentional differences of refraction left in place by the practitioner (e.g., monovision contact lens prescriptions for presbyopes) exact a penalty of poor fine stereopsis. Blur-induced unilateral foveal suppression can be used to advantage in patients with refraction. By modestly blurring one eye, one can prevent that eye from contributing to high-spatial-frequency vision, even though fusion and oculomotor alignment are maintained by middle- and low-spatial-frequency vision. Visual acuity and refined refractive status of the unblurred eye can be assessed in isolation, even though both eyes are open and aligned to the refraction target.

Spectacle corrections and binocular vision

Although clear ocular images are necessary for good stereopsis and vergence eye movements, the provision of clear ocular images with spectacle lenses may create other visual effects that distort the horopter and stereoscopic perception, unbalance binocular motility, and perturb visual comfort. Two types of spectacle lens prescription probably account for most spectacle-induced binocular vision problems: prismatic and anisometropic. Prismatic corrections may cause prismatic distortion of stereopsis, whereas anisometropic corrections may cause anisophoria and aniseikonia. These optical effects pose challenges to binocular motor and binocular sensory function.

Prismatic distortion of stereopsis

Ophthalmic prisms are commonly prescribed BI or BO to assist the oculomotor system. When prescribed prisms induce distortions of the retinal images, they cause a curvature distortion of stereoscopic visual space. For instance, the

distortion induced by BO wedge prisms cause an objectively flat wall to appear concave toward the observer. The accompanying prism distortion of stereopsis is the result of this asymmetrical image magnification along the base-to-apex line of prisms. The distortion can easily be appreciated by viewing a regular geometric target (e.g., a brick wall) through a high-power wedge prism held away from the eye. This distortion is minimal in meniscus-design ophthalmic lenses with front curves of approximately +8.00 D (e.g., in moderate hyperopia corrections), but it is relatively strong in lenses with nearly flat front curves (e.g., in high myopia corrections). Prism distortion is one reason that the power of prism prescriptions should be kept to the minimum value required for a good oculomotor effect. This is achieved by splitting any prism between the eyes when prisms are prescribed.

Anisophoria

Anisophoria is a significant change of heterophoria associated with a change of gaze direction, and it is commonly caused by the differential prismatic effects of anisometropic spectacles. Prismatic effects caused by plus lenses increase the ocular rotation required to fixate the limits of an object, whereas minus lenses decrease the required ocular rotation. When this occurs, the anisometropes' right and left eyes must rotate differently when looking left, right, up, and down. This differential rotational stimulus (or prismatic effect) is proportional to the eccentricity of gaze from the optical axes of the lenses, so increasing retinal disparities are encountered by the patient with increasingly eccentric gaze through the anisometropic spectacle prescription. These retinal disparities become disparity vergence eye movement stimuli, because they require different angular rotations of the eyes to bifixate targets in different directions of gaze. Therefore, patients wearing new anisometropic spectacles must use a combination of versional and disparity vergence oculomotor innervation to align the eyes to targets viewed off the optical axes.

Anisophoria occurs when gaze-specific adaptation is not able to neutralize disjunctive eye-movement demand. Patients whose oculomotor systems cannot achieve gaze-specific adaptation in response to new anisometropic corrections have noncomitant heterophoria.

Symptomatic vertical noncomitant phoria is relatively common in the lower field of gaze of wearers of new anisometric spectacles. If gaze-specific adaptation is unable to neutralize a vertical imbalance, vertical phoria in down gaze will be evident. The magnitude of the heterophoria is predictable from the anisometropia and the eccentricity of down gaze. Patients with insufficient gaze-specific adaptation may require a slab-off prism to wear anisometric spectacles comfortably.

Aniseikonia

Aniseikonia is a difference in the size of the ocular images, and it commonly occurs with visual distortion, headaches, and discomfort. Iseikonia is the condition of equal ocular images.

Ocular image size is the size of an image as perceived by the observer. (Retinal image size is the geometrical size of the image on the retina and does not involve perception, only optics.) Ocular image size is determined by the number of local signs spanned by a retinal image. Therefore, the ocular images are perceived as equal if the retinal images cover the same number of local signs in each eye, irrespective of what the physical size of the eye might be or what the sizes of the retinal images might be. Anisometric spectacles may cause aniseikonia. For instance, the more myopic eye of most anisometric patients is larger than the fellow eye; this condition is called axial anisometropia. Regardless, these patients have equal ocular image sizes (iseikonia) when their vision has been corrected with contact lenses. Iseikonia persists because the retina of the relatively larger myopic eye usually stretches during ocular growth to match its larger optical image. As a result, a given target activates the same number of local signs in each eye. Axial anisometropes usually have aniseikonia when their refractive error is corrected by spectacle lenses. For those anisometropes who have aniseikonia, the aniseikonia is associated with retinal disparities that increase with visual field eccentricity. The variation in disparity is not reduced globally by vergence eye movement. If the rate of increase of these disparities exceeds the rate of increase of Panum's areas with eccentricity, peripheral diplopia and rivalry occur. The magnitude of aniseikonia that exceeds

the allowable increase of peripheral retinal disparity is approximately 7%. Because binocularity in the presence of large aniseikonia is unstable, vergence alignment is usually lost, and foveal diplopia ensues. Aniseikonia caused by spectacle lenses can be classified as overall or meridional. Overall aniseikonia is a uniform enlargement of one eye's ocular image relative to the other, and it is typically caused by spherical anisometropia. Meridional aniseikonia is an enlargement of one eye's ocular image (as compared with the other) in a specific meridian, and it is typically caused by astigmatic anisometropia. These forms of aniseikonia may occur in combination, and they may have differing effects on stereoscopic space perception.

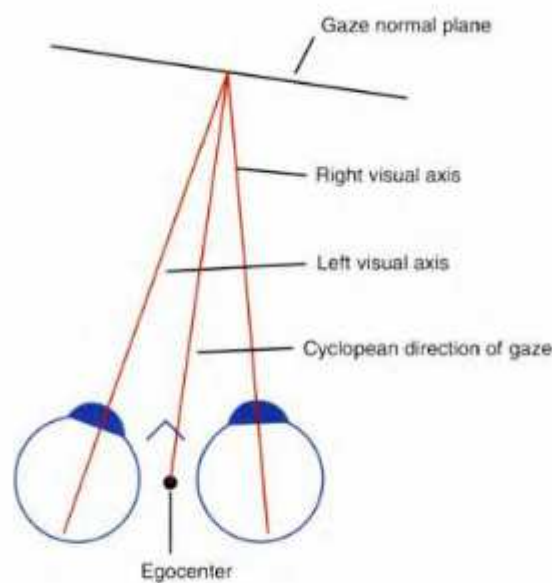


Figure 9 Gaze-normal plane

The stereoscopic consequences of aniseikonic retinal disparities can be appreciated by analyzing object planes. An object plane is a flat surface that is pierced at its center by the cyclopean direction of gaze. A particularly important object plane—the gaze-normal plane is perpendicular to the cyclopean direction of gaze (Figure 9). The perceived orientation of an object plane is influenced by the combined effects

of horizontal and vertical disparities subtended by textures on the surface of the plane. Aniseikonic ocular images contain distributions of retinal disparities that are similar to those encountered by individuals with normal vision viewing object planes under different viewing circumstances. The gaze-normal plane-an object plane that is perpendicular to the cyclopean direction of gaze-is useful for analyzing stereoscopic distortion. The gaze-normal plane is perceived to be perpendicular to the direction of gaze by observers with normal vision.

Conclusion

Binocular vision literally means vision with two eyes, and refers to the special attributes of vision with both eyes open, rather than one eye only. Our perception under binocular conditions represents a highly complex coordination of motor and sensory processes and is markedly different from and more sophisticated than vision with one eye alone. However, the use of a pair of eyes can be disrupted by a variety of visual disorders, e.g., incorrect coordination between the two eyes can produce strabismus with its associated sensory problems, amblyopia, suppression and diplopia. "Two eyes are better than one," it is said; and, indeed, two eyes do offer a number of advantages over just one.

References

1. Benjamin WJ. Borish's Clinical Refraction. 2006
2. Evans B. Binocular vision. 2005
3. Eperjesi M, Rundstroem MM. Practical Binocular Vision Assessment. 2004
4. Schultinga L, Burggraaf F, Polling JR, Gutter M. Bagolini glasses: do they affect the horizontal prism fusion amplitude? *Strabismus*. 2013 Jun;21(2):127-30. doi: 10.3109/09273972.2013.787632.
5. Atilla H, Erkam N. Comparison of anisometropes with and without amblyopia. *Indian J Ophthalmol*. 2011 May-Jun;59(3):215-6. doi: 10.4103/0301-4738.81035.

6. Nongpiur ME, Sharma P. Horizontal Lang two-pencil test as a screening test for stereopsis and binocularity. *Indian J Ophthalmol*. 2010 Jul-Aug;58(4):287-90. doi: 10.4103/0301-4738.64125.
7. Fatima T, Amitava AK, Siddiqui S, Ashraf M. Gains beyond cosmesis: Recovery of fusion and stereopsis in adults with longstanding strabismus following successful surgical realignment. *Indian J Ophthalmol*. 2009 Mar-Apr;57(2):141-3.
8. Laird PW, Hatt SR, Leske DA, Holmes JM. Stereoacuity and binocular visual acuity in prism-induced exodeviation. *J AAPOS*. 2007 Aug;11(4):362-6. Epub 2007 Apr 9.
9. Chang YH, Lee JB, Kim NS, Lee DW, Chang JH, Han SH. The effects of interocular differences in retinal illuminance on vision and binocularity. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2006 Sep;244(9):1083-8. Epub 2006 Jan 13.
10. Karlsson VC. *A Systematic Approach to Strabismus*. 2009. Slack Incorporated.
11. Ing MR, Rezentes K. Outcome study of the development of fusion in patients aligned for congenital esotropia in relation to duration of misalignment. *J AAPOS*. 2004 Feb;8(1):35-7.
12. Harwerth RS, Fredenburg PM. Binocular vision with primary microstrabismus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2003 Oct;44(10):4293-306.
13. Tomaç S, Birdal E. Effects of anisometropia on binocularity. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 2001 Jan-Feb;38(1):27-33.
14. Westall CA, Eizenman M, Kraft SP, Panton CM, Chatterjee S, Sigismund D. Cortical binocularity and monocular optokinetic asymmetry in early-onset esotropia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1998 Jul;39(8):1352-60.

15. Brooks SE, Johnson D, Fischer N. Anisometropia and binocularity.
Ophthalmology. 1996 Jul;103(7):1139-43.

8. POSTNATÁLNÍ VÝVOJ OKA

Bc. Renáta Papcunová

Jméno spoluautora: Mgr. Matěj Skrbek

Katedra optometrie a ortoptiky LF MU

Úvod

Při narození má lidské oko relativně dobře vyvinuté všechny své komponenty. I přesto je nutné, aby jeho součásti prošly anatomickým a fyziologickým vývojem, zvláště pak ty, které se podílejí na refrakčním stavu oka. Následující text se pokusí ve své první části podrobně popsat postnatální vývoj struktur podílejících se na správné refrakci oka, sítnice a zrakového nervu. Ve druhé části bude popsán postnatální vývoj fixace, zrakové ostrosti a refrakce.[3]



Obr.1.: [Zkontrolujte oči Vašeho miminka. *Bonella.cz* [online]. 2014 [cit. 2014-07-31]. Dostupné z: <http://www.bonella.cz/novy-clen-rodiny/jak-zkontrolovat-zrak-miminka.html>]

Postnatální vývoj struktur refrakce oka

Axiální délka bulbu

Axiální délka bulbu se u novorozence pohybuje kolem 16-17mm, kdy oko s postupem věku narůstá do obvyklé velikosti 24mm. Růst délky oka však není rovnoměrný. Změny axiální délky se někdy rozdělují do tří fází. První je takzvaná rapidní postnatální fáze, v níž dochází k exponenciálnímu nárůstu v průběhu prvních dvou let z 16mm na 20,3mm (nárůst o 4,3mm). Následuje infantilní fáze, která trvá od dvou do pěti let, a bulbus během ní doroste na 21,5mm (nárůst o 1,2mm). Poslední je fáze juvenilní, kdy dochází k dokončení růstu, a délka oka je ve čtrnácti letech kolem standardních 24mm (nárůst o 1,5mm). [3, 6, 7, 8, 9, 10, 14]

Změna délky bulbu logicky změní i jeho objem. Oko novorozence má průměrně asi 2,8cm³, oko dospělého člověka pak 6,5-7,2cm³. [3]

Rohovka

Postnatální vývoj rohovky v sobě zahrnuje zvětšování průměru, oplošťování, ztenčování a zvyšování transparentnosti. [3]

Horizontální průměr je u novorozence kolem 9-10,5mm, vertikální je pak o něco málo větší. V průběhu prvního roku života naroste průměr rohovky na 11-12mm. Spolu s tím se mění i plocha rohovky ze 102mm² při narození na 130mm² ve dvaceti měsících. [1, 3, 10, 14]

Oplošťování rohovky vede k snižování refrakce, kdy při narození se lomivost rohovky pohybuje kolem +52,00D. Během prvního půl roku života klesá na +45,00D a na konci puberty dosahuje asi +43,00D.

Dítě má tlustější rohovku než dospělý jedinec. Centrální tloušťka rohovky novorozence je přibližně 0,96mm, periferie má asi 1,2mm. Po prvních šesti měsících se centrální tloušťka rohovky změnila na 0,52mm. [1, 3, 10, 14]

Snížená transparentnost bývá hlavně u dětí, které jsou předčasně narozené. Tento stav se v průběhu vývoje zlepšuje snižováním celularity.

Během života se mění i množství buněk, které vytváří jednovrstevný endotel. Novorozené dítě má počet buněk kolem 4 000 – 5 000 buněk/mm², kdy jejich počet s věkem postupně klesá až na polovinu. [3]

Čočka

Oční čočka má výrazný postnatální růst. To je dáno mitotickou aktivitou ekvatoriálních epiteliálních buněk čočky, které vytvářejí čočkové stroma. Tyto buňky tvoří vlákna a to tak, že buňky, které jsou v oblasti ekvátoru, začínají být širší a jejich vnitřní konce se stávají tenčími a tenčími, až nabydou podoby vlákna. Jelikož se vytvářejí v průběhu celého života stále nové buňky, staré buňky jsou posunovány směrem dozadu, a vzniká tak koncentrické vrstvení čočky. [3, 5]

U novorozence je přítomna spíše sférická čočka, která má ekvatoriální průměr kolem 6mm a optickou mohutnost asi +34,40D. Postupné oplošťování přední ale i zadní plochy čočky vede k vzniku konoidního tvaru, který je patrný u dospělých. Postupným vývojem se ekvatoriální průměr čočky mění na 9mm a optická mohutnost na +18,80D. [1, 3, 6, 10]

Sítnice

Obecně se sítnice novorozence považuje za „nezralou“. Ve skutečnosti je periferní oblast relativně dobře vyzrálá. Nedostatečná zralost se nachází hlavně v oblasti centrální. V průběhu prvních let a zejména pak prvních měsíců dochází k rozrůstání sítnice, migraci sítnicových buněk, s čímž je úzce spojena hustota buněk ve foveole a s ní zase centrální zraková ostrost. [2, 3, 6, 7, 12, 14, 15]

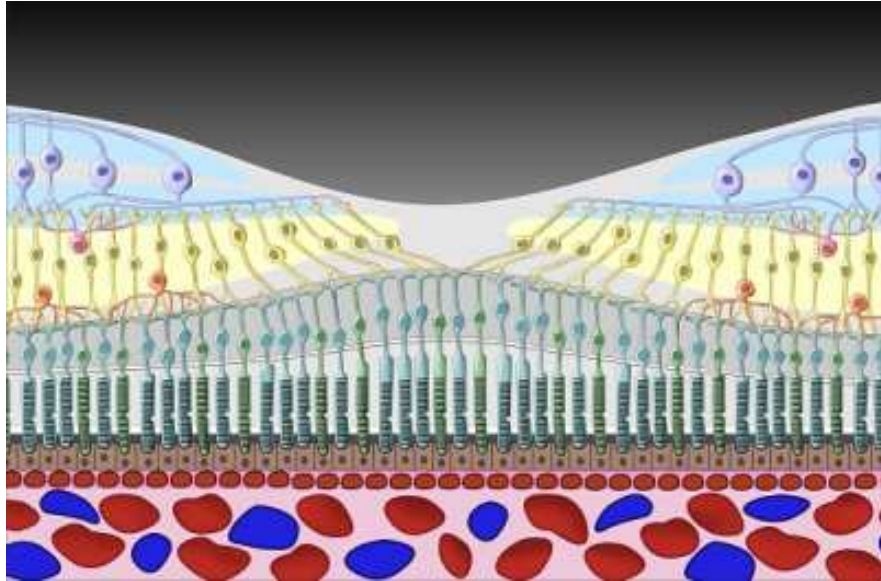
Rozšiřování sítnice je výrazné. U novorozence nacházíme plochu retiny kolem 590mm², u dospělého pak asi 1 250mm². Rozrůstání sítnice bývá doprovázeno přerozdělováním a celkovým ztenčením fotoreceptorové mozaiky ale i buněk, s nimiž jsou fotoreceptory v kontaktu. Postnatální rozšiřování retiny není ve všech oblastech shodné. Například centrální část se vyvíjí pomaleji než periferie, což přispívá k snížení hustoty gangliových ale i jiných buněk sítnice na periférii. Stejně tak dochází k pomalejšímu rozvoji v nasální části než v temporální, a proto v té nasální nacházíme vyšší hustotu fotoreceptorů a gangliových buněk. [6, 7]

Dochází také k migraci buněk, kdy některé jdou směrem z foveoly a druhé zase dovnitř. Při narození je možno ve foveole stále ještě nalézt gangliové buňky, buňky vnitřní jádrové vrstvy a stejně tak i buňky bipolární. Po narození dochází k odsunu těchto buněk směrem z foveoly, což vede k prohloubení foveolární deprese. Na straně druhé migrují čípky směrem k středu foveoly. V důsledku těchto změn dochází k redukci průměru foveoly, kdy se fixní počet čípků vtlačí do původní jedné čtvrtiny foveolární oblasti (z 2mm^2 klesá na $0,5\text{mm}^2$), což má za následek zvýšení hustoty čípků na čtyřnásobek. Je udáváno, že ihned po narození se ve foveole o průměru $912\mu\text{m}$ vyskytuje asi $19\,000$ čípků/ mm^2 . V patnácti měsících je to při průměru $725\mu\text{m}$ již $41\,000$ čípků/ mm^2 a ve čtyřiceti pěti měsících při průměru $620\mu\text{m}$ $112\,000$ čípků/ mm^2 . Jeden z výzkumů tvrdí, že k nárůstu hustoty čípků v centru foveoly dochází až do třicátého sedmého roku života a u sedmapadesátiletých lidí je pak naopak pozorován výrazný pokles, toto tvrzení však nebylo dostatečně potvrzeno. [3, 6, 7]

Migrace čípků je doprovázená prodlužováním jejich axonu, který spojuje vnitřní segment čípku s jeho synaptickou stopkou. Toto prodlužování je nezbytné, neboť umožňuje posun vnějšího segmentu čípku centrálně, zatímco stopka, která je v kontaktu s bipolárními a horizontálními buňkami je posunuta do periferie. Po pěti dnech po narození je délka zevního segmentu centrálního čípku asi $3\mu\text{m}$, což je asi desetkrát méně než u čípku zralého. Prodlužovány jsou čípky jak v i mimo foveolu v průběhu celého života. [3, 7]

Souběžně s migrací čípků dochází též k zužování jejich průměru. U novorozence je vnitřní segment silný $6\mu\text{m}$, zatímco v čtyřiceti pěti měsících již jen $2\mu\text{m}$. Další změny šířky nejsou tak výrazné. [3, 7]

Cévní systém sítnice je u novorozence kompletní pouze v centrální oblasti. Bývá pak vyvinutější v nazální části, která je kratší. Temporální, delší část, často i u donošených dětí nemá cévy, které by dosahovaly až k ora serrata, i po několik týdnů. Retina však nebývá funkčně ohrožena, neboť choroidální systém je plně funkční, takže periferie je dostatečně zásobena. [3]



Obr.2.: Vzhled zdravé makuly [Altersbedingte Makuladegeneration (AMD). *Occunet* [online]. 2005 [cit. 2014-07-31]. Dostupné z:<http://ocunet.de/patienten/amd.html>]

Zrakový nerv a zraková dráha

Zrakový nerv ani zraková dráha nejsou u právě narozeného dítěte anatomicky ani funkčně vyvinuté. Je možno pozorovat, že disk zrakového nervu má u novorozence šedobělavou barvu. Jedná se o fyziologický stav, který je dán tím, že ještě není zcela dokončeno cévní zásobení, které je v této době zastoupené zadními ciliárními arteriemi. Růžové zbarvení disku totožné s dospělým člověkem bývá přítomno již u kojenců starších čtyř měsíců. [2, 3, 12, 15]

Není zcela dokončena ani myelinizace zrakové dráhy. Tento proces bývá většinou dokončen kolem šestého měsíce života. [2]

Celý proces dozrávání makulární oblasti a očního nervu může trvat až osm let, dokud se vlivem centrálních regulačních mechanismů, sensorických funkcí sítnice a optomotorických reflexů vše nedotvoří natolik, aby se nekoordinované pohyby očí novorozence dostaly do své dospělé podoby. [2]

Postnatální vývoj fixace, zrakové ostrosti a refrakce

Zrak není plně funkční hned od narození. To je dáno tím, že vlastně nevidíme okem jako takovým, nýbrž mozkem. Sítnice oka představuje jakousi předsunutou

část mozku, která je díky zrakovému nervu v neustálém spojení se zrakovým centrem v okcipitálním laloku. [1, 8, 10]

Dítě po porodu rozeznává pouze světlo a tmu. Důkazem je pozitivní fotoreakce zornic a reflexní zvedání bulbů při pasivním otevření víček ve spánku. Tento fakt je z anatomickofyziologického hlediska podmíněn hlavně tím, že čípký makuly nejsou ještě zcela diferencovány a uspořádány. Proto u novorozence dítěte převažuje periferní vidění nad centrálním respektive skotopické vidění nad fopickým. Zraková ostrost novorozence tak nemůže být lepší, než je úroveň periferního vidění, což ve Snellenových optotypech odpovídá asi 1/60, 20/600. Novorozenec také neumí zafixovat světelný podnět. Reagovat na něj dokáže již od prvního týdne života pouze však stejnosměrnými, konjugovanými očními pohyby – versemi. [3, 11, 12, 15]

Na konci prvního měsíce života je možno již pozorovat nepravidelnou monokulární fixaci, kdy jedno oko fixuje a druhé se může ještě občas nekoordinovaně pohybovat. Oči se ve fixaci střídají. [2, 4, 12, 15]

Od druhého měsíce se u dítěte začíná vyvíjet, ze začátku jen krátkodobá, binokulární fixace, kdy dítě používá obě oči současně. Zdokonaluje se koordinace oko ruka.

Během druhého a třetího měsíce života dochází k dokončování spojení primárních zrakových center s korovou zrakovou oblastí, zvláště těch částí, které odpovídají makule. Proto již ve třetím měsíci existuje nepravidelná foveolární fixace, ke které se přidává rozvoj diskonjugovaných očních pohybů – konvergence a divergence. Zraková ostrost dítě je asi 6/60, 20/120. [3, 4, 11, 12, 13, 15]

Důležitý je čtvrtý měsíc, ve kterém je dosaženo definitivní převahy makulární oblasti nad periferií sítnice, což znamená, že je dítě schopné trvalé centrální fixace. Kojenec začíná také plně akomodovat. Je tak položen základ pro akomodačně-konvergenční reflex. Ten je důležitý nejen pro správný vývoj binokulárního vidění, ale podle posledních poznatků i pro vývoj správné refrakce. [4, 12, 15]

V šestém měsíci je definitivně dokončen vývoj foveoly, čímž je zahájeno vytváření fúzního reflexu (schopnost spojit obrázky obou očí v jeden zrakový vjem). To je základ pro prostorové hloubkové binokulární vidění. Zraková ostrost půlročního dítěte je asi 6/24, 20/100. [3, 4, 11, 12, 15]

V následujících měsících dochází, díky dotykovým reflexům a chůzi, k upevňování a zdokonalování binokulárních reflexů, které se do té doby utvořily. Ve věku jednoho roku dosahuje zraková ostrost již 6/15, 20/60. [3, 11, 12, 15]

Batolecí období je důležité pro upevňování souhry akomodace a konvergence. Vývoj všech reflexů bývá ukončen do třetího roku života. Zraková ostrost ve dvou letech je 6/12 a ve třech letech 6/9. [12, 13, 15]

Do šesti let dochází k finální stabilizaci reflexů a nabývání pevnosti nepodmíněných reflexů. Optimálně bývá zraková ostrost šestiletého dítěte 6/6, 20/20. [11, 12, 13, 15]

Udává se, že vývoj vidění probíhá ve dvou fázích - aktivní a pasivní fáze. Stálý přísun kvalitních světelných podnětů zajišťuje fázi aktivní. Důkazem je fakt, že narodí-li se dítě se zdravýma očima a od narození bude žít ve tmě, neoslepne, ale jeho vidění zůstane na nejnižším stupni. Pasivní fázi se chápe, že k tomu, abychom dosáhli kvalitního vidění, nestačí jen kvalitní světelné podněty. Tyto podněty musí být totiž fokusovány na sítnici. Zde je předpokladem správný poměr mezi lomivostí optických prostředí a délkou oka, předpokladem je tedy správná refrakce oka. [1, 8, 20]

Změny refrakce, ke kterým dochází od narození až do šestého roku života, obvykle podléhají určitému vzoru, který je obecně nazýván procesem emetropizace. Emetropizace je proces snižování refrakční vady u dětí s věkem, kdy se většina novorozenců narodí s hypermetropií v průměru do +2,00 - +3,50D. Jak bylo zmíněno v předešlé části, axiální délka oka se zvyšuje, což by mělo mít logicky za následek vznik osové myopie. Prodlužování délky bulbu je však kompenzováno oploštěním lámavých ploch rohovky a čočky. Tyto dva současně probíhající procesy mají za následek pozvolné snižování původní hypermetropie. Emetropizace je aktivní, nikoli pasivní růstový proces. V ideálním případě by šestileté (a starší) dítě mělo mít takový poměr mezi lomivostí oka a délkou oka, že pozorované předměty budou fokusovány na sítnici. Takovýto refrakční stav nazýváme emetropií. [1, 7, 9]

Závěr

Znalost postnatálního vývoje dětského oka, zvláště pak částí, které se podílejí na určení refrakčního stavu očí, je nezbytná při diagnostice refrakčních vad u dětí. Důležitější než jednorázové, byť pečlivé, vyšetření a stanovení korekce je u dětského pacienta pravidelné monitorování refrakční vady. To je dáno hlavně tím, že proces emetropizace napomáhá při jednotlivých kontrolách odlišit vady méně rizikové a rizikovější. Zanedbaná korekce nebo pozdní záchyt refrakční vady má často za následek vznik amblyopie a strabismu, což jsou problémy, které mohou negativně ovlivnit budoucí život dítěte (například při volbě povolání).



Obr.3.: [Brýlové čočky pro děti, dětské brýle. *Nabidky.edb.cz* [online]. 2011 [cit. 2014-07-31]. Dostupné z:<http://nabidky.edb.cz/Nabidka-15720-Brylove-cocky-pro-deti-detske-bryle-Jablonec-Liberec-Tanvald>]

Zdroje

- [1] ANTON, Milan. Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, 96 s. ISBN 807013402x.
- [2] AUTRATA, Rudolf a Jana VANČUROVÁ. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002, 226 s. ISBN 8070133627.
- [3] GERINEC, Anton. *Detská oftalmológia*. Martin: Osveta, 2005, 592 s. ISBN 8080631816.
- [4] HROMÁDKOVÁ, Lada. *Šilhání*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 1995, 162 s. ISBN 8070135301.

- [5] KVAPILÍKOVÁ, Květa. *Anatomie a embryologie oka*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2010, 206 s. ISBN 8070133139.
- [6] KVAPILÍKOVÁ, Květa. *Práce a vidění*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999, 122 s. ISBN 8070132752.
- [7] ROSENBLOOM, Alfred A. a Meredith W. MORGAN. *Principles and Practice of Pediatric Optometry*. Philadelphia: Lippincott, 1990, 589 s. ISBN 0397509170.
- [8] ANTON, Milan. *Fyziologické a patologické změny zraku*. *Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 1998, roč. 39, č. 4. ISSN 1211-233x.
- [9] ANTON, Milan. *Korekce refrakčních vad u dětí*. *Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2007, roč. 48, č. 4. ISSN 1211-233x.
- [10] ANTON, Milan. *Vývoj refrakce oka*. *Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2005, roč. 46, č. 1. ISSN 1211-233x.
- [11] BRŮNOVÁ, Blanka. *Vývoj vidění u nejmenších dětí*. *Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2010, roč. 51, č. 3. ISSN 1211-233x.
- [12] ZOBANOVÁ, A. *Fyziologický vývoj vidění u dětí během prvních let života*. *Neonatologické listy*. 1997, roč. 3, č. 4. ISSN 1211-1600.
- [13] Paediatric Optometry: Optometric examination of children. *Optometry* [online]. 2007 [cit. 2014-02-25]. Dostupné z: http://www.optometry.co.uk/uploads/articles/CET_OT_0209.pdf
- [14] ŠPAČKOVÁ, Kateřina. Korekce refrakčních vad u dětí. In: *Coloroptik* [online]. [cit. 2014-01-10]. Dostupné z: <http://coloroptik.com/Odborne-clanky/korekce-refrakcnich-vad-u-deti>
- [15] ZOBANOVÁ, Anna. Metody preventivního vyšetřování zraku. In: *Zdravi.e15* [online]. [cit. 2014-04-01]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/metody-preventivniho-vysetrovani-zraku-166580>

THE POSTNATAL EYE DEVELOPMENT

Bc. Renáta Papcunová

Supervisor: Mgr. Matěj Skrbek

Departement of optometry and orthoptics LF MU

Introduction

At birth, the human eye has a relatively well developed all of its components. Nevertheless it is necessary that its components have undergone anatomical and physiological development, especially those involved in the refractive state of eye. The following text in the first part describes the postnatal development of the structures involved in the correct refraction of the eye, the retina and visual pathway. In the second part describes development of fixation, visual acuity and refraction.



[Zkontrolujte oči Vašeho miminka. *Bonella.cz* [online]. 2014 [cit. 2014-07-31]. Dostupné z: <http://www.bonella.cz/novy-clen-rodiny/jak-zkontrolovat-zrak-miminka.html>]

The postnatal development of structures of refraction

The axial length of the eyeball

In the newborn, axial length of eye is about 16mm and the eye increases by age to normal size 24mm. Growth of eye is not uniform. Changes in axial length are divided into three phases. The first is the rapid postnatal phase, in which there is an exponential increase in the first two years from 16mm to 20,3mm (increase of 4,3mm). The following is an infantile stage, which lasts from 2 to 5 years and eyeballs grows to 21,5mm (increase of 1,2mm). The last phase is a juvenile, in which there is complete and the length of the eye is in 14 years about standard 24mm (increase 1,5mm).

Cornea

Postnatal development of cornea includes the increase in diameter, flattening, thinning and increasing transparency.

In neonates, the horizontal diameter is about 9-10,5mm, vertical diameter is slightly larger. During the first year of life corneal diameter grows to 11-12mm. Along with this is changing surface of cornea from 102mm² at birth to 130mm² in twenty months.

Flattening of cornea leads to a reduction of refraction. At birth, the corneal power is around +52,00Dpt. During the first half year of life, the refractive power of cornea decreases to +45,00Dpt and at the end of puberty is about +43,00Dpt.

The child has a thicker cornea than an adult. The center of cornea of newborn is about 0,96mm, the periphery is 1,2mm. After the first six months, the central corneal thickness is changed to 0,52mm,

Reduced transparency is especially for children, who are born prematurely. This situation is improving by age.

During the life, the amount of single-endothelial cell changes, too. Newborn baby has 4000-5000 cells/mm². Their amount gradually decreases by age up to half.

Lens

Eye lens has significant postnatal development. This is due to mitotic activity of equatorial lens epithelial cells of lens, which form the lens cortex. These cells

form the fibers – cells of the equator are becoming wider and their inner ends are becoming thinner and thinner. New cells are formed continuously, so the old cells are shifted rearward. This creates a concentric layering of lens.

The newborn has a spherical lens. Equatorial diameter is about 6mm and refractive power is about +34,00Dpt. The gradual flattening of front but also back surface of lens leads to the typical shape, which is in adult. Equatorial diameter is changed to 9mm and refractive power is changed to +18,00Dpt.

Retina

At birth, the human retina is immature. The peripheral area of the retina is correct matured, but central area is insufficiently matured. Especially in the first months, retina expands and retinal cells migrate, which is related to the density of cells in foveola and visual acuity.

The expansion of the retina is significant. The area of the retina at birth is around 590mm², in adults there is 1250mm². The expansion of the retina must be accompanied by redistribution and overall thinning of the photoreceptor mosaic and the cells with which they make contact. Postnatal expansion of the retina is non uniform. The periphery expands faster than the central retina, thus contributing to the decreased density of ganglion cells and other cell types in the periphery. Also, the temporal retina expands more than the nasal retina. This difference contributes to the higher density of photoreceptors and ganglion cells in the nasal retina.

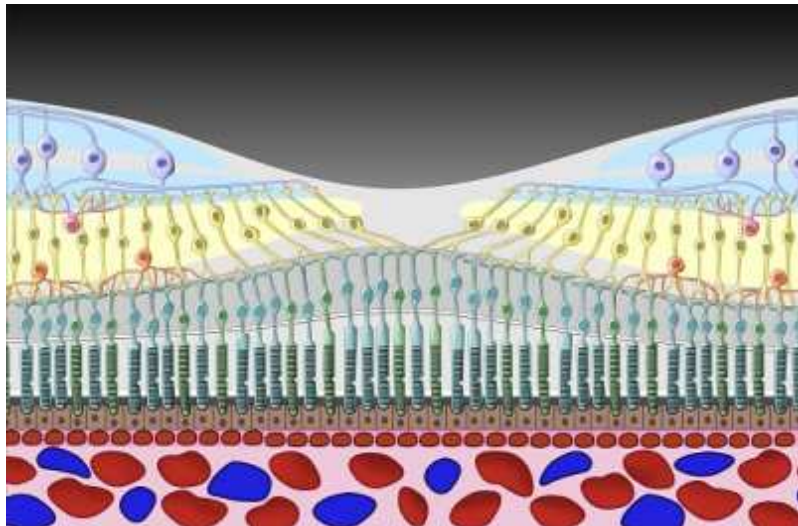
At the same time the retina is expanding after birth, the cells in the retina are migrating, some away from the foveola and others toward it. At birth, there are still ganglion cells and inner nuclear cells such as bipolar cells overlying the foveola. After birth, these cells migrate away from the foveola. One result of this migration is a deepening of the foveolar depression. The foveolar cones, on the other hand, migrate toward the midpoint of the foveola. As a consequence, the diameter of the rodfree zone is reduced. Since a fixed number of cones are condensed into about one-fourth the foveolar area (2mm² down to 0,4mm²), it follows that the density of cones must increase about fourfold. At birth, the foveolar diameter is 912µm and there is about 19 000 cones/mm². At 15 months, the foveolar diameter is 725µm and there is 41 000 cones/mm². At 45 months, the foveolar diameter is 620µm and there is 112 000 cones/mm². One of the research shows, cone density at the midpoint of the foveola increased until age 37 years. In

72 years, there is a decrease in density. This argument was not sufficiently confirmed.

The migration of cones is accompanied by lengthening of axon, which connects the cone inner segment to its synaptic pedicle. This lengthening is necessary because the outer segment is moving central while the cone pedicle in contact with bipolar and horizontal cells is moving peripheral. At 5 days, the outer segment length of the most central foveolar cones is only $3\mu\text{m}$, less than one tenth its mature length. Both foveolar cones and foveal cones outside the rod-free zone seem to increase in length throughout life.

Another change concurrent with cone migration is narrowing of cone diameters. At birth, the inner segment is $6\mu\text{m}$ wide, whereas at 45 month it is $2\mu\text{m}$ wide. Thereafter, there is not big change.

Retinal vascular system of the neonate is complete only in the central area. It is more developed in the nasal part, which is shorter. Temporal, longer part often has not vessels, which extend to the ora serrata for several weeks. Retina is not functionally endangered, because choroidal system is fully functional, so periphery is sufficient provided.



[Altersbedingte Makuladegeneration (AMD). *Occunet* [online]. 2005 [cit. 2014-07-31]. Dostupné z:<http://ocunet.de/patienten/amd.html>]

Optic nerve and visual pathway

Optic nerve and visual pathway is not both anatomical and physiological developed at birth. Optic disc is whitish gray in the newborn. It is a physiological condition, which is caused by the fact, that the vascular supply is not yet fully completed. Pink coloration is in infants aged over four months.

Myelination of the visual pathway is not completed, too. It is completed around the sixth month of life.

Maturation of the macula and the optic nerve can take up to eight years, as long as everything develops due to central regulatory mechanisms and sensory functions of retina.

Postnatal development of fixation, visual acuity and refraction

Vision is not fully functional at birth. It is caused by the fact that we do not see by eye, but by the brain. The retina represents the forward part of the brain and it is in contact with the visual center of the occipital lobe.

At birth, child recognizes only light and darkness. The proof is pupillary photoreaction and reflective lifting of eyeball in passive opening of eyelid during sleep. It is caused by the fact that cones of macula are not yet fully differentiated and organized. Peripheral vision prevails over central, in other words, scotopic vision prevails over photopic. Visual acuity is about 1/60, 20/600. Newborn can't fix light stimulus. Baby is able to respond to it since the first week of life but only by direct eye movements.

At the end of the first month, there is irregular monocular fixation – one eye fixates and the other eye may sometimes move in an uncoordinated manner. Eyes alternate in fixation.

From the second month, child begins to have binocular fixation, so uses both eyes simultaneously. Hand-eye coordination is improving.

During the second and third month of life, connection of primary visual centers with cortical visual area is completed, especially those parts that correspond to the macula. In the third month there is an irregular foveal fixation, which is accompanied by the development of convergence and divergence. Visual acuity is about 6/60, 20/120.

The fourth month is very important, because the macular area gets a definitive superiority over the peripheral retina. So baby is able to continuous central fixation. The infant begins to fully accommodate. There is also basis for the accommodative-convergence reflex. It is important for correct development of binocular vision, but also for the development of correct refraction.

In the sixth month foveola is finally completed. This leads to the formation of a reflex of fusion. It is basis for spatial depth binocular vision. Visual acuity is about 6/24, 20/100.

In the next months, binocular reflexes are improved due touch reflexes and walking. One year of age there is visual acuity about 6/15, 20/60.

Toddler period is important for the consolidation the interplay between accommodation and convergence. Development of reflexes is completed within three years. In 2 years visual acuity is about 6/12 and in 3 years it is about 6/9.

Within six years, reflexes are finally stabilized. In 6 years visual acuity is 6/6, 20/20.

It is reported, the development of vision takes place in two phases – active and passive phase. Active phase is ensured by supply of light stimulus. The proof is the fact that if the newborn has healthy eyes and lives only in the dark, not blind. But his vision remains at the lowest level. Only high quality light stimuli are insufficient. These stimuli must be focused on the retina. The precondition is therefore correct refraction. This is a passive phase.

Changes of refraction that occur from birth to 6 years, usually take place according to particular pattern. These changes are called process of emmetropization. Emmetropization is process of reducing refractive errors in children by age. Most newborns have hyperopia in average to +2,00-+3,50Dpt. As mentioned in the previous part of the text, the axial length of eye is greater. This should result in axial myopia. But it is offset by flattening of refractive surfaces of the cornea and lens. Refractive error is gradually reduced. Emmetropization is active, not passive growth process. Ideally, child of six-years (and older) should have the ratio of refractive power of eye to length of eye such that observed objects are focused on the retina. This refractive state is called emmetropia.

Conclusion

To diagnose refractive errors in childhood it is important to know the postnatal development of structures that are involved in the refraction of the eye. There is more important regular monitoring of refractive errors than a single examination. It is caused by fact that process of emmetropization helps to differentiate less risky errors and more risky errors. Neglected correction or late detection of refractive

errors often results in amblyopia and squint, which are issues that can negatively influenced the future life of children (for example, when choosing a profession).



[Břýlové čočky pro děti, dětské brýle. *Nabidky.edb.cz* [online]. 2011 [cit. 2014-07-31]. Dostupné z:<http://nabidky.edb.cz/Nabidka-15720-Brylove-cocky-pro-deti-detske-bryle-Jablonec-Liberec-Tanvald>]

References:

- [1] ANTON, Milan. Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, 96 s. ISBN 807013402x.
- [2] AUTRATA, Rudolf a Jana VANČUROVÁ. *Nauka o zraku*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002, 226 s. ISBN 8070133627.
- [3] GERINEC, Anton. *Detská oftalmológia*. Martin: Osveta, 2005, 592 s. ISBN 8080631816.
- [4] HROMÁDKOVÁ, Lada. *Šilhání*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 1995, 162 s. ISBN 8070135301.
- [5] KVAPILÍKOVÁ, Květa. *Anatomie a embryologie oka*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2010, 206 s. ISBN 8070133139.
- [6] KVAPILÍKOVÁ, Květa. *Práce a vidění*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999, 122 s. ISBN 8070132752.

- [7] ROSENBLOOM, Alfred A. a Meredith W. MORGAN. *Principles and Practice of Pediatric Optometry*. Philadelphia: Lippincott, 1990, 589 s. ISBN 0397509170.
- [8] ANTON, Milan. *Fyziologické a patologické změny zraku. Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 1998, roč. 39, č. 4. ISSN 1211-233x.
- [9] ANTON, Milan. *Korekce refrakčních vad u dětí. Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2007, roč. 48, č. 4. ISSN 1211-233x.
- [10] ANTON, Milan. *Vývoj refrakce oka. Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2005, roč. 46, č. 1. ISSN 1211-233x.
- [11] BRŮNOVÁ, Blanka. *Vývoj vidění u nejmenších dětí. Česká oční optika*. Brno: Společenstvo českých optiků a optometristů, 2010, roč. 51, č. 3. ISSN 1211-233x.
- [12] ZOBANOVÁ, A. *Fyziologický vývoj vidění u dětí během prvních let života. Neonatologické listy*. 1997, roč. 3, č. 4. ISSN 1211-1600.
- [13] Paediatric Optometry: Optometric examination of children. *Optometry* [online]. 2007 [cit. 2014-02-25]. Dostupné z: http://www.optometry.co.uk/uploads/articles/CET_OT_0209.pdf
- [14] ŠPAČKOVÁ, Kateřina. Korekce refrakčních vad u dětí. In: *Coloroptik* [online]. [cit. 2014-01-10]. Dostupné z: <http://coloroptik.com/Odborne-clanky/korekce-refrakcnich-vad-u-deti>
- [15] ZOBANOVÁ, Anna. Metody preventivního vyšetřování zraku. In: *Zdravi.e15* [online]. [cit. 2014-04-01]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/metody-preventivniho-vysetrovani-zraku-166580>

9. PLNÁ BINOKULÁRNÍ KOREKCE A MOŽNOSTI JEJÍ REALIZACE

Bc. Zuzana Kohoutová

Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Katedra optiky a optometrie LF MU, Masarykova Univerzita, Lékařská fakulta

Binokulární vidění je koordinovaná senzomotorická činnost, která umožňuje vidět oběma očima obraz jednoduše.

Senzorická část je zrakově smyslová a zahrnuje všechny části oka - zrakovou dráhu a zraková centra mozkové kůry. Pro správné fungování sensorické složky musí být zachováno:

- normální nebo téměř normální vidění obou očí,
- přibližně stejná velikost sítnicových obrazů obou očí,
- centrální fixace obou očí,
- normální retinální korespondence,
- schopnost fúze,
- normální funkce zrakových drah a center.

Okohybné svaly, okohybné nervy, jejich jádra a motorická centra mozkové kůry řadíme mezi motorickou část binokulárního vidění. Správné fungování motorické složky umožňuje:

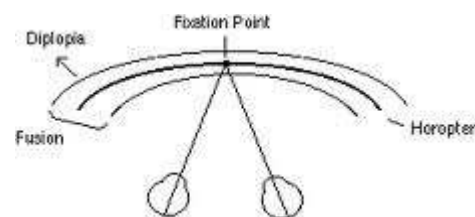
- přibližně paralelní postavení očí při pohledu do dálky,
- volnou pohyblivost očí ve všech směrech,
- normální funkci motorických drah a center,
- koordinaci akomodace a konvergence.

Vývoj jednoduchého binokulárního vidění se uskutečňuje od narození, není vrozené. Během prvního roku života se vyvíjí reflex fúze – spojení dvou obrázků v jeden vjem. Je to přechod k binokulárnímu vidění, které se stabilizuje a zdokonaluje až do šesti let věku dítěte.

Jednoduché binokulární vidění se vyznačuje třemi základními stupni – *superpozicí, fúzí a stereopsí*.

Superpozice je schopnost očí překrýt oběma očima nestejně obrázky.

Fúze umožňuje spojit stejné obrázky pravého a levého oka v jeden smyslový vjem. Podle toho, jakou oblast fúze zahrnuje, rozlišujeme fúzi na paramakulární, makulární a foveolární. Fúzi řídí motorická složka, která umožňuje střet obou očí ve fixovaném předmětu a sensorická složka, která zahrnuje psychický a fyziologický děj spojování obrazů pozorované každým okem i bez očních pohybů.



Stereopse je schopnost vytvořit prostorový obraz, který je pozorován z lehce disparátních bodů. Stereopse je možná jen za současné existence jednoduchého binokulárního vidění.

Abychom viděli obraz jednoduše, je nutné, aby všechny složky zrakového orgánu spolupracovali a jejich vývoj a činnost nebyla narušena patologií, nebo úrazem. Při nenarušeném přenosu informace ze sítnice do korových center nastavujeme obě oči tak, aby jejich obraz dopadl na místa nejostřejšího vidění – na fovey. Fovey jsou hlavními korespondujícími body, kolem kterých je dalších korespondujících bodů, které vidíme jednoduše. Všechny korespondující místa můžeme spojit do *horopteru* – prostoru jednoduchého binokulárního vidění. Disparátní body jsou místa sítnice, které spolu nekorespondují a jsou vnímány dvojitě. Lehce disparátní body ležící v *Panumově prostoru* umožňují stereoskopické vidění. Pokud je jednoduché binokulární narušeno může dojít ke vzniku *útlumu, amblyopie nebo anomální retinální korespondence*. Příčinami vzniku těchto onemocnění jsou změny rohovky, očních médií, sítnice, poruchy okoohybného ústrojí, refrakční vady a poruchy zrakových center.

Prvními poruchami jednoduchého binokulárního vidění je diplopie a konfúze. Diplopie vzniká, pokud obrazy nedopadají na stejná místa na sítnici. Jeden dopadne do fovey, druhý na disparátní místo sítnice. Na uchýleném oku se zobrazí jiný obraz a vzniká konfúze – stejný bod v prostoru je vnímán jako různé předměty. Poruchy JBV jsou způsobeny narušením sensorické složky, nebo změnou motorické složky vlivem změny svalového napětí nebo inervace. Oba

případy se projeví buď strabismem – zjevné šilhání, nebo heteroforií – skrytým šilháním, které odhalíme po zrušení fúze. V patologii binokulárního vidění rozlišujeme *útlum, amblyopii a anomální retinální korespondence (ARK)*.

Útlum je proces, při kterém je zabráněno prostupu informací z uchýleného oka do zrakového centra. Při delším trvání může na podkladě útlumu vznikat amblyopie. *Amblyopie* je jednostranné nebo oboustranné snížení zrakové ostrosti při normálním anatomickém nálezu. Druhy amblyopie jsou vrozená (např. při nystagmu, nebo albinismu), z nepoužívání oka, anizotropická, ametropická, meridionální, relativní a nejčastěji vyskytující se amblyopie při strabismu. Ta vzniká na základě aktivního útlumu fovey uchýleného oka. Dle stupně snížení zrakové ostrosti se rozlišuje na malou, se zrakovou ostroť do 0,7. Střední je omezena zrakovou ostroť 0,7 – 0,4. A těžká amblyopie je pod 0,3. Dalším znakem amblyopie je změna fixace. Nejdříve vzniká centrální fixace, která může přejít ve fixaci excentrickou nebo bloudivou. Pacienty s amblyopií postihuje také porucha lokalizace, která se projevuje při monokulárním pozorování přímo vpřed a hlavní pohledový směr se přesouvá na místo excentrické fixace. Excentrické místo je tedy dominantní při monokulárním vidění. Místo excentrické fixace se stává falešnou makulou, která spolupracuje s foveou zdravého oka. Amblyopické oko lépe rozezná izolované znak. Čím méně jsou znaky nahuštěné u sebe, tím se zraková ostrost lepší. Mluvíme o poruše rozlišovací schopnosti. Nejvyšším stupněm poruchy JBV je ARK. Dochází ke vzniku nové sítnicové spolupráce – fovea vedoucího oka a místo sítnice uchýleného oka spolu začínají spolupracovat a mají společnou prostorovou lokalizaci. Jedná se o nepravé binokulární vidění při úchylce. ARK vzniká nejčastěji u dlouhotrvajících malých a neléčených strabismů často s malou amblyopií jednoho oka nebo dobrým viděním obou očí. ARK je možné rozdělit do dvou skupin.

První skupina – harmonická retinální korespondence (HARK)

Druhá skupina – disharmonická retinální korespondence (DARK)

Heteroforie

V případě, že jsou oči v rovnoběžném postavení, do jejich vývoje nezasáhla žádná patologie a všechny složky oka spolupracují tak, jak mají, mluvíme o ortoforií. Pokud zrušíme při binokulární fixaci podnět k fúzi, je možné

odhalit skryté šilhání – heteroforií. Podle směru odchylky je možné rozdělit heteroforie do několika skupin:

- Vertikální

Esoforie – je nasální odchylka. Převládá síla vnitřních přímých svalů, díky tomu mají oči snahu konvergovat.

Exoforie – je temporální odchylka. Převažuje působení zevních přímých svalů a oči mají snahu divergovat.

- Horizontální

Hyperforie – oko směřuje nahoru

Hypoforie – oko směřuje dolů

Velikost odchylky je přibližně stejná na obou očích, mají ale opačný směr. Rozlišujeme pozitivní hyperforii, při které jde pravé oko nahoru, levé dolů. U negativní je směr opačný.

- Cyklovergence

Incykloforie a excykloforie se rozlišují podle stáčení oka dle předozadní osy nasálně, nebo temporálně.

Zvláštními případy heteroforie jsou arteficiální heteroforie, která vzniká navozením decentrací brýlových skel vzhledem ke středům zornic. Anizoforie je heteroforie, která se mění se směrem pohledu.

Všechny vyjmenované možnosti heteroforií se mohou vyskytovat samostatně, ale i v kombinaci s dalším typem heteroforie, nebo refrakční vadou. Heteroforie sama o sobě nezpůsobuje pacientovi velké potíže, do té doby, dokud funguje opravný mechanismus. V případě, že ani opravné mechanismy nestačí usměrnit pohyb očí, může docházet k lehkému rozmlžení obrazu, vznikají bolesti kolem očí i hlavy, pacient se při čtení, nebo namáhání očí rychle unaví, nebo vznikají dočasné zdvojení kontur obrazu.

Příčiny vzniku heteroforie je několik. Již při anamnéze můžeme podle očního rozestupu odhadnout, zda bude mít pacient heteroforii. Větší oční rozstup vede k exoforii, menší k esofoirii. Vliv mají i vrozené anomálie očnic, očních bulbů, nebo okohybných svalů. Kromě statických poruch má vliv na normální binokulární vidění i porucha AC/A nebo porucha inervace očních svalů.

Výskyt ortoforie je podle Hromádkové přibližně 20 – 30% populace. Častěji se vyskytuje malá heteroforie, nejčastěji esoforie 2-3 st. Časté bývají i kombinace horizontálních a vertikálních forií.

Diagnostika heteroforie

Diagnostika heteroforie spočívá ve zrušení podnětů k fúzi a následného vyhodnocení. Pokud bychom nechali podněty k fúzi zachované, měřila by se fixační disparita. Právě zachovalé podněty k fúzi jsou pro lidské oko přirozené. Fúzními podněty se rozumí orámování vyšetřovací plochy, nebo centrální fixační bod. Hlavním cílem při korekci binokulárního vidění je zjištění odchylky od základního, ideálního postavení. Výstupem je určení prizmatické hodnoty, která umožňuje optimálně vyvážené a klidové vergenční poměry při oční práci.

1. Anamnéza

Jedná se o úvodní pohovor, který jako první upozorní na možnost výskytu heteroforie. Ptáme se na bolesti hlavy, které bývají způsobeny dlouhodobou snahou vnějších, nebo vnitřních svalů o udržení binokulární fixace. Další problém, který doprovází dlouhodobou nekompenzovanou heteroforií, je svalová astenopie. Ta vzniká, pokud je hodnota úchytky skrytého šilhání dvojnásobná fúzní vergenci. Problémy nastávají u esoforie při pohledu do dálky, u exoforie při pohledu do blízka. Problémy jsou doprovázeny slzením očí, světloplachostí, nejasným viděním a již zmiňovanými bolestmi hlavy. Kromě jiného se mohou vyskytnout problémy s fixací, chybný odhad vzdáleností, bolesti v zádech nebo šíje a poskakování, přeskakování řádků. Je samozřejmé, že samotná anamnéza neodhalí heteroforie, ale pomůže nám při rozhodování o možnosti korekce prizmaty. Pokud pacient trpí více uvedenými příznaky, budeme se snažit doporučit nošení prizmatické korekce.

2. Plná monokulární korekce

Je velice důležitá, protože jenom s ní můžeme dosáhnout optimální a plné binokulární korekce. Plnou monokulární korekcí zajistíme akomodační klid do dálky. Pokud bychom nedosáhli plné monokulární korekce, mohlo by to ovlivnit další binokulární měření.

Nejdříve zjistíme zrakovou ostrost bez korekce. Pokud vyšetřovaný nosí vlastní korekci, následuje vyšetření i s korekcí. Následuje objektivní zkouška nejčastěji skioskopem, nebo automatickým refraktometrem.

Subjektivním vyšetřením ověříme objektivní měření. Poté zkontrolujeme korekci do blízka. Je snaha o zjištění nejlepší korekce, při které pacient přečte požadovanou velikost optotypových znaků. Monokulárně určené hodnoty umožní zobrazení v centrální jamce žluté skvrny. Pokud by byla přítomna heteroforie, při binokulární korekci by se jedno oko odchylovalo od ideálního směru.

3. Binokulární korekce

Samotná binokulární korekce je popisována různými autory odlišně díky různým použitelným metodám vyšetřování. Používají se buď metody založené na separaci obrazů pomocí děliče, nebo metodika POLATESTU, která využívá polarizaci.

3.1. *Zakrývací zkouška*

Je to základní, jednoduché vyšetření, kterým odhalíme skryté šilhání. Pacient fixuje bod vzdálený 0,5 – 5m. Oči postupně zakrýváme destičkou nebo rukou a sledujeme pohyby očí. Pokud by oko zůstávalo po odkrytí bez pohybu, jednalo by se o ortoforii. Při pohybu po odkrytí bez zjevného šilhání před zakrytím mluvíme o heteroforii - oko provádí zpětný fúzní pohyb po odkrytí a vrací se do původního postavení. Pokud je úchylnka zjevná, jedná se o heterotropii. Při jednostranném strabismu vedoucí oko fixuje i po odkrytí šilhajícího oka. Po zakrytí vedoucího oka, šilhající oko přebírá funkci vedoucího oka i po odkrytí vedoucího oka, ale po chvíli přebírá jeho funkci zase vedoucí oko. Pokud je zakryto nešilhající oko a šilhající oko nevykonává vyrovnávací pohyb a špatně fixuje, mluvíme o strabismu s excentrickou fixací. Po zakrytí šilhajícího oka pak ihned přebírá fixaci vedoucí oko. Vertikální úchylnky mají vyrovnávací pohyb ve vertikálním směru.

3.2. *Maddoxův cylindr*

Používá se v kombinaci s Maddoxovým křížem – pravoúhlý kříž se dvěma stupnicemi.

Jedna je pro určení heteroforie do dálky, druhá do blízka. Uprostřed je světlo – Maddoxovo světlo, které pacient vnímá. Maddoxův cylindr je

brylová čočka složená z extrémně lámavých cylindrů, které centrální světlo prodlouží do přímky. Přímka je kolmá na vrypy cylindru. Nejdříve se cylindr vkládá před pravé oko vrypy vertikálně, následně horizontálně. Pokud pacient vidí linii uprostřed, jedná se o ortoforii. Při heteroforii:

- Maddoxovo sklo vpravo – svislá čára vpravo – nezkřížená diplopie u esoforie
- Maddoxovo sklo vpravo – svislá čára vlevo – zkřížená diplopie u exoforie
- Maddoxovo sklo vpravo – vodorovná čára nahoře – hypoforie pravého oka
- Maddoxovo sklo vpravo – vodorovná čára dole – hyperforie pravého oka.

Pro měření heteroforií je potřeba vyloučit fúzní podnět. To je možné při použití Maddoxova cylindru v červené barvě a předřazením před druhé oko filtr v komplementární barvě. Docílíme tak vzniku odlišného vizuálního vjemu jak pro pravé tak pro levé oko.

Zjištěnou úchylku korigujeme podle postavení ML vůči MS. Prizma se vkládá bází proti směru úchylky se snahou o dosažení pseudoortoforie. Poloha báze klínu je potom následující:

HTF-HTT	báze P/L
exoforie	0°/180°
esoforie	180°/0°
pravostranná hyperforie	270°/90°
pravostranná hypoforie	90°/270°

3.3. Graefův klín

Pro realizaci této metody je potřeba klín 6-8 pD. Klín se vkládá s bází vertikálně před jedno oko, obvykle do 270°. Pacient s vloženým klínem

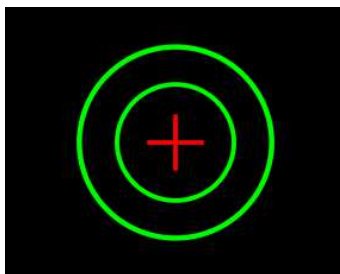
před jedním okem sleduje MS, které díky nízké hodnotě fúzní rezervy navodí diplopický vjem. Pacient vidí dvě světla nad sebou. Pravé oko vidí horní obraz MS a levé oko vidí dolní obraz MS. Dle posunutí světél vůči sobě pak zjišťujeme esoforii, exoforii. Tento test se používá hlavně při zjišťování vertikálních odchylek. Pro lepší odlišení je možné Graefův klín doplnit o červenozeleňé filtry.

3.4. Anaglyfí metody

Anaglyfí metody využívají aditivní, nebo subtraktivní míchání barev. Černou bychom dostali při míchání dvou barev subtraktivně. Aditivním mícháním dvou barev získáme bílou barvu. Tyto testy se nejčastěji používají s červeným a zeleným filtrem. Pacient červeným filtrem uvidí červené značky, zelené díky subtraktivnímu míchání barev zaniknou. Stejný případ platí i pro pozorování jen zeleným filtrem. Testy využívající anaglyfí metodu jsou nejčastěji Schoberův test a Worthův test. Nevýhodou těchto testů je, že oko je za zeleným filtrem stává krátkozrakým a za červeným dalekozrakým. To může vést k akomodačnímu neklidu.

3.4.1. Schoberův test

Skládá se z centrálního červeného kříže, který je obklopený dvěma nebo třemi zelenými kruhy. Celý test leží na černém podkladu a pacient test sleduje přes červenozeleňé filtry. Podle posunutí kříže můžeme posuzovat hodnotu heteroforie. Hodnota od středu kříže k prvnímu kruhu je jedna prizmatická dioptrie, stejně hodnotu má vzdálenost kruhů.



3.4.2. Worthův test

Je to základní test vyvinutí již roku 1905. Z klasické zkušební vzdálenosti jsou pozorovány zelené značky v horizontálním směru,

červená a bílá ve vertikálním směru. Celý test je umístěn na černém poli ve tvaru kruhu. Před oči jsou umístěny komplementární filtry. Obě oči vidí horizontální znaky zelené, horní červený a spodní znak by měl být bílé barvy. Pravé oko s červeným filtrem vidí horní červenou značku a dolní původní bílou značku. Zelené značky neuvidí. Levé oko se zeleným filtrem vidí horizontální zelené značky a zelené dolní světlo. Při pozorování oběma očima se díky aditivnímu míchání barev dolní světlo jeví bílé, pokud jsou oči binokulárně vyvážené. Nevýhodou pro měření heteroforií je silný fúzní podnět bílého světla, který navozuje orto postavení očí. Proto je Worthův test vhodný pro vyjádření motoricky kompenzovaných heteroforií a používá se především k rychlému posouzení binokulárního vidění a určení dominance oka. Dominanci oka zjistíme dle barevného vjemu spodní bílé značky, která může nabývat červené barvy (pro dominanci pravého oka), nebo zelené (pro dominanci levého oka) nebo se barvy mohou střídát a potom by šlo o soupeření při simultánním vidění.

3.5. Testy využívající polarizaci

Testy využívají k disociaci vjemů polarizaci světla. Polarizátor a analyzátor jsou polarizační filtry, které mají schopnost pohltit část elektrické složky světla a propouštět určitou část procházejícího světla, které je po průchodu lineárně polarizované. Důležité je vzájemné natočení os polarizačních filtrů. Pokud budou osy stejné, bude intenzita paprsku prakticky stejná. Pokud budou osy polarizátoru a analyzátoru navzájem kolmé, světlo bude pohlceno a intenzita bude nulová.

Polatest využívá principu pozitivní polarizace. Znamená to, že není polarizované pole polatestu, ale samotný znak. Toho se docílí tak, že osy polarizátoru, které se vkládají do zkušební obruby, jsou kolmé na osy analyzátoru v optotypové tabuli. Znaky, které byly normálním okem přehlédnutelné, se po nasazení polarizátorů vyjasní. Pacient uvidí černý znak na světlém poli. Osy polarizátorů upravujeme ve zkušební obrubě po pravé oko do 135° a levé do 45° . Je docíleno toho, že pravé oko uvidí vodorovné značky a levé oko svislé značky vyšetřovacího pole.

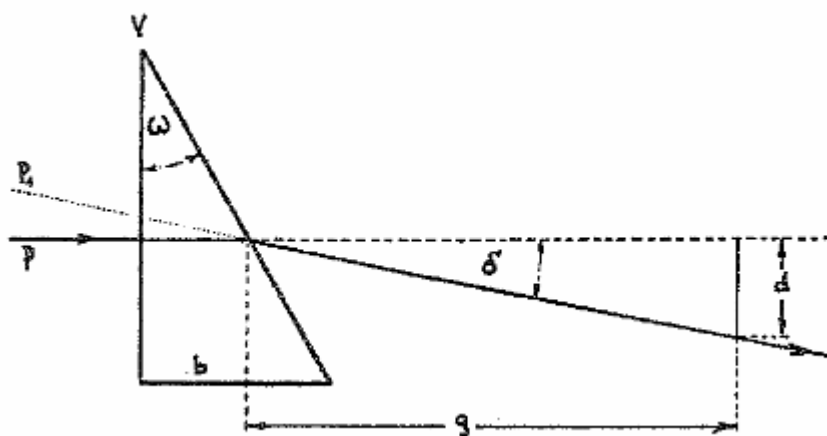
Negativní polarizace využívá polarizace pokladu testu. Je vnímána ta část testu, který je polarizován souhlasně s filtrem, který je vložen ve zkušební obrubě. Během vyšetřování je potřeba kontrolovat přesné natočení polarizátoru a analyzátoru, aby nedocházelo ke vzniku zkreslených výsledků.

Polatest umožňuje zjišťování jak hodnotu motorické, tak i senzorické složky JBV a jejich případnou korekci.

Po binokulární korekci do dálky můžeme provést binokulární korekci do blízka. Nakonec jemně sféricky dokorigujeme.

Prizma

Prizma je hranol nebo optický klín, který se skládá z báze, vrcholu a dvou lámavých ploch. Lámavé plochy svírají určitý úhel ω , který je proti základně, bázi hranolu. Paprsek prochází oběma lámavými plochami a láme se pod úhlem $\delta =$ deviace. Pokud je dopad paprsku kolmý na první lámavou plochu, určujeme účinek klínu v prizmatických dioptriích. Optický klín s účinkem 1 pD uchyluje paprsek ve vzdálenosti 1m o 1 cm. Paprsek se po průchodu druhou lámavou plochou láme směrem k bázi.



Uplatnění prizmat není výhradně určeno pro získání zrakové pohody u heteroforie, ale má široké uplatnění i v ortoptice – měření úchylny, zjištění přítomnosti fúze, měření šířky fúze, cvičení kladné a záporné šířky fúze, nacvičování JBV v prostoru a další.

Prizmata, Telerovy čočky, se využívají pro korekci během vyšetřování. Jsou skleněné a jsou součástí zkušební sady. Nevýhodou je jejich tloušťka a váha při vyšších prizmatických hodnotách. Umělohmotná prizmata se skládají z několika shodných malých hranolků s bází stejně orientovanou. Jmenuje se Waferovo prizma a jejich výhodou je jednoduché připevnění k brýlové obrubě. Nejnovějším typem prizmat jsou Fresnelova prizmata. Jsou to samolepící umělohmotné folie z malých prizmat nahuštěných blízko sebe se stejně orientovanou bází. Fresnelova prizmata se dají nalepit na brýlovou obrubu, avšak mohou způsobovat snížení zrakové ostroty. Při vyšetřování je možné použít i prizmatické lišty se stoupající silou prizmatických dioptrií. Zvláštním případem prizma je Herschlovo otočné dvojprizma. Dvojprizma o síle každého prizmatu 15 pD jsou ve společné obrubě a otáčejí se proti sobě. Díky otáčením je možné měnit sílu od 0 – 30 pD.

Korekci malých heterotropií a heteroforií je možné provést decentrací sférické čočky. Konkávní čočka je skupina prizmat s bázemi dovnitř, konkávní s bázemi zevně. Aby bylo docíleno prizmatického účinku, je potřeba posunout střed optických čoček mimo střed zornice. Decentrace konkávních čoček zevně působí jako prizma s bází zevně, decentrace dovnitř je jako prizma bází dovnitř. U konkávních čoček decentrace směrem dovnitř působí jako prizma bází zevně. Decentrace zevně působí jako prizma bází dovnitř.

Metody aplikace klínové korekce:

Dle metody MKH

Metoda MKH doporučuje celou klínovou korekci, kterou zjistíme při vyšetřování, aplikovat i do následné korekce, kterou bude pacient nosit.

Maddoxovo kritérium

Maddox vycházel z měření, které prováděl na Maddoxově kříži pomocí Maddoxova prizmatu. Jako korekci doporučovat u esoforie naměřené nad 3 pD korigovat 50%, u exoforie nad 2 pD korigovat 60% naměřené korekce.

Sheardovo kritérium

Opačně orientovaná šířka fúze musí být alespoň dvojnásobná hodnotám heteroforie, aby nevznikala astenopie. Pokud tomu tak není, vzniká astenopie a je potřeba korigovat heteroforii.

Percivalovo kritérium

Korigujeme rozdíl $\frac{1}{2}$ větší šířky fúze a $\frac{1}{3}$ menší šířky fúze.

Seznam použité literatury

1. CIHLÁŘOVÁ, M. *Prizmatická korekce v praxi optometristy*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2010. Vedoucí diplomové práce Mgr. Petr Veselý, Dis.
2. HROMÁDKOVÁ, L. *Šilhání*. 2. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1995. 163 s. ISBN 80-7013-207-8.
3. VESELÝ, P. *Využití polatestu v praxi optometristy*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2007. Vedoucí diplomové práce MUDr. Šárka Skorkovská CSc.
4. DIVIŠOVÁ, G. *Strabismus*. 2. vydání. Praha: AVICENUM, 1990. 312 s. ISBN 08-039-90.
5. KVAPILÍKOVÁ, K: *Vyšetřování oka*. 1. vydání. Brno: NCO NZO, 1995. 87s. ISBN 80-7013-195-0.
6. RUTRLE, M. *Binokulární korekce na polatestu*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. 115 s. ISBN 80-7013-302-3
7. RUTRLE, M. *Brylová optika*. Brno: Institut pro vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993.- 136 s. ISBN 80-7013-145
8. RUTRLE, M. *Přístrojová optika*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. 189 s. ISBN 80-7013-301-5.
9. AUTRATA, R. VANČUROVÁ, J. *Nauka o zraku*. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2002. 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
10. PLUHÁČEK, F. *Binokulární vyvážení – přednáška*, katedra optiky PřF Olomouc

FULL BINOCULAR VISION AND THE POSSIBILITIES OF IT'S REALIZATION

Bc. Zuzana Kohoutová

Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Departement optometry and orthoptics LF MU

Binocular vision is coordinated sensorimotor activity that makes you to see image with both eyes simply.

The sensory part is visual-sensuous and includes every part of an eye, the visual pathway and visual centres of the cerebral cortex. For correct functioning of sensory component must be maintained:

- * normal or near-normal vision of both eyes
- * nearly the same size of retinal imagines of both eyes
- * central fixation of both eyes
- * normal retinal correspondence
- * ability of fusion
- * normally function of visual pathway and centres.

The external eye muscles, the external eye nerves, their nucleus and motor centrum of cerebral cortex we can include among motor part of binocular vision. The right functioning motor component is maked:

- * approximately parallel position of the eyes looking into the distance
- * free ocular motility in all directions
- * the normal function of motor pathways and centres
- * co-ordination of accommodation and convergence.

The development of normal binocular vision is realized from birth, it isn't innate. Reflex of fusion is developing during the first year of life. Reflex of fusion is

connecting two images into one perception. It is the transition to binocular vision, which is stabilizing and improving up to six years of age.

Simple binocular vision is characterized by three basic steps - superposition, fusion and stereopsis.

Superposition is the ability of eyes to overlay two unequal pictures.

Fusion can combine the same images of right and left eyes in one sensory perception. The fusion is extramacular, macular, foveolar. Fusion controls the motor component that enables clash between the two eyes in fixed object and sensory component that includes psychological and physiological process which is linking the images of each eye without eye movements.

Stereopsis is ability to create space image, which is observed from gently disparate points. Stereopsis exists when the normal binocular vision is present.

If we want to see a picture clearly, every component must co-operate and their development and action can't be impaired by pathology or injury. When transmission of informations is intact from retina to the cortical centres, we can move the eyes so their pictures are turning to the fovea – space of the sharpest vision. Foveas are the main corresponding points. Around foveas are located next corresponding points which we can see easily. Every corresponding point is in horopter – the space of normal binocular vision. Disparate points are spaces of retina, which aren't corresponding together. Disparate points are perceived as double vision. Stereoscopic vision is possible from lightly disparate points. If normal binocular vision is broken, it can develop suppress, amblyopia or anomalous retinal correspondence. These diseases can develop from changes of cornea, eye media, retina, disorder of external eye muscles, refractive defect and disorder of visual centre.

Diplopia and con-fusion are the initial disorders of normal binocular vision.

Diplopia develops when the image doesn't fall to the same place of retina. The first image is falling to the fovea, the second to the disparate place of retina. The picture is different in the second eye and confusion is arising – the same point is different for both eyes and the pictures aren't same. Disparates of normal

binocular vision arises from changes or disturbance of sensory or motor components. This disorder is presented either by strabismus or heterophoria. We can distinguish suppress, amblyopia and anomalous retinal correspondence in binocular vision pathology.

Suppress is a process which prevents transmission of information from the lazy eye to the vision centre. When the suppress lasts for a certain time, amblyopia arises.

Amblyopia is one-sided or two-sided. It is a decrease of visual acuity in normal anatomic reports. Types of amblyopia are: innate, from inability to use the eye, anisometric, ametropic, meridional, relative and amblyopia in strabismus- it is the most frequent type. Amblyopia divides into: small disease – visual acuity is 0,7, middle disease is between 0,3 – 0,7, heavy disease under 0,3. Another

sign of amblyopia is change of fixation. First, there is a central fixation, which can progress into eccentric fixation or vagus. Next sign of amblyopia is disorder of localization – it's a monocular problem and the main sight direction is in eccentric fixation. Eccentric fixation is dominant in monocular vision. Anomalous retinal correspondence has got false macula- it's eccentric fixation in binocular vision. False macula cooperates with fovea of healthy eye. Lazy eye distinguishes better isolated signs. The less signs are densely packed together, the better visual acuity is. This problem is called as disorder of distinguishing ability. The worse disorder of normal binocular vision is anomalous retinal correspondence. It develops new retinal correspondence- fovea of healthy eye and space of retina of lazy eye cooperate and they have got common spatial localization. This is false binocular vision. ARC develops by long-standing small and untreated strabismus with small amblyopia of one eye or good vision of both eyes. ARC can be divided into two groups. The first group is the harmonic retinal correspondence (HARK). The second group is disharmonic retinal correspondence (DARK)

Heterophoria

Orthophoria is a condition when eyes are in parallel position; their development was not hit by pathology and all the components of eye work together. Heterophoria is covert strabismus. We can uncover heterophoria when we abolish the impulse for suppress during binocular fixation. Heterophoria has got several basic groups:

* Vertical

Esophoria - the nasal deviation. The strength of internal direct muscle prevails and the eyes begin to converge.

Exophoria – the temporal deviation. The strength of external direct muscle prevails and eyes begin to diverge

* Horizontal

Hyperphoria - eye is directed at up.

Hypophoria – eye is directed at down.

We distinguish positive hyperphoria, when right eye goes up, left down. Negative hyperphoria has the opposite direction.

* Cyclovergence

Incyclophoria and excyclophoria are distinguished by rotation of the eye by the anteroposterior axis - nasally or temporally.

Special cases of heterophoria are artificial heterophoria and anizophoria. Artificial heterophoria develop non-centration of spectacle lenses relative to the centres of the pupils. Anizophoria varies with the direction of movement of eyes.

All types of heterophoria can exist alone, in combination with next type of heterophoria or refractive error. As long as corrective mechanism works, heterophoria does not a big problem. When corrective mechanism doesn't work, it can develop light blurring of the image, eye ache, headache, patient eyes are tired, or can create temporary diplopia.

Causes of developing heterophoria are several. We can check spacing of eyes and eye movements in eye history. Larger spacing of eyes leads to exophoria, minor to esophoria. Influence also have congenital anomalies eye socket, eyeballs, or extraocular muscles, failure AC /A or failure of innervation of the eye muscles.

Incidence of orthophoria is approximately 20-30% of the population by Hromádková. Small heterophoria, usually 2-3 degree, occurs more often. Often it is a combination of horizontal and vertical forms.

Diagnosis of heterophoria

Diagnosis of heterophoria includes repeal impulses for fusion. When the impulses for fusion are preserved, we examine fixation disparity. The impulses for fusion are nature for human eyes. Fusion impulse means the frame of examination areas or central fixation point. The main intention of correction of binocular vision is detection of deviation from the basic, ideal position. We assess prism correction during following examination:

1. Eye history

It's initial interview. We ask for headaches - they are caused by long-term efforts to external or internal muscles to maintain of binocular fixation. Another problem is muscular asthenopia. This problem develops when value of deviation covert strabismus is double of fusion vergence. Problems develop by esophoria when we look into the distance and exophoria when we look for near. The problems are attended tearing eyes, photophobia, blurred vision and headaches. Problems with fixation, wrong estimation of distances, back pain or neck and hopping, skipping lines - then may occur heterophoria. Eye history does not reveal heterophoria, but it will help us decide on the possibility of correction prisms.

2. Full monocular correction

It's very important, because we can reach full binocular vision only with full monocular correction. We reach accommodative rest into the distance with full monocular correction. If we did not achieve full monocular correction it could effect on other binocular measurements.

First we find visual acuity without correction. If patient wears own correction, followed by a test with correction. We continue with objective test. The automatic refractor is used the frequently. We verify objective measurement with subjective examine. Then we check near correction. Effort is identify the best correction in

which the patient reads the size of optotype characters. Image should appear in macula after monocular correction. Heterophoria is present if eye deviates from the ideal direction during binocular correction.

3. The binocular correction

The binocular correction is described differently by different authors. Authors use different procedures for finding the best binocular correction. We use a method based on the separation of images, anaglyphic method or methodology POLATEST.

3.1. The cover test

It's basic, simple tests which we detect covert strabismus. The patient fixates a distant point 0.5 - 5 m. We cover the eyes gradually with plate or hand and we watch eye movements. If the eyes remain after uncovered with no movement, it would be orthophoria. When heterophoria is presented – eye performs a reverse fusion movement after uncovering and returns to the original position. If the deviation is manifest, this is a heterotropia. Leading eye fixates after uncovering lazy eye when unilateral manifest strabismus is presented. After covering the leading of the eye, lazy eye has got role of the leading after uncovering the leading eye, but after a while the leading eye has got main role. Then we can diagnose strabismus with eccentric fixation and vertical deviation.

3.2. Maddox rod

It is used in combination with Maddox's cross - rectangular cross with two scales. One scale is to determine of heterophoria into the distance, the other for near. In the middle is light – Maddox's light that the patient perceives. Maddox cylinder is a spectacle lens which is composed of extremely brittle cylinders. Maddox's cylinder

extends central light into the line. The line is perpendicular to the incisions of cylinder. First cylinder is inserted before right eye, incisions of cylinder vertically, then horizontally. If the patient sees the line in the middle, it is orthophoria. When heterophoria is:

* Maddox's glass is right - the vertical line on the right - it is uncrossed diplopia with esophoria

* Maddox's glass is right – the vertical line on the left – it is crossed diplopia with exophoria

* Maddox's glass is right - the horizontal line at the top - hypophoria right eye

* Maddox's glass right – the horizontal line at the bottom – hyperphoria right eye

It is necessary to cancel of the fusion stimulus for measuring of heterophoria. This is possible when we use Maddox's cylinder in red colours with a green filter for the other eye. We will achieve so different visual perception of the right and left eye.

We correct by position of Maddox's line in relation to Maddox's light. Prism is inserted to the basis opposite direction of the deviation. It is achieved pseudoorthophoria. Position of basis of the prism is then following:

Heterophoria-Heterotrophia base R/L

exophoria $0^{\circ}/180^{\circ}$

esophoria $180^{\circ}/0^{\circ}$

right-sided

hyperphoria $270^{\circ}/90^{\circ}$

Left-sided

hypophoria $90^{\circ}/270^{\circ}$

3.3. Von Graefe's prism

We need prism with 6-8 pD. We use basis in vertical direction – usually in 270° - for one eye. It is developed diplopic picture of Maddox light. The patient sees two pictures – one above the other. The right eye sees the image of the upper Maddox

light and the left eye sees the image of the lower Maddox's light. Shift of lights detects esophoria or exophoria. We can use mainly for detect of vertical deviation. And we can also use red and green filters.

3.4. The anaglyphic methods

The anaglyphic methods use additive or subtractive colour mixing. If we mix two colours subtractive, we get black colour. With additive mixing of two colours we get white colour. These tests are most often used with red and green filter. Patient sees with red filter the red points, green points expire due to subtractive mixing colour. The same case applies for observing a green filter, but patient sees only green points. Schober's test and Worth's test use the anaglyphic method. The disadvantage of these tests is that the eye is behind green filter becomes short-sighted and behind red filter becomes far-sighted. This problem can lead to accommodative unrest.

3.4.1. Schober's test

It consists of a central red cross, which is surrounded by two or three green circles. The whole test is located on a black base and the patient watches test through red and green filters. According to shift of cross we can define value of heterophoria. The distance from the middle cross to the first circle is 1 pD. The same value has got distance of circles.

3.4.2. Worth's test

It is a basic test has been developed in 1905. Symbols are observed from classical testing distance. Patient sees green symbols in horizontal direction, red and white symbols in vertical direction. Both eyes see green horizontal symbols, red symbol up and white symbol down. Right eye with red filter sees upper red symbol and lower symbol. Green symbols can't see. Left eye with green filter

sees horizontal green symbols and lower original symbol. When we see lower symbol with both eyes white, binocular vision is in balance. The disadvantage for measuring heterophoria is a powerful fusion stimulus of white light, which induces the ortho-position of the eyes. This is the reason why Worth's test suitable

for testing motor-compensated heterophoria. It is mainly used for fast assessment of binocular vision and determination of eye dominance. We find eye dominance by lower white colour impression of symbol, which can have a red colour (for dominance of the right eye) or green (for the dominance of the left eye), or the colours may rotate and then it was a rivalry with simultaneous vision.

3.5. Tests using polarization

Tests use polarization of light to dissociate perceptions. The polarizer and analyser are polarizing filters that have the ability to absorb part of the electric component of light and let through some portion of the transmitted light that is linearly polarized after passing through. The important thing is mutual rotation axes of polarizing filters. If the axes are the same, the intensity of ray is practically the same. If the axis of the polarizer and analyser perpendicular to each other, the light will be absorbed and the intensity will be no.

POLATEST uses the principle of positive polarization. This means that the field of Polatest isn't polarized, but the symbol is. We do this so that the axis of the polarizer, which is inserted into the test frames are perpendicular to the axis of the analyser in examination board. Symbols that have been overlooked by normal eye after putting on polarizer filters are clear and legible. The patient sees a black symbol on a light board. Axes of polarizer are in 135 and 46 degrees (for right and left eye). Right eye sees horizontal section; left eye sees vertical section of test.

Negative polarization uses polarization of test background. It is seen that part of the test, which is polarized in agreement with a filter which is inserted in the frames

of the test. During the examination, it is necessary to check the exact rotation of the polarizer and the analyser, they can develop distorted results.

POLA-test allows the determination of motor and sensory components of JBV and their possible correction.

Prism

Prism is optical wedge, which consists of a base, top and two brittle surfaces. Two refracting surface enclose a certain angle ω , which is opposite the base of the prism. The ray passes through the two refracting surfaces and is refracted at an angle $\delta =$ deviation. If the impact of ray is perpendicular to the first refracting surface, we determine the effect of the wedge prism in dioptres. The optical wedge with effect 1 pD resorted beam at a distance of 1 m by 1 cm. The ray refracts toward base after passing to the second refracting surface.

Applying prism is not designed solely to obtain visual comfort at heterophorias, but has wide application in orthoptic – measuring of deviation, detection of the fusion, measure the width of the fusion, exercise positive and negative width fusion and practising of normal binocular vision in space and more.

We can use Teler's lens for correction during examination. These lenses are from glasses and they are included in the test set. The disadvantage is their thickness and weight at higher prismatic values. Plastic prisms are from same wedges which have got the same oriented base. His name is Wafers prism and his advantage is the simple attachment to the spectacle frame. The newest type of prism is Fresnel's prisms. They are self-adhesive plastic films of small prisms close together with same oriented base. Fresnel's prisms can be glue to spectacle frames, but may cause a decrease in visual acuity. During the examination it is possible to use the prism border. A special case of prism is Herschl's rotating dual prism.

Dual prism can rotate opposite to each other and every of each has got 15 pD. They can change strength from 0-30 pD.

Correction of small heterotrophia and heterophoria can be performed decentration of spherical lens. Convex lens is a group of prisms with bases inside, concave lens with bases outside. When we want to achieve a prismatic effect, it is necessary to shift the centre of the optical lens is off-centre of the pupil. Decentration of convex lens outwardly acts as a prism with base outside, the inside is as decentration prism base inside. Decentration of concave lens inwardly acting as a prism with base externally. Decentration externally acts as a prism with base inside.

Methods of application wedge correction:

By method of MKH (Mess und Korrektionsmethodik nach Haase)

Method of MKH recommends correct every prism which we found out.

Maddox's criterion

He recommended correction by esophoria measured over 3 pD correct 50%, for exophoria measured over 2 pD correct 60% of the measured correction.

Sheard's criterion

Antisense width of the fusion must be at least twice the values heterophoria, so as to avoid asthenopia. If not, there is asthenopia and needs correcting heterophoria.

Percival's criterion

We correct difference between $\frac{1}{2}$ greater width of the fusion and $\frac{1}{3}$ smaller width of the fusion.

Bibliography

1. CIHLÁŘOVÁ, M. Prizmatická korekce v praxi optometristy. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2010. Vedoucí diplomové práce Mgr. Petr Veselý, Dis.
2. HROMÁDKOVÁ, L. Šilhání. 2. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1995. 163 s. ISBN 80-7013-207-8.
3. VESELÝ, P. Využití polatestu v praxi optometristy. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2007. Vedoucí diplomové práce MUDr. Šárka Skorkovská CSc.
4. DIVIŠOVÁ, G. Strabismus. 2. vydání. Praha: AVICENUM, 1990. 312 s. ISBN 08-039-90.

5. KVAPILÍKOVÁ, K: Vyšetřování oka. 1. vydání. Brno: NCO NZO, 1995. 87s. ISBN 80-7013-195-O.
6. RUTRLE, M. Binokulární korekce na polatestu. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. 115 s. ISBN 80-7013-302-3
7. RUTRLE, M. Brýlová optika. Brno: Institut pro vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993- 136 s. ISBN 80-7013-145
8. RUTRLE, M. Přístrojová optika. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. 189 s. ISBN 80-7013-301-5.
9. AURATA, R. VANČUROVÁ, J. Nauka o zraku. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2002. 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
10. PLUHÁČEK, F. Binokulární vyvážení – přednáška, katedra optiky PřF Olomouc

10. DICHOPTICKÉ MASKOVÁNÍ PŘI UMĚLÉ DEGRADACI FIXAČNÍHO OBRAZU

Dostálková, K. ^{1, 2}

Vedení práce: M. Dostalek^{1,2}, J. Hejda³, K. Fliegel⁴, J. Hozman³, R. Aufrata⁵

¹ Masarykova universita, Katedra optometrie a ortoptiky, Brno, Česká republika

² BINOCULAR s.r.o., Centrum dětské oftalmologie, Litomyšl, Česká republikac

³ České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno, Česká Republika

⁴ České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Praha, Česká Republika

⁵ Masarykova universita, Fakultní nemocnice, Klinika dětské oftalmologie, Brno, Česká republika

1. Úvod:

Dosud bylo publikováno jenom několik experimentů, které se zabývaly silou fúze v závislosti na uměle vyvolané relativní vergenční zátěži a ještě méně je známo o vztahu kontrastu a snížení vysokých prostorových frekvencí vizuálního podnětu na fúzní účinnost. Hlavním cílem naší studie proto bylo popsat vliv relativní vergenční zátěže na prahové hodnoty pro dichoptické maskování představující hypotetický objektivní korelát síly sensorické fúze. Dalším předmětem byla bližší analýza vztahu mezi kontrastem a prostorovými frekvencemi fixačního obrazu a jejich efektem na účinnost fúze.

Předem jsme si stanovili hypotézu: čím je fúzní mechanismus silnější, tím lépe „ochrání“ méně kvalitní monokulární obraz před dichoptickou supresí [2, 3].

Fúzní účinnost jsme měřili objektivním způsobem. Základem pro toto měření byl fyziologický mechanismus dichoptického maskování [1, 6]. Tento mechanismus omezuje zpracování méně kvalitního monokulárního vjemu během binokulární percepce. Snížení kvality si můžeme například představit jako snížení kontrastu obrazu. Monokulární signál s normálním kontrastem pak brání (maskuje) vstup nekvalitního obrazu s nižším kontrastem do vizuálního vědomí. Experimentální měření bylo prováděno prostřednictvím detekce prahu dichoptického maskování během monokulární prezentace sekvence obrazů s progresivním nárůstem

degradace před nedominantním okem a neměnného (maskovacího) obrazu před dominantním okem [4].

Pro naši studii byly vytvořeny tři módy progresivní degradace experimentálního obrazu (A, B, C), které byly postupně promítány na LCD monitory PC haploskopu. Mód A představoval paralelní snižování kontrastu a vysokých prostorových frekvencí, mód B izolované snížení kontrastu a mód C izolované snižování vysokých prostorových frekvencí.

Jednotlivá měření byla rozdělena do dvou částí. V první části byla pacientovi předkládána postupně se zvyšující relativní konvergenční, resp. divergenční zátěž. V druhé části již následovalo vlastní měření prahu dichoptického maskování nedominantního oka. Po překročení prahu byla aktivována monokulární suprese, vyřazena fúze a vyšetřované oko proto opustilo vynucenou vergenční pozici, do které bylo v první fázi měření dovedeno vergenční zátěží. Dosažení supresního prahu a prolomení binokulární fúze je indikováno právě prostřednictvím “opuštění” vynucené vergenční pozice.

2. Materiály a metody:

Všechna jednotlivá měření byla prováděna na prototypovém PC haploskopu (užitný vzor registrovaný Úřadem průmyslového vlastnictví ČR) (obrázek 1). Dva totožné 22“ LCD monitory Samsung E2220N a planární rovinná zrcadla v optické kvalitě jsou připojena na dvě nezávisle otočná ramena a představují stimulační část zařízení. Obraz, který je promítán na LCD monitor, se nachází ve skutečné vzdálenosti 0,4 m od očí pozorovatele. Tato vzdálenost je pomocí dvou +2,0 D konvexních čoček převedena na optické nekonečno.

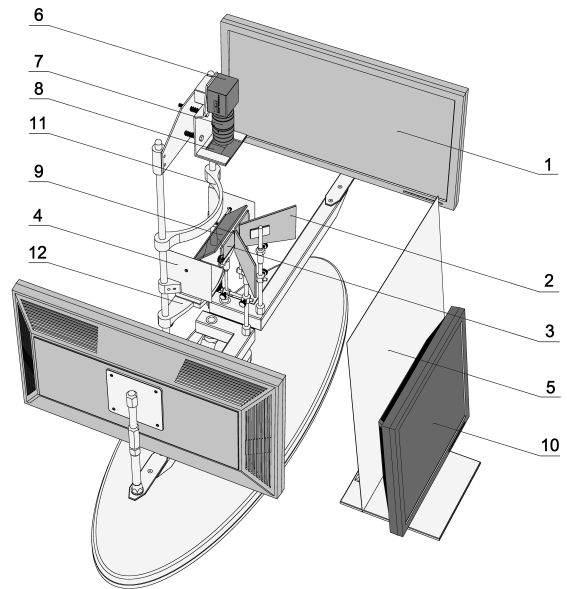
Řídící část PC haploskopu je založena na standardním počítači (s operačním systémem Windows XP). Řídící software byl vytvořen a odladěn výhradně pro daný experiment.

Videometrická část PC haploskopu se skládá z monochromatické digitální kamery Prosilica GC750 CMOS, prototypové fotorefrakční předsádky vybavené čtyřmi NIR LED 530E850C diodami (maximum vyzařené energie na vlnové délce 850 nm) a dichroického („hot“) zrcadla. Live video je použito pouze pro monitorování správné polohy očí vůči optické soustavě přístroje. K udržení správné polohy očí během celého experimentu slouží také opěrka brady a čela.

Obrázek 1:

Prototypový PC haploskop

- (1) stimulační monitor
- (2) planární zrcadlo
- (3) konvexní čočky
- (4) boční štít
- (5) přední štít
- (6) monochromatická CMOS kamera
- (7) ruční zoom a zaměřovací čočky
- (8) excentrický fotorefrakční štít
- (9) dvobarevné zrcadlo
- (10) kontrolní monitor
- (11) opěrka hlavy
- (12) opěrka brady

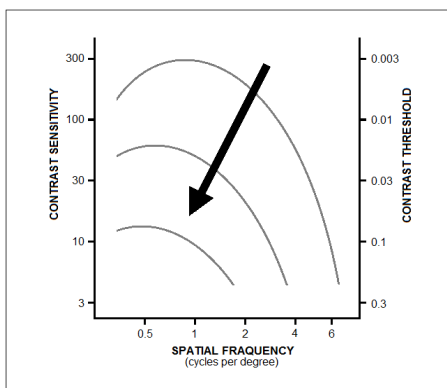


Pro měření prahu dichoptického maskování jsme používali tři série experimentálních obrazů. Každá série obsahovala vždy 24 progresivně degradovaných obrazů. Uměle jsme vytvořili tři módy (A, B, C) degradace experimentálních obrazů, které se lišily ve snížení určitého „vodítka“ pro binokulární fúzi: paralelní snížení kontrastu a vysokých prostorových frekvencí v módu A, izolované snížení kontrastu v módu B a izolovaný pokles vysokých prostorových frekvencí v módu C (obrázek 2). Zorný úhel experimentálních obrazů byl 70 x 62 stupňů.

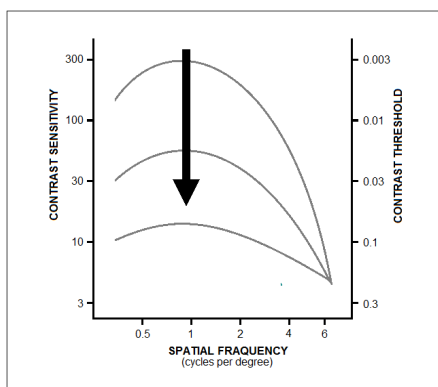
Jednotlivé série degradovaných obrazů byly vytvořeny pomocí postupných úprav v nastavení obrazových transformačních filtrů. Příslušné nastavení transformačních filtrů vycházelo ze spektrálních koeficientů získaných dvoudimenzionální diskretní Fourierovou transformací (2D FT) vstupního obrazu. Změna parametrů filtrů nám umožnila získat tři výše popsané série rozdílně degradovaných obrazů.

Obrázek 2: Jednotlivé módy progresivně degradovaných sérií stimulačních obrazů

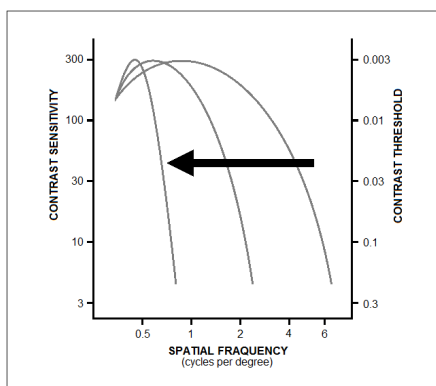
a) paralelní snížení kontrastu a vysokých prostorových frekvencí (mód A)



b) izolované snížení kontrastu (mód B)



c) izolované snižování vysokých prostorových frekvencí (mód C)



Každé jednotlivé měření začínalo neutralizací pacientovy heteroforie pootočením ramen haploskopu do forického úhlu vyšetřované osoby, který byl manifestován pomocí umístění disociačního prizmatu (4 PD bazí dolů) před jedno oko (nejčastěji levé oko). Samotné experimentální měření mělo dvě fáze. Před detekcí prahu dichoptického maskování (druhá fáze) byla nejprve vytvořena relativní vergenční zátěž (první fáze).

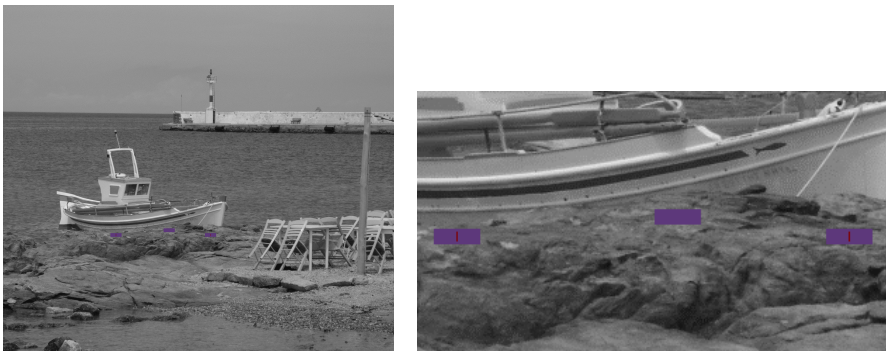
Vždy působily různé úrovně (hodnoty) relativní vergenční zátěže (resp. 4, 8, 12, 16 PD konvergence a 3, 6, 9, 12 PD divergence). Vergenční zátěž byla zvyšována postupně prostřednictvím symetrického posunu obrazů na LCD monitoru každou jednu sekundu (resp. jedno „navýšení“ relativní vergenční zátěže vždy znamenalo 2 PD u konvergence a 1,5 PD u divergence). Takto se vergenční zátěž postupně zvyšovala, až dosáhla požadované hodnoty pro konkrétní jednotlivé měření.

Následně byla nedominantnímu (vyšetřovanému) oku předložena série progresivně degradovaných obrazů. Degradované obrazy s narůstající mírou degradace byly zaměňovány každou jednu sekundu. Jakmile degradace obrazu dosáhla prahu dichoptického maskování, došlo k aktivaci monokulární suprese nedominantního oka, fúze byla přerušena a oko nemohlo setrvat ve vynucené

vergenční pozici a opustilo ji. Právě tento moment opuštění vynucené vergenční polohy byl pacientem vnímán jako vyjetí červené rysky (obrázek 3b) z fialového boxu, jehož velikost byla 1,5 stupně zorného úhlu (obrázek 3a). Pacientovým úkolem bylo v tomto okamžiku kliknout na tlačítko myši. Pro stimulaci vizuální pozornosti vyšetřované osoby opouštěla referenční box během každého jednotlivého měření (z celkových 24) náhodně pouze jedna ze tří rysek.

Obrázek 3: Experimentální obrazy, které byly současně prezentovány na dvou stimulačních LCD monitorech

a) dominantní oko (nedegradovaný obraz se třemi fialovými boxy a dvěma červenými ryskami)



b) nedominantní oko (degradovaný obraz s jednou červenou ryskou)



Hodnota prahu dichoptického maskování byla vyjadřována v jednotkách FZT odvozených od progresse difuzních vlastností Bangerterových filtrů klinicky používaných pro fúzní zakrávací test (FZT) (metodika chráněna užitným vzorem registrovaným Úřadem průmyslového vlastnictví ČR).

Pořadí jednotlivých měření bylo náhodné (náhodně se střídaly jednotlivé módy degradace obrazu i předkládaná relativní vergenční zátěž). Pro každý subjekt bylo pořadí jednotlivých měření generováno individuálně počítačem.

Každý z 14 oftalmologicky zdravých pacientů (7 mužů a 7 žen, průměrný věk 21 let, nejstaršímu pacientovi bylo 27 let a nejmladšímu pacientovi 17 let) provedl 24 jednotlivých měření prahu dichoptického maskování (8 relativních vergenčních zátěží při 3 módech degradace). Do naší studie byli zařazeni jak pacienti bez refrakční vady, tak i pacienti s refrakční vadou (hodnoty myopie do $\leq 3,0$ D, hypermetropie do $+1,0$ D a astigmatismu do $\pm 1,0$ D). Pacienti s refrakční vadou měli po celou dobu měření nasazenou svoji optimální korekci. Před provedením celé experimentální procedury byli všichni pacienti plně informováni a podepsali informované souhlasy.

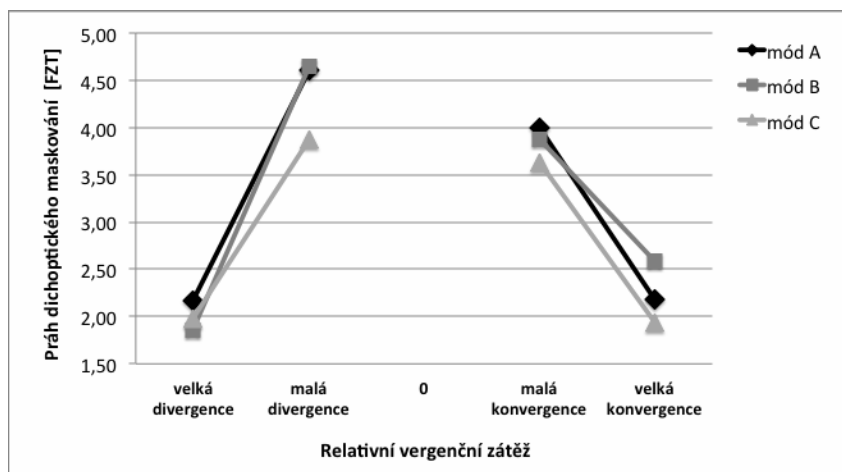
3. Výsledky:

Průměrné hodnoty prahu dichoptického maskování pro jednotlivé módy degradace a jednotlivé hodnoty relativní vergenční zátěže shrnuje tabulka 1 a graf 1.

Tabulka 1: Průměrné hodnoty prahu dichoptického maskování ve vztahu k předem vyvolané relativní vergenční zátěži a danému módu degradace obrazu

	Divergence [FZT]		Konvergence [FZT]	
	velká	malá	malá	velká
	(12 a 9 PD)	(6 a 3 PD)	(4 a 8 PD)	(12 a 16 PD)
mód A	2,17	4,61	3,99	2,18
mód B	1,86	4,65	3,87	2,59
mód C	1,98	3,87	3,63	1,94

Graf 1: Průměrné hodnoty prahu dichoptického maskování ve vztahu k předem vyvolané relativní vergenční zátěži a danému módu degradace obrazu (malá konvergence - 4 PD a 8 PD, velká konvergence - 12 PD a 16 PD, malá divergence - 3 PD a 6 PD, velká divergence - 9 PD a 12 PD)



Statistické zpracování naměřených dat nebylo provedeno pro malý počet proměřených subjektů v rámci pilotní studie.

4. Diskuze a závěr:

Během našich experimentů jsme dokumentovali postupné snižování prahu dichoptického maskování v závislosti na postupném nárůstu relativní konvergenční, resp. divergenční zátěže. Průměrná hodnota prahů dichoptického maskování je více snižována uměle vytvořenou relativní konvergenční zátěží než ekvivalentním stupněm relativní divergenční zátěže. Rozdíly v prazích dichoptického maskování jsme shledali v použití daného módu degradace obrazu. Hodnoty prahu se vždy odvíjely od použitého módu degradace obrazu (graf 1). Výsledky našeho měření jsou v souladu s výsledky získanými z předchozích pilotních studií [4, 5]. Pověrdily fakt, že se zvyšující se relativní vergenční zátěží dochází ke snížení prahu dichoptického maskování pro daný typ degradace. Experimentální měření také povrdilo naši vstupní hypotézu [2, 3]: čím byl binokulární fúzní mechanismus silnější (tj. méně zatížen relativní vergencí), tím lépe „ochránil“ méně kvalitní monokulární obraz před dichoptickou supresí. Dále jsme se také pokusili analyzovat vztah mezi umělým degradačním módem a prahem dichoptického maskování (resp. jak zvolený degradační mod ovlivňuje prahové hodnoty dichoptického maskování). Dospěli jsme k závěru, že izolované snížení kontrastu v experimentálních obrazech v módu B nemělo stejný účinek na sílu sensorické fúze jako izolované snížení vysokých prostorových frekvencí (mód C). Zatímco úroveň maskovacího prahu získané během měření při módu B odpovídaly výsledkům měření získaných při módu A, úroveň maskovacího prahu

získané během měření při módu C byly u všech vergenčních zátěží soustavně nižší. Tyto výsledky doložily, že ubývání vysokých frekvencí ve vnímaném obraze (např. při nedostatečně korigované refrakční vadě) významně handicapuje fúzní mechanismus nezávisle na velikosti forické nerovnováhy.

Mód A (paralelní snižování kontrastu a vysokých prostorových frekvencí) byl navržen tak, aby napodobil degradaci retinálního obrazu u nekorigované ametropie nebo při použití difuzních filtrů. Výsledky našich měření nám proto mohou sloužit i jako referenční standard pro „naturální“ degradaci (obrazy v módu A).

Snížení úrovně supresního prahu dichoptického maskování v módu C, by mohlo být vodítkem pro optimalizaci antisupresních terapeutických postupů založených na cíleném zdůraznění vyšších prostorových frekvencí.

Souhrnně můžeme říci, že relativní vergenční (konvergenční i divergenční) zátěž a mód umělé degradace fixačního obrazu významně ovlivňují účinnost binokulární fúze během stimulace ve virtuálním prostoru.

4. Literatura:

1. Abadi RV. Introduction masking: a study of some inhibitory interactions during dichoptic viewing. *Vision Res* 1976;16:269-275.
2. Dostálek M., Betlachová P., Aufrata R. Dichoptic contrast masking during relative convergence training. *Transaction of the 35th European Strabismological Association* (ESA) Meeting, Haugen OH (ed.). ESA, Bergen 2013:149 – 152
3. Dostálek M., Petrišćakova M. [Sensorial fusion] (česky). *Folia strabologica et neuroophthalmologica* 2008; 9(Suppl.1): 28-36.
4. Dostalek M., Petrišćakova M., Dušek J. [The power of the sensorial fusion in the relation to the relative vergence. Pilot methodological study] (česky). *Folia strabologica et neuroophthalmologica* 2009;10(Suppl.1):64-68.
5. Dostalek M., Duchackova M., Hejda J., Fliegel K., Lukes T., Hozman J., Aufrata R.: Efficiency of binocular fusion under relative vergence stress in: Haugen, O.H. (ed.): 36th Meeting of the European Strabismological Association, ESA, Bergen, 2014, 287-290
6. Harrad R. Psychophysics of suppression. *Eye* 1996;10:270-273

DICHOPTIC MASKING DURING ARTIFICIAL DEGRADATION OF FIXATION IMAGE

Dostálková, K. ^{1,2}

Tutors: M. Dostalek^{1,2}, J. Hejda³, K. Fliegel⁴, J. Hozman³, R. Aufrata⁵

¹ *Masaryk's university, Medical Faculty, Department of Optometry and Ortoptics, Brno, Czech Republic*

² *BINOCULAR s.r.o., Center of Paediatric Ophthalmology, Litomysl, Czech Republic*

³ *Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering, Kladno, Czech Republic*

⁴ *Czech Technical University in Prague, Faculty of Electrical Engineering, Prague, Czech Republic*

⁵ *Masaryk's University, University Hospital, Department of Paediatric Ophthalmology, Brno, Czech Republic*

1. Introduction:

There are only a few experimental findings about the power of fusion in relation to artificially induced vergence stress and even less is known about the impact of contrast vs. high spatial frequencies decay on fusion efficiency. The main target of our study was to define the effect of relative vergence stress in the relation to the dichoptic masking threshold as a hypothetical objective correlate of fusion efficiency. The next target was to analyze the relation between fixation images contrast and spatial frequencies and their effects on fusion efficiency.

First, we determined our hypothesis: more efficient fusion succeeds to protect less quality monocular image from dichoptic suppression [2, 3]. We measured the fusion efficiency objectively. The base of the measurement was the physiological mechanism called dichoptic masking [1, 6]. This mechanism reduces processing of less quality monocular input during the binocular perception. For example lower contrast represents devaluation of the image. Then monocular signal with normal contrast defends (masks) the input of bad quality with lower contrast to the visual consciousness.

Experimental measurements in this study were performed via the detection of threshold level during monocular presentation of the sequence of progressively degraded images before non-dominant eye and unchangeable (masking) image before dominant eye [4].

For our study, three special modes of progressively degraded images (A, B, C) were created. The images of these modes were presented gradually on the LCD monitors of PC haploscope. Mode A represented parallel detracting of contrast and high spatial frequencies, mode B represented isolated detracting of contrast and mode C represented isolated detracting of high spatial frequencies.

Each measurement was divided into two parts. In the first part, gradually increasing relative convergence or divergence was submitted to the subject, eye was led to the forced vergent position. In the second part, we measured the threshold of dichoptic masking of non-dominant eye. Monocular suppression was activated at the moment of threshold, the fusion was inactivated and the investigated eye left its forced vergent position. The reaching of the threshold level and breakage of binocular fusion were indicated by leaving off the forced vergent position.

2. Material and methods:

Every particular measurement was obtained with custom-made PC haploscope (the utility model registered by the Industrial Property Office of the Czech Republic) (figure 1).

The two identical 22" LCD monitors Samsung E2220N and first surface planar mirrors attached to two pivoted arms represent stimulation part of the device. The image projected on the LCD monitor in the real distance of 0,4 m from subjects' eyes is converted to the optical infinity by interposed +2,0 D convex lenses. The controlling part of the PC-haploscope is based on standard PC (with Windows XP operation system). The custom-made controlling software was created for the experiment.

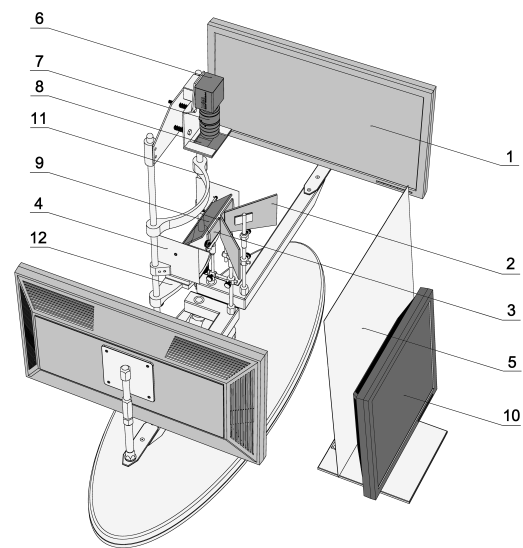
The videometric part of the PC haploscope consists of monochromatic digital camera Prosilica GC750 CMOS, custom photorefractive shield equipped with four NIR LED 530E850C (maximum radiated power at 850 nm) and dichroic

(„hot“) mirror. In this experiment, the live video was used only for monitoring of the correct eyes' position to the optical system of the device. The correct eyes' position is also stabilised by placing subject's head in the headrest and chin in the chinrest.

Figure 1:

Custom-made PC-haploscope

- (1) stimulation monitor
- (2) first surface mirror
- (3) convex lens
- (4) lateral shield
- (5) front shield
- (6) monochromatic CMOS camera
- (7) manual zoom & focus lens
- (8) eccentric photorefraction shield
- (9) dichroic mirror
- (10) controlling monitor
- (11) headrest
- (12) chinrest

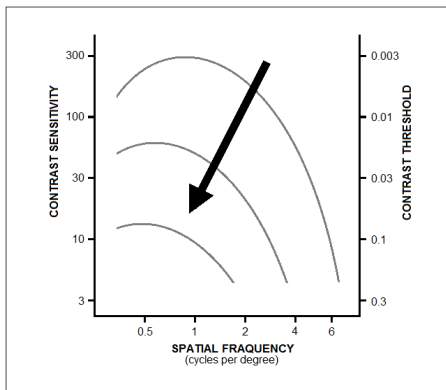


For the dichoptic masking threshold's measurements we have used three series of experimental images. Each series contains 24 progressively degraded images. We have artificially created three modes (A, B, C) of degraded experimental images differing in detracted clue for binocular fusion: parallel detracted of contrast and high spatial frequencies in mode A, isolated lowering of contrast in mode B and isolated decrease of high spatial frequencies in mode C (Figure 2). Angular subtense of all experimental images was 70 x 62 degrees.

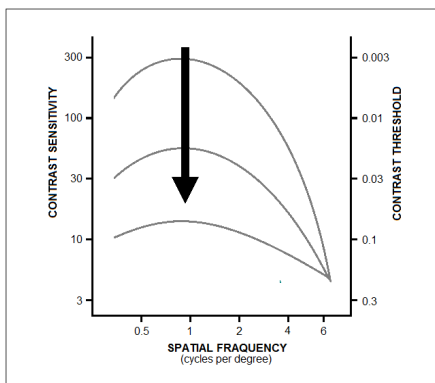
The series of degraded images were created by sequential changes in the parameters of image transformation filters. Particular set-up of the transformation filters was based on the spectral coefficients obtained by two-dimensional discrete Fourier transform (2D DFT) of the original input image. Changing the filter parameters allowed us to obtain three series of differently degraded images.

Figure 2: Modes of progressively degraded series of the stimulating images

a) parallel detraction of contrast and high spatial frequencies (mode A)

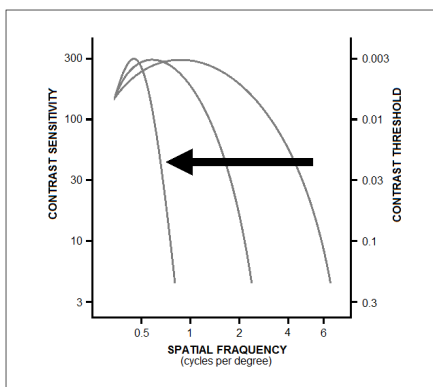


b) isolated detraction of contrast (mode B)





c) isolated detractor for high spatial frequencies (mode C)

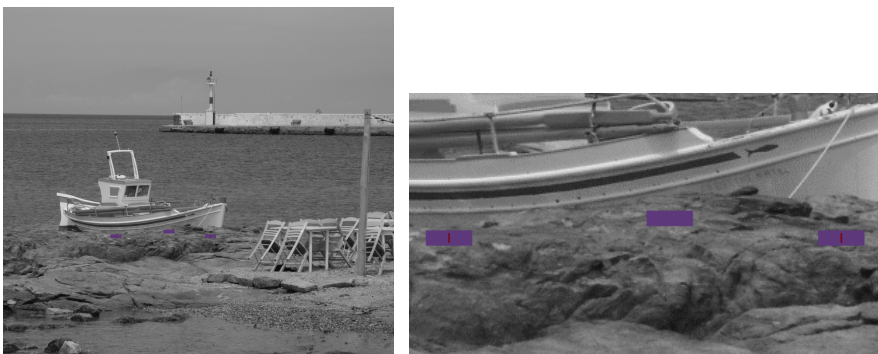


Each particular measurement started with neutralisation of the subject's phoria by rotating of haploscope arm to the subject's phoric angle which was manifested by placing a dissociative prism (4 PD base down) in front of one eye (most often left eye). Experimental measurement was divided into two parts. Prior to detection of the dichoptic suppressive threshold (second part) the relative vergence stress was elicited (first part). The various levels of the relative vergence stress were exerted (4, 8, 12, 16 PD of convergence, 3, 6, 9, 12 PD of divergence respectively). The relative vergence stress was increased gradually by symmetric shifting of images on LCD monitors every 1 sec (single step was 2.5 PD of convergence and 1.25 PD of divergence, respectively).

Relative vergence stress was gradually increased until it reached the desired relative vergence level for a particular measurement. Subsequently, progressively degraded image series was presented to the non-dominant (investigated) eye. The gradually degraded images were interchanged every 1 second. When the degradation has exceeded the threshold, monocular suppression on non-dominated eye was activated, fusion was broken and the eye could not remain in forced vergent position and left it. The moment of leaving the forced vergent position was indicated by the subject as a red gauge (figure 3b) running off the one of three purple boxes (angular subtense of each purple box was 1,5 degrees) (figure 3a). The subject's target was to clic on the mouse button at this moment. Stimulating visual attention of the subject, randomly only one red gauge left the reference purple box during each measurement (out of 24).

Figure 3: Experimental images presented simultaneously in two stimulation LCD monitors

a) dominant eye (non-degraded image with three purple boxes and two red gauges)



b) non-dominant eye (degraded image with one red gauge)



Dichoptic masking threshold was expressed in units FZT derived from progression of diffusion properties of Bangert filters used clinically for fusion cover test (FCT) (methodology registered by the Industrial Property Office of the Czech Republic).

The order of the measurements was random (modes of image degradation and presented relative vergence stress changed randomly). For each subject, the order of particular measurement was individually computer-generated.

Each of 14 ophthalmologically healthy experimental subjects (7 men, 7 women, average age 21 years, the oldest one was 27 years, the youngest one was 17 years) performed 24 particular threshold measurements (8 relative vergence stress levels x 3 modes of degradation). Subjects without and also with the refractive error were measured in our study (myopia $\leq -3,0$ D, hypermetropia $< +1,0$ D and astigmatism $< \pm 1,0$ D). Subjects with refractive error have worn their optimal spectacle correction during the entire measurement time. All experimental subjects were informed and signed the informed consent prior to the experimental procedure.

3. Results:

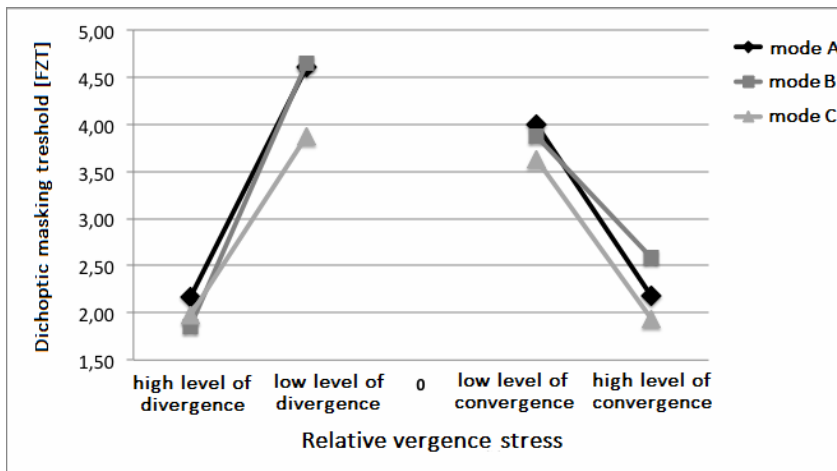
Average value of dichoptic masking threshold for each degradation mode and each relative vergence stress summarize table 1 and graph 1.

Table 1: Average value of dichoptic masking threshold in relation to preloaded relative vergence stress and the mode of image degradation

	Divergence [FZT]		Convergence [FZT]	
	high level	low level	low level	high level
	(12 and 9 PD)	(6 and 3 PD)	(4 and 8 PD)	(12 and 16 PD)
mode A	2,17	4,61	3,99	2,18
mode B	1,86	4,65	3,87	2,59
mode C	1,98	3,87	3,63	1,94

Graph 1: Average value of dichoptic masking threshold in relation to preloaded relative vergence stress and the mode of image degradation (low level of convergence – 4 PD and 8 PD, high level of convergence – 12 PD

and 16 PD, low level of divergence 3 PD and 6 PD, high level of divergence – 9 PD and 12 PD)



Statistical data processing was not performed due to the small number of subjects in this pilot study.

4. Discussion and conclusions:

During our experiments we have documented progressive decrease of the dichoptic masking thresholds in relation to the increase of relative vergence stress. Average value of dichoptic masking thresholds is more decreased via the artificially exerted relative convergence stress than equivalent degree of relative divergence stress. We have found the differences in thresholds in using various modes of image degradation. The threshold levels were related to used image degradation mode too(graph 1).

Results of our measurements match the results of the previous pilot studies [4, 5]. They confirmed the fact that increase of relative vergence stress causes decrease of the threshold for a given type of degradation .

Experimental measurements also confirmed our hypothesis [2, 3] that more powerful binocular fusion (less stressed by the preloaded vergence) succeeds to protect less quality image from monocular suppression.

Furthermore, we also tried to analyze the relation between the mode of artificial degradation and treshold of dichoptic masking (i. e. how selected mode influences the treshold levels).

We concluded that isolated detracting of contrast in experiments in mode B was not of the same value as the isolated detracting of high spatial frequencies (mode C). Whereas the threshold levels gained during mode B parallels the results of measurements with mode A, the threshold levels gained during measurements in mode C were consistently lower in all levels of relative vergence stress. These results demonstrated that detracting of high spatial frequencies in perceived image (for example produced by inadequately corrected refractive error) significantly handicaps the fusion independently of the magnitude of phoric imbalance.

Mode A (parallel detracting of contrast and high spatial frequencies) was created to imitate degradation of retinal images by uncorrected ametropia or due to diffuse filters. Results of our measurements then could serve as the reference standard for „natural“ image degradation.

The lower levels of suppressive thresholds of mode C images could be promising for optimization of antisuppressive therapeutical procedures based on accentuation of high spatial frequencies.

In summary we can conclude that relative vergence stress (convergence as well as divergence) and the mode of fixation image's artificial deterioration affect significantly the binocular fusion efficiency during stimulation in the virtual space.

4. References:

1. Abadi RV. Introduction masking: a study of some inhibitory interactions during dichoptic viewing. *Vision Res* 1976;16:269-275.
2. Dostálek M., Betlachová P., Aufrata R. Dichoptic contrast masking during relative convergence training. *Transaction of the 35th European Strabismological Association (ESA) Meeting, Haugen OH (ed.). ESA, Bergen* 2013:149 – 152
3. Dostálek M., Petrišćakova M. [Sensorial fusion] (in Czech). *Folia strabologica et neuroophthalmologica* 2008;9(Suppl.1): 28-36.
4. Dostalek M., Petrišćakova M., Dušek J. [The power of the sensorial fusion in the relation to the relative vergence. Pilot methodological study] (in Czech). *Folia strabologica et neuroophthalmologica* 2009;10(Suppl.1):64-68.
5. Dostalek M., Duchackova M., Hejda J., Fliegel K., Lukes T., Hozman J.,

Autrata R.: Efficiency of binocular fusion under relative vergence stress in:
Haugen, O.H. (ed.): 36th Meeting of the European Strabismological
Association, ESA, Bergen, 2014, 287-290.

6. Harrad R. Psychophysics of suppression. Eye 1996;10:270-273.

7. SPORTS VISION TRAINER

Bc. Lucie Russnáková

Vedoucí práce: Mgr. Petr Kříž

Katedra optometrie a ortoptiky, LF Brno

Sportovní situace v České republice

Česká republika měla v září roku 2013 oficiálně 10 513 834 lidí. Česká republika je v počtu obyvatel 81. na světě. Ale mnoho Čechů se věnuje sportu. Například na Olympijských hrách v roce 2014 v Soči jsme získali 8 medailí a tím jsme se stali 15. nejúspěšnější zemí. Stejně tak v roce 2012 v Londýně získala česká olympijská výprava medailí deset a skončila tak na 19. místě v pořadí úspěšnosti.

Známý fakt je, že pokud se chce člověk ve sportu zlepšovat, musí trénovat a cvičit. Pokud by někdo chtěl být nejlepším basketbalistou, musí trénovat hod na koš, běhání a také musí chodit do tělocvičny posilovat. Talent je samozřejmě také důležitý. Ale samozřejmě jsou sportovní výkony ovlivněny nejen cvičením a talentem. Vidění je součástí sportovního výkonu stejně jako fyzické aspekty. V České republice je však tato složka sportovního výkonu opomíjena. V USA však pozornost věnovaná zraku sportovců stoupá.

Principem sportovní optometrie je měření a korekce refrakčních vad s důrazem na prostorové a periferní vidění. Binokulární vidění a jeho korekce je důležitá. Lze ho také cvičit pomocí speciálních cviků. Měření binokulárního vidění zahrnuje měření heterofórií a jejich korekci a zahrnuje také další testy na zjištění akomodačních a konvergenčních rezerv a poměrů. Můžeme trénovat náš vizuálně-motorický systém stejně jako koordinaci oko-ruka. Jeden z přístrojů, které měří a trénují zmíněné aspekty vidění je SVTTM (Sports vision trainer). Tento přístroj není jediný, ale je jedním z nejznámějších.

Sport vision trainer: koordinace oko-ruka

Sports vision trainer byl vyvinut Sports Vision Pty Ltd. Tato společnost je známá jako vývojář přístrojů pro sportovní optometrii a je divizí the New South Wales Institute of Sports – a nejznámější agentura v Austrálii. SVT bylo vynalézáno po 3 roky pro sportovce ale také nesportovce tak aby zlepšovali svoje schopnosti. Ale je to multifunkcionální přístroj, který může být použit jako k trénování tak k diagnostice kvality vidění hlavně koordinace oko- ruka. Také lze tento přístroj použít k různým výzkumům.

Hardware

Hardware tohoto velmi zajímavého přístroje sloužící pro sportovní optometrii sestává z tabule, na které jsou LED světla. Na začátku byla tato světla bílá, dnes už se vyrábí tak, že mohou být vícebarevná. Každé LED světlo je obklopeno kruhem, který je vlastně detektorem. Tento senzor je 8 centimetrů vysoký a 8 centimetrů široký. SVT má dvě verze – s 32 světly a 80 světly. Ten větší s osmdesáti světly je 1,25 metrů široký a stejně vysoký. Váží patnáct kilogramů. Tato verze je ideální pro kompletní měření. Menší verze s 32 světly má kufřík pro lepší přenášení. Dohromady s kufříkem váží 40 kg. Rozměry jsou potom 135x60 cm. SVT s 32 světly je opravdu lehce přenosný. Může být použit například i před zápasem v kabině.

Software

Software SVT tvoří program, který může být nainstalován na obyčejném notebooku, na kterém je jako operační systém Windows. Manuál pro vlastníky je dostupný také online. V SVT je několik programů k analýze a trénování sportovních dovedností. Uživatel si také může vytvořit vlastní program.

Existují dva základní módy, které se liší zejména tím, že v jednom se nové světlo rozsvítí až po té, co dané tlačítko vyšetřovaný zmáčkne a u druhého se rozsvítí automaticky po určité době bez potřeby stisknout tlačítko předchozí.

Proč SVT

Na začátku tohoto článku bylo napsáno, že kromě SVT existují i jiné trenažéry. Proč tedy zrovna SVT? SVT je přístupné v České republice a to v The Vision

Care Institute v Praze. Tímto bych chtěla poděkovat zaměstnancům The Vision Care Institute za ochotu a za to, že nás nechali, abychom tento přístroj mohli použít.

Sport situation in the Czech Republic

The Czech Republic had official 10 513 834 people in 30. 9. 2013. This state is 81th state by population. But there is many people who do some sport. For example in the last winter Olympic Games 2014 in Sochi we reached 8 medal and we were 15th best country of the world and in the last summer Olympic Games 2012 London Czech republic get 10 medals and finished on 19th place on the rating.

Zdroje:

Český statistický úřad, Pohyb obyvatelstva, dostupné z:

<http://www.czso.cz/csu/csu.nsf/informace/coby121213.docx>, 2014

Wikipedie, Seznam států světa podle počtu obyvatel, dostupné z:

http://cs.wikipedia.org/wiki/Seznam_st%C3%A1t%C5%AF_sv%C4%9Bta_podle_po%C4%8Dtu_obyvatel, 2014

Sports Vision, dostupné z: <http://www.sportsvision.com.au/svt/>, 2014

SPORTS VISION TRAINER

Bc. Lucie Russnáková

Supervisor: Mgr. Pavel Kříž

Department of optometry and orthoptics, LF Brno

People know that if you want to be best in some sport you have to do exercise. If you want to be the best basketball player you have to train shooting at basket, run and go to gym and also you must be talented. But there are more aspects than talent and fitness level. Vision is the really important part of sport success. But in the Czech Republic we often forget it, but in the USA for example sports optometry becomes a really great part of optometry itself.

The principle of sport optometry is to measure and correct refractive errors with emphasis on peripheral vision. Binocular vision and its correction and training is an important part too. Binocular vision measurement includes measurement of heterophorias and its correction if its need and other tests for example accommodation and convergence reserves. We can train our visual-motor assessment and for training eye-hand coordination we invited some trainers for sports vision. One of the most known is the SVTTM (Sports vision trainer).

Sports vision trainer: eye-hand coordination trainer

Sports vision trainer was invented by Sports Vision Pty Ltd. This company is recognized as provider of sports vision training devices to the New South Wales Institute of Sports – a leading agency in Australia. SVT was researched for over 3 years for athletes and other people to provide their skills. But it is multifunctional and it also can be used to diagnostic quality of vision especially eye-hand

coordination too. Also researches can be done on this trainer. This device is patented.

Hardware

Hardware of this really interesting instrument of sports optometry consist of table on which are buttons with LED lights. In the beginning LED lights was one colored. Now from 2012 SVT has multicolored LED lights. Every one Led light is surrounded by circle which is detector. This sensor pad is 8 centimeter high and 8 centimeter wide. There is two versions of SVT – one has 32 sensor pads and lights too and one has 80. The bigger one dimensions (which has 80 lights) are 1,25 meters in length by 1,25 meters in height and weighs 15 kilograms. This is ideal for adjustment for height and allow complete measurement. The smallest one with 32 lights has case for easier move. The cast and the instrument has together 40 kilograms and dimens are 135 cm and 60 cm. This SVT – 32 Light system is truly portable and it can be used for example before a game in the dressing room.

Software

Software of SVT is a program which can be install on normal laptop with Windows. Manual is for owners of this great trainer is online too. There is many programs to analyze and train sport abilities. User can also create his own new program. There are some mode which contains individual programs.

Proaction mode mimics motor skill environment and is a movement that is initiated by the individual. When a light is get on, the person hits the light, the quicker it is hit the quicker the next light is illuminated. You can test reaction on 400 lights because every of 80 lights can be programmed to come on 5 times.

Reaction mode mimics an open motor skill environment. It is movement that occurs in response to another action been initiated. In reaction mode the reaction time is set by examiner because every light become on for example 1 seconds after the previous. And if the persons is good and can hit for example 80% the reaction times comes to be less time. You can you preset drills or you can use your own sequence.

Reactive random more is similar to reaction mode but the user can select a range of reaction times. How researches are done developers of SVT creates new programs to improve SVT.

Why SVT

At the top of this article was written that SVT isn't the one trainer for sport vision, so you can ask why SVT. The reason is simple – only two sport vision trainers are in the Czech Republic. One is in optics in Kroměříž. Which has original system who was developed by one Czech programmer. The other one is SVT and this device is in The vision care institute of Johnson & Johnson in Prague.

The vision care institute

This institute is the organization who help optometrist to be better, to learn new things. Also they want to patients or clients be happier with optometrist works. The vision care institute offers many

courses for optics, optometrist and contactologist. On this courses participants can often use equipment of this center. The center include modernly equipped exam rooms with foropters, slit lamps, LCD optotypes etc. How this institute wants to have the best equipment for optometrists, they have also SVT. And we want to say thanks to very nice people from this center to be here and use SVT for our research.

References:

Český statistický úřad, Pohyb obyvatelstva, dostupné z:

<http://www.czso.cz/csu/csu.nsf/informace/coby121213.docx>, 2014

Wikipedie, Seznam států světa podle počtu obyvatel, dostupné z:

http://cs.wikipedia.org/wiki/Seznam_st%C3%A1t%C5%AF_sv%C4%9Bta_podle_po%C4%8Dtu_obyvatel, 2014

Sports Vision, dostupné z: <http://www.sportsvision.com.au/svt/>, 2014

11. KOMPARACE KOREKCE REFRAKČNÍCH VAD BRÝLOVOU A KONTAKTNÍ ČOČKOU Z HLEDISKA BRÝLOVÉ A GEOMETRICKÉ OPTIKY

Bc. Emese Nagyová

Vedoucí práce: Mgr. Pavel Kříž

Katedra optometrie a ortoptiky, LF MU, Brno

1. Úvod

Cílem této přednášky je porovnat dvě základní korekční pomůcky pro korekci refrakčních vad - brýlové čočky a kontaktní čočky. Vysvětlíme jejich různé vlivy na vidění z hlediska brýlové a geometrické optiky. Nelze však jednoznačně určit vhodnost pouze jedné varianty pro daný typ ametropie. Obě varianty mají odlišnou strukturu a vzdálenost od oka. Z toho plyne, že jejich optický účinek se projevuje u každé refrakční vady jinak. Rozdíl se objevují například ve velikosti sítnicového obrazu, ve stupni vynaložené akomodace do blízka, ale také ve velikosti zorného pole.

2. Refrakce oka a refrakční vady

2.1. Refrakce oka

Refrakce neboli lom světla je způsobena tím, že se změní směr a rychlost šíření lomeného paprsku při vstupu z jednoho prostředí do druhého. Povrch, přes který paprsek prochází, označujeme jako lámavou plochu. [1]

Do oka dopadající paprsek prochází několika lámavými plochami, z nichž největší vliv na lom paprsku má rohovka a oční čočka. Pod pojmem refrakce oka se rozumí vztah mezi optickou mohutností optického prostředí oka a délkou očního bulbu. V případě, že délka oka a lomivost rohovky a čočky jsou v optimálním poměru, oko je označováno jako emetropické. Paralelně přicházející paprsky optickou osou po lomu optické soustavy očí v akomodačním klidu se

protnou na sítnici v obrazovém ohnisku a vzniká ostrý obraz nekonečně vzdáleného předmětu. [8] Pokud je tento poměr porušen, paprsky nedopadají na sítnici při akomodačním klidu a výsledný obraz vznikne před nebo za ní. Tento stav se nazývá ametropie. [2]

Ametropii je možné rozdělit do dvou různých skupin:

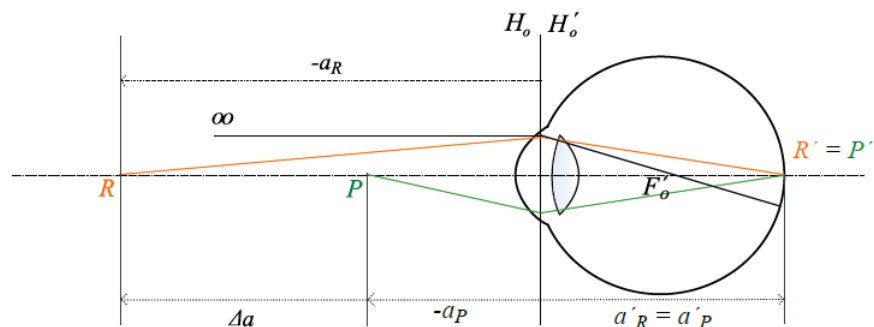
- *sférické ametropie* - u tohoto typu refrakčních vad, jak i název napovídá, je charakteristická sféricita lámavých ploch. Přítomnou vadu může způsobit nesprávná axiální délka oka (axiální ametropie), nevhodné zakřivení (křivostní ametropie - radiusová) nebo i nesprávný index lomu optických ploch (indexová ametropie.) Do této skupiny patří myopie (krátkozrakost) a hypermetropie (dalekozrakost).
- *asférické ametropie* – u této vady lomivé plochy rohovky a čočky nejsou sférické, ale asférické. Tento stav se označuje jako astigmatismus. [3, 4]

2.2. Sférické ametropie

2.2.1. Myopie

Je to sférická refrakční vada, u které obrazové ohnisko v akomodačním klidu vzniká před sítnicí oka. Daleký bod (R) se u krátkozrakého oka nachází v konečné vzdálenosti před bulbem ($a_R < 0$). Z toho plyne, že axiální refrakce bude záporná podle znaménkové konvence: $A_R < 0$ (D). (Obr. č. 1.) Předměty, které se nacházejí v prostoru za dalekým bodem oka, jsou rozmazané. [8]

Obr. č.1. Myopické oko bez korekce



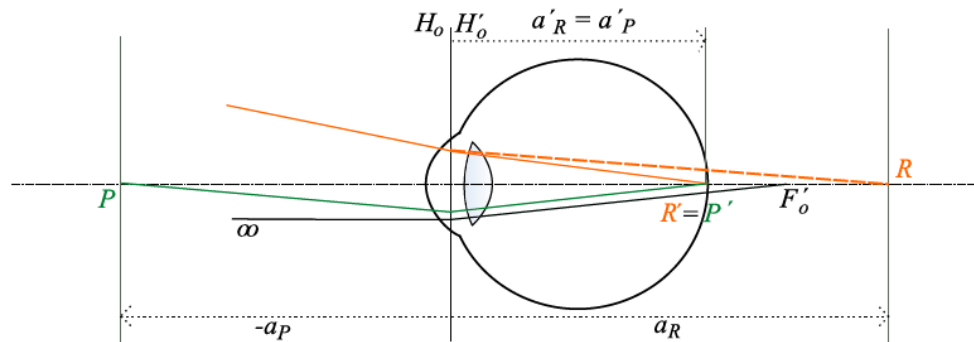
2.2.2. Hypermetropie

Hypermetropie neboli dalekozrakost je refrakční vada, u níž rovnoběžně s optickou osou dopadající paprsky v akomodačním klidu vytvářejí obrazové ohnisko za sítnicí. Vzniklý obraz je zamlžený a nezřetelný. [3] Daleký bod (R) se

u této vady nachází v konečné vzdálenosti za okem ($a_R > 0$). To znamená, že axiální refrakce bude mít kladné znaménko: $A_R > 0$ (D).

Obr. č.2. Hypermetropické oko bez korekce

2.3.

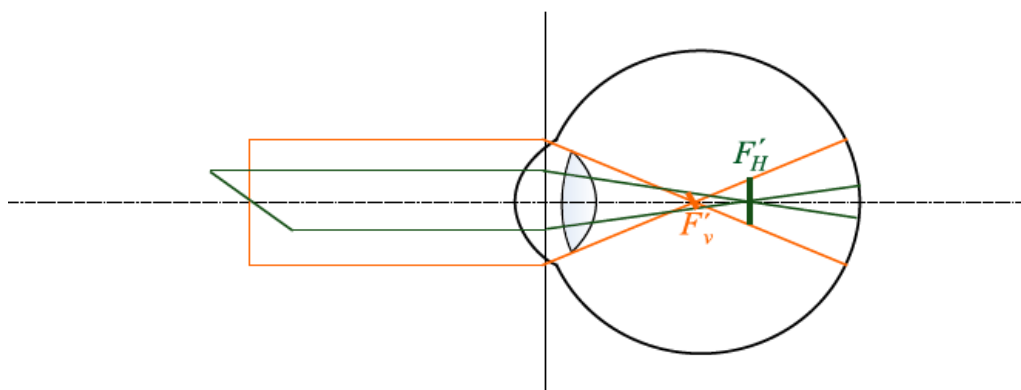


Asférické ametropie

2.3.1. Astigmatismus

Astigmatismus je asférická refrakční vada. Sférické refrakční vady (myopie, hypermetropie) se vyznačují tím, že zakřivení optických ploch oka jsou pravidelné, takže paralelně dopadající paprsky vytvářejí jedno ohnisko před nebo za sítnicí. Lomivost systému v každém meridiánu je stejná. [5, 6]

Přes astigmatickou plochu procházející paprsky však nevytvářejí jedno ohnisko, ale dvě ohniskové linie (fokály). [7] Je to způsobeno asféritou plochy optických médií oka (rohovka, čočka), které nemají stejnou lomivost ve všech meridiánech. Existují dva meridiány, ve kterých optická mohutnost vykazuje maximální a minimální hodnoty. [5]



Obr. č.3. Pravidelný astigmatismus – přímý, složený, myopický

3. Komparace korekce refrakčních vad brýlovou a kontaktní čočkou z hlediska brýlové a geometrické optiky

3.1. Korekce sférických refrakčních vad brýlovou a kontaktní čočkou

Pro korekci sférických refrakčních vad se užívá sférická brýlová čočka a kontaktní čočka. Brýlová čočka se nachází před první plochou rohovky v určité vzdálenosti. Tato vzdálenost zadní plochy brýlové čočky od přední plochy rohovky se označuje jako "*vertex distance*" tj. vrcholová vzdálenost. Funkcí čoček je změnit chod paprsků v potřebné míře, aby obraz pozorovaného předmětu vznikl na sítnici. Pohyb a vzdálenost oka za brýlovou čočkou způsobuje určité rozdíly ve vidění ametropického oka oproti vidění emetropickým okem. Kontaktní čočka je korekční pomůcka, která je umístěna přímo na bulbus, respektive na povrch rohovky, takže se hýbe spolu s okem. Pokud ametrop změní svou brýlovou korekci na kontaktní čočky nebo naopak, může pociťovat určité odlišnosti. Příčinou je skutečnost, že obě korekční pomůcky mají jinou strukturu a jinou vzdálenost od oka a kvůli tomu se jejich optický účinek projevuje odlišně.

3.1.1. Hodnota vrcholové lámavosti brýlové a kontaktní čočky

Emetropické oko vidí na všechny vzdálenosti ostře. Jeho daleký bod se nachází v nekonečnu a jediné z tohoto bodu paralelně přicházející paprsky dopadají přes neakomodující oko na sítnici. U ametropického oka lze tohoto stavu dosáhnout pouze jeho vykorigováním. Aby korekce byla správná, je potřeba dodržet korekční podmínku do dálky:

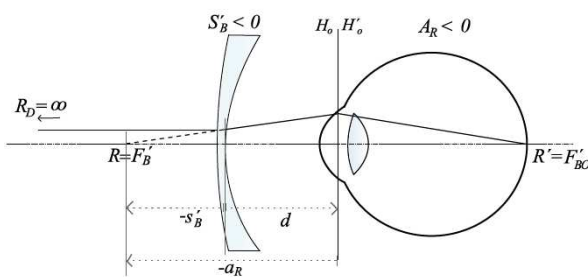
„Obrazové ohnisko F'_B korekčního skla musí splývat s dalekým bodem R (myopického / hypermetropického) oka.“ [8 str. 47]

V myopickém oku obrazové ohnisko leží před sítnicí. Použitím nejslabší rozptylné brýlové čočky, eventuálně kontaktní čočky (s níž je vidění ostré), podle korekční podmínky do dálky dopadají paprsky do oka rozbíhavě z polohy dalekého bodu, který je pak promítán do nekonečna, jako je tomu u emetropického oka. Tudíž se z myopického oka stane pseudoemetropické oko a obraz již vzniká na sítnici. [8, 9] Myop bez korekce na předměty umístěné mezi dalekým bodem a okem akomoduje méně než emetrop. To může

způsobit oslabení akomodace. [4] Platí, že velmi lehké podkorigování je více vyhovující, než dokonale ostrý obraz vytvořený minimálním překorigováním. [2] Pokud je myop překorigován, bude akomodovat i při pohledu do dálky, což může vést k nežádoucím astenopickým obtížím. [4]

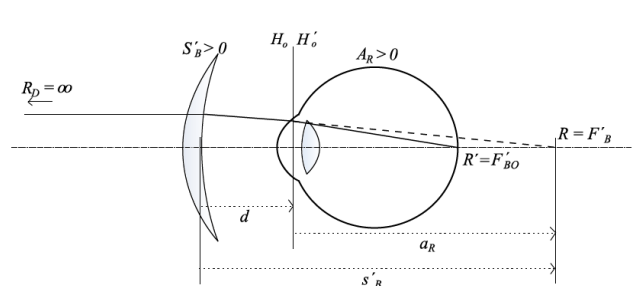
V případě hypermetropického oka se paprsky protnou v ohnisku, které leží za sítnicí. Ostrého obrazu je možné dosáhnout pomocí nejsilnější spojné (konvexní) brýlové čočky, eventuálně pak kontaktní čočkou (s níž je vidění ostré a akomodace je minimální), jejíž obrazové ohnisko leží v dalekém bodu, který je za sítnicí. Přes tyto korekční pomůcky bude mít procházející svazek paprsků sbíhavý tj. konvergující charakter, což umožňuje vznik obrazu na sítnici. Z hypermetropického oka se stejně jako v případě myopického oka stane pseudoemetrop, pokud se daleký bod zobrazí do nekonečna a oko vidí ostře vzdálené předměty s minimální akomodací. Když by byl hypermetrop podkorigovaný, musel by stále akomodovat při pohledu do dálky. Hypermetropické oko bez korekce při pohledu do blízka musí více akomodovat než emetrop, a to může vyvolat předčasný nástup presbyopických obtíží. [4, 8, 9, 10]

Pro zajištění korekční podmínky je nutné si uvědomit, že vrcholová lámavost korekčního členu závisí na proměnlivé vzdálenosti čočky od oka. U myopie je hodnota axiální refrakce menší než vrcholová lámavost korekční čočky: $A_R < S'_B$. U hypermetropie je tomu naopak, axiální refrakce je větší než hodnota vrcholové lámavosti čočky: $A_R > S'_B$. Pomocí obrázků (Obr. č. 4., Obr. č. 5.) můžeme tato tvrzení snadno potvrdit: [8]



Obr. č. 4. Korekce myopie

hypermetropie



Obr. č. 5. Korekce

V případě, že pro korekci refrakčních vad je použita kontaktní čočka místo brýlové korekce, je třeba od určité hodnoty refrakce změnit její vrcholovou lámavost. Tento typ korekčního členu je umístěn hned na přední plochu rohovky. To znamená, že vzdálenost kontaktních čoček (d) od oka bude menší než při brýlové korekci, její hodnota je rovna nule. Výslednou optickou mohutnost lze určit z příslušných tabulek nebo vypočítat ze vzorce (1). Většinou ji není třeba přepočítávat do hodnoty $\pm 4,0D$.

$$S_{K\check{C}}' = \frac{S_B'}{1 - \Delta d \cdot S_B'}$$

(1)

$S_{K\check{C}}'$ → výsledná vrcholová lámavost kontaktních čoček (D)

S_B' → vrcholová lámavost korekční čočky (D)

$\Delta d = d_1 - d_2$ → rozdíl mezi vzdálenostmi d_1 a d_2 ,

- kde d_1 je původní vzdálenost brýlové čočky před rohovkou (většinou je to 12mm, ale tato hodnota se může výrazně lišit u každého klienta)

- kde d_2 je vzdálenost kontaktní čočky od oka (0mm).

Při aplikaci kontaktních čoček platí, že:

- u *myopického oka* je třeba snížit vrcholovou lámavost, aby ohnisková vzdálenost byla větší

a znovu splývala s dalekým bodem,

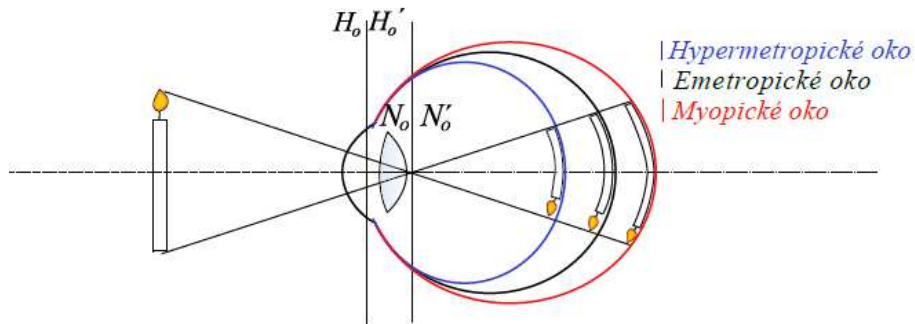
- u *hypermetropického oka* je tomu naopak, hodnota vrcholové lámavosti by měla být zvýšená. Čočka leží blíže k dalekému bodu, takže její ohniskovou vzdálenost je nutné zkrátit. [9]

3.1.2. Změna ve velikosti sítnicového obrazu

Světelné paprsky dopadají na sítnici přes uzlový bod oka v nezměněné podobě. V redukovaném oku se označuje tento bod jako optický střed oka. Obraz vytvořený na sítnici je zmenšený a převrácený.

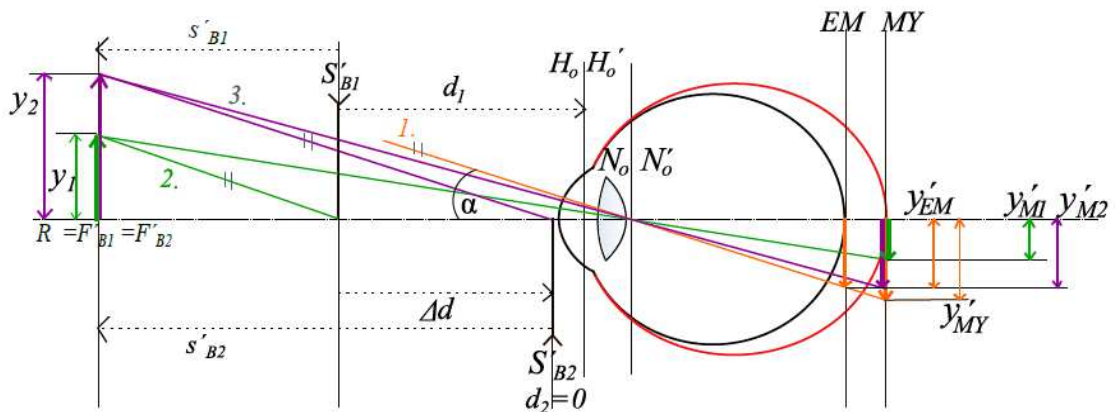
V případě, že oko má nějakou refrakční vadu - je ametropické - se velikost obrazu na sítnici bude lišit oproti velikosti obrazu emetropického oka. Rozdíl spočívá v tom, že sítnice ametropického oka leží v jiné vzdálenosti vůči uzlovému bodu než sítnice emetropického oka (Obr. č. 6). Oko s axiální formou myopie má větší předozadní délku a kvůli tomu je jeho sítnice více vzdálená od uzlového bodu. Z toho vyplývá, že vzniklý obraz bude větší. Oko s axiální formou

hypermetropie je naopak menší, takže sítnice leží blíže k uzlovému bodu a obraz tak bude v tomto případě menší, než by byl v emetropickém oku. [3]

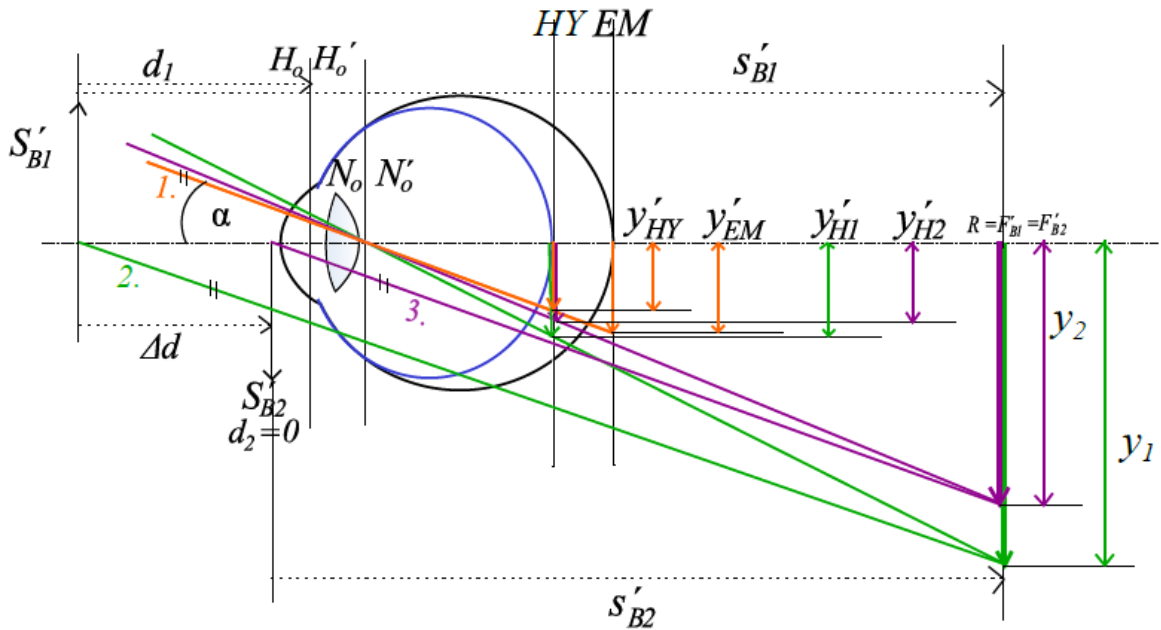


Obr. č.6 Rozdíl ve velikosti sítnicových obrazů

Stejně velký obraz jako u emetropického oka by v myopickém a hypermetropickém oku vznikl jenom tehdy, pokud by byla brýlová čočka umístěna do předmětového ohniska oka (F_o). [8] To však není možné, protože každý lidský tvar má odlišné anatomické postavení, což ovlivňuje pozici brýlové čočky před rohovkou. Ovlivňující účinek má například výška nosu, umístění očního bulbu v orbitě, délka očních řas. Tím, že ohnisko brýlové čočky nesplývá s předmětovým ohniskem oka, se změní její optický účinek. To má za následek, že velikost výsledného obrazu na sítnici bude jiný než v emetropickém oku. [11] Změna ve velikosti sítnicového obrazu je přítomná i tehdy, když je refrakční vada oka korigována kontaktní čočkou místo brýlového skla. Tyto změny ve velikosti sítnicového obrazu jsou zobrazeny na následujících schématech (Obr. č. 7., Obr. č. 8.):



Obr. č.7. Změna ve velikosti sítnicového obrazu při korekci myopie s brýlovou a kontaktní čočkou



Obr. č.8. Změna ve velikosti sítnicového obrazu při korekci hypermetropie s brýlovou a kontaktní čočkou

Výsledky podle obrázků (Obr. č. 7., 8.) shrnujeme kvůli lepší přehlednosti do tabulky:

Myopie			Emetropie	Hypermetropie		
obraz na sítnici			obraz na sítnici	obraz na sítnici		
bez korekce	brýlová čočka	kontaktní čočka	bez korekce	bez korekce	brýlová čočka	kontaktní čočka
y'_{MY}	y'_{M1}	y'_{M2}	y'_{EM}	y'_{HY}	y'_{H1}	y'_{H2}

Tab. č. 1. Velikost sítnicových obrazů

Pro porovnání velikosti sítnicového obrazu emetropického oka s velikostí obrazu myopického a hypermetropického oka korigovaného brýlovou a kontaktní čočkou můžeme dle schématu (obr. č. 7., obr. č. 8.) a tabulky (tab. č. 1.) tvrdit, že:

- s velikostí obrazu emetropického oka (y'_{EM}) se nejvíc shoduje velikost obrazu myopického oka korigovaného kontaktní čočkou (y'_{M2}),

- s velikostí obrazu emetropického oka (y'_{EM}) se nejvíc shoduje velikost obrazu hypermetropického oka vytvořeného brýlovou čočkou (y'_{HI}).

Můžeme konstatovat, že kontaktní čočka u myopů *méně zmenšuje* a u hypermetropů *méně zvětšuje* výsledný obraz oproti brýlové čočce. Z toho plyne, že myop dosáhne lepší zrakové ostrosti s kontaktní čočkou než s brýlovou čočkou, a proto je výhodnější použití kontaktních čoček u vyšších forem myopie. U dalekozrakého jedince je výhodnější užití kontaktních čoček jenom při vysoké hypermetropii (např. afakie). V tomto případě by byla nevhodná korekce brýlovou čočkou kvůli zúžení zorného pole a velkému zvětšení obrazu na sítnici. [8,11]

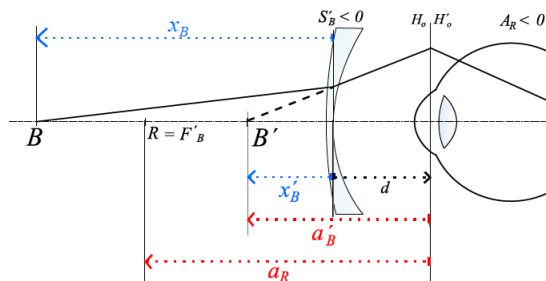
3.1.3. Vliv brýlové čočky a kontaktní čočky na akomodaci

„Akomodace je schopnost oka vidět ostře předměty na různou vzdálenost v závislosti na změnách mohutnosti optického systému oka.“ [12 str. 54] Použití akomodace při pohledu do dálky je minimální. Oční čočka se díky své elasticitě při pozorování do bližší vzdálenosti vyklene do konvexnějšího tvaru. Optická mohutnost čočky se zvyšuje ze základní +19,11D až na hodnotu +33,06D a tím umožňuje vznik obrazu blízkého předmětu na sítnici. [8, 12]

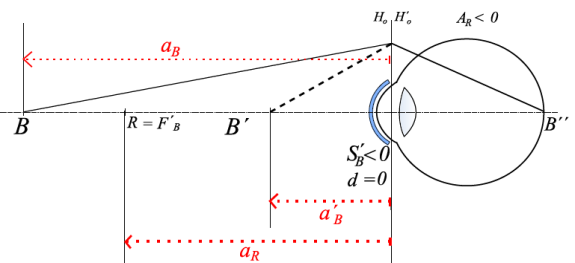
Ametrop, který nosí korekci do dálky a má ještě dostatečnou akomodační šíři, vidí blízké předměty skoro tak dobře jako stejně starý emetrop. Akomodační proces je ale ovlivňován při korekci refrakčních vad (myopie a hypermetropie) brýlovou čočkou, eventuálně kontaktní čočkou. U jednotlivých typů korekcí vykonává oko různý stupeň akomodace při pohledu do blízka. Tento rozdíl v akomodaci u myopie a hypermetropie lze určit pomocí přepočtu. Vzhledem k tomu, že tyto přepočty jsou dlouhé, pokusíme se v této přednášce vysvětlit tento rozdíl pomocí obrázků (Obr. č. 9a, b, Obr. č. 10a, b). Na schématech jsou znázorněny polohy výsledných obrazů (a'_B) vytvořené brýlovou a kontaktní čočkou, podle kterých pak lze předpokládat velikost výsledné vynaložené akomodace u jednotlivých typů korekčních pomůcek. [8]

Myopie

Obr. č. 9. a) Korekce myopie brýlovou čočkou
čočkou

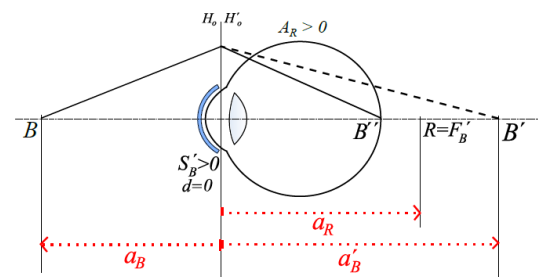
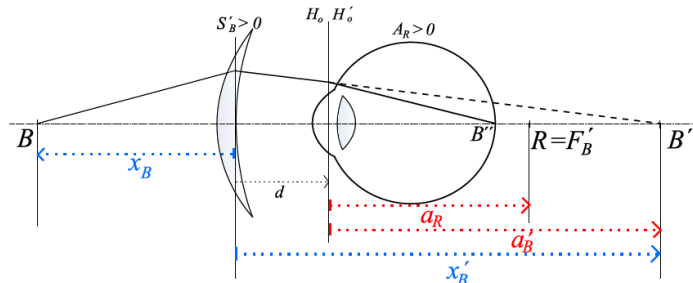


b) Korekce myopie kontaktní čočkou



Po srovnání polohy obrazů (a'_B) vytvořené brýlovou a kontaktní čočkou zjistíme, že obraz vytvořený kontaktní čočkou leží v bližší vzdálenosti vůči hlavní rovině oka. Z toho vyplývá, že s touto korekční pomůckou bude myopické oko víc akomodovat než s brýlovou čočkou.

Hypermetropie



Obr. č.10.a) Korekce hypermetropie brýlovou čočkou
kontaktní čočkou

b) Korekce hypermetropie kontaktní čočkou

Pokud srovnáme polohy obrazů (a'_B) vytvořené brýlovou a kontaktní čočkou vidíme, že obraz vytvořený kontaktní čočkou leží blíže k hlavní rovině oka. Hypermetropické oko korigované kontaktní čočkou potřebuje při pohledu na blízký předmět méně akomodovat než s brýlovou čočkou. [8,13]

Výše uvedené tvrzení jsou v mé bakalářské práci ověřeny i s přepočty. Výsledky jsou shrnuty v následující tabulce:

Tab. č.2. Akomodace myopa a hypermetropa při korekci brýlovou a kontaktní čočkou

vzdálenost předmětu od oka	akomodace myopa		akomodace hypermetropa	
	s brýlovou čočkou	s kontaktní čočkou	s brýlovou čočkou	s kontaktní čočkou
-26,3cm	3,35D	3,78D	4,34D	3,79D

Z těchto hodnot můžeme určit (Tab. č. 2.), že myop i hypermetrop při korekci kontaktní čočkou vynaloží stejný stupeň akomodačního úsilí: $A_{k_{k\check{c}}} = 3,8D$. Při nošení brýlí myop vynakládá méně akomodace než s kontaktní čočkou ($A_{k_{b\check{c}}} = 3,35D$) a hypermetrop naopak více ($A_{k_{b\check{c}}} = 4,3D$). [8,13]

3.1.4. Změna v rozsahu zorného pole

Zorné pole je množina všech předmětových bodů, které jsou fixovány pohybujícíma se očima, přičemž hlava se nehýbe. Při korekci refrakčních vad brýlovou nebo kontaktní čočkou lze pozorovat určité změny a rozdíly v rozsahu zorného pole. Nejzákladnějším omezujícím faktorem zorného pole při brýlové korekci je obruba. Problém je v tom, že vidění je omezeno určitou velikostí očníce a při pohledu mimo brýle není vidění ostré. Zorné pole je ovlivněno také optickou mohutností brýlové čočky. Zvýšení optické mohutnosti o 1D působí přibližně 2,5% změnu ve velikosti zorného pole. Oproti brýlové korekci kontaktní čočky poskytují neomezené zorné pole. Je to způsobeno tím, že kontaktní čočka se nachází přímo na povrchu rohovky a je centrovaná skoro vždy na střed zornice i při pohledu v různých směrech. Velikost zorného pole tedy skoro žádným způsobem neovlivňuje a nedochází ani k nežádoucímu prizmatickému účinku, což je charakteristické pro brýlové korekce. [11, 14, 15, 16]

Každou brýlovou čočku lze charakterizovat pomocí optického klínu, tj. prismou. Konvexní sklo pro korekci hypermetropie je představeno jako dvě spojená prismata, kde vrcholy jsou otočeny od sebe. V případě konkávního skla určeného pro korekci myopie je tomu naopak, báze obou optických klínů jsou otočeny od sebe. [16]

Charakteristickou vlastností optického klínu je skutečnost, že kolmo dopadající paprsek se vychýlí směrem k bázi. Tato změna původního směru je označena jako deviace. [11] Takže jak Rutrle uvádí „*optický klín vykazuje prizmatický účinek jedné prizmatické dioptrie*

1 pD, jestliže ve vzdálenosti 1metru odchýlí kolmo dopadající paprsek o 1cm.“ [8 str. 102] V brýlových čočkách se tento nežádoucí prizmatický účinek projevuje při pohledu mimo optický střed čočky. To může být způsobeno i nesprávnou centrací čočky tj. decentrací. Pokud ale brýlová čočka je správně centrována tj. na střed zornice (optická osa oka prochází optickým středem brýlové čočky), prizmatický účinek není přítomen. [14] Prizmatický účinek (Δ), který bude působit na oko při pohledu mimo optický střed čočky, lze vypočítat podle Prenticeova pravidla:

$$\Delta = \frac{dec \cdot S'}{10} \quad [\text{pD}]$$

(2)

Jednotlivá označení znamenají:

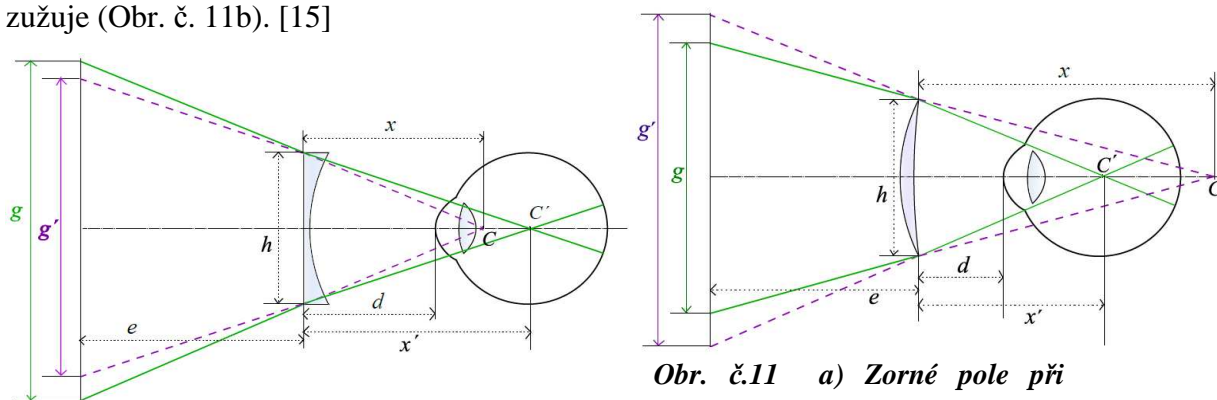
$dec \rightarrow$ vzdálenost decentrace optického středu čočky [mm]

$S' \rightarrow$ vrcholová lámavost brýlové čočky [D].

[8, 14, 15]

Pokud paprsek dopadá mimo optický střed brýlové čočky do oka, nezobrazí se přesně na foveolu. Oko to snaží vykompenzovat svým pohybem proti směru báze působícího klínového účinku. [15]

Prizmatický účinek se projevuje i na okraji spojných čoček, kde působí výpadek části zorného pole. Na okraji rozptylky vyvolá tento efekt zdvojnásobení obrazu. Velikost zorného pole, které je vytvořené brýlovou čočkou, závisí na hodnotě vrcholové lámavosti čočky a nepřímo úměrně i na její vzdálenosti od oka. Na obrázcích můžeme vidět, že při korekci konkávním sklem se zorné pole rozšiřuje (Obr. č. 11a). V případě konvexních čoček je tomu naopak, zorné pole se zužuje (Obr. č. 11b). [15]



Obr. č.11 a) Zorné pole při

korekci konkávním sklem

b) Zorné pole při korekci konvexním sklem

g – skutečné zorné pole
roviny od čočky

g' – neskutečné zorné pole

e – vzdálenost referenční

$x(x')$ – předmětová (obrazová) vzdálenost neskutečného (skutečného) středu otáčení oka

Jak již bylo uvedeno, při korekci kontaktní čočkou nejsou patrné změny v zorném poli. Pokud ale myop nebo hypermetrop změní svou brýlovou korekci na kontaktní čočku, bude cítit určité změny v rozsahu zorného pole. Brýlovou i kontaktní čočku rozptylnou/spojnou můžeme schématicky znázornit jako 2 prizmata s bází ven/dovnitř. Z toho plyne, že rozsah zorného pole je u myopa korigovaného kontaktní čočkou větší ve srovnání s čočkou brýlovou, u hypermetropa naopak menší. [11]

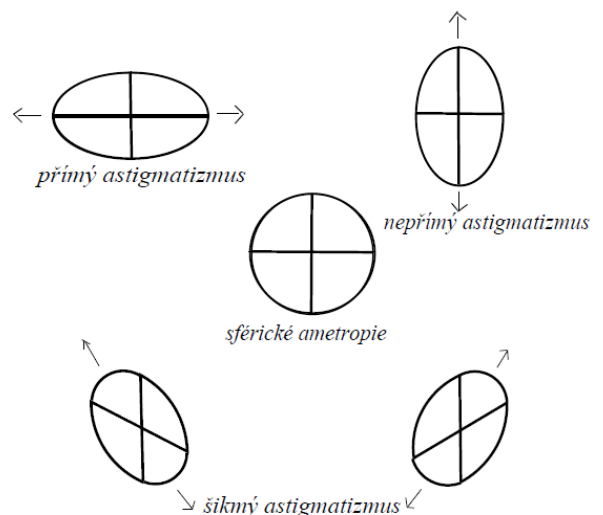
3.2. Korekce astigmatizmu brýlovou a kontaktní čočkou

V astigmatickém oku místo jednoho ohniska vznikají dvě k sobě kolmé ohniskové linie tj. fokály, které jsou v určité vzdálenosti od sebe. Obrazem předmětového bodu je úsečka. Velikost astigmatizmu lze určit v dioptriích z rozdílu optické mohutnosti obou hlavních meridiánů oka. To je označeno jako astigmatická diference. [3,5] Korekci se snažíme dosáhnout toho, aby tyto dvě fokály splývaly v jednom bodě na sítnici. [8]

3.2.1. Změny v sítnicovém obrazu při korekci astigmatizmu

Sférické čočky zvětšují obraz na sítnici stejně v každém meridiánu. Oproti tomu tórická čočka je charakterizována tím, že v různých meridiánech vytvoří různě velké obrazy s různou mírou zkreslení. Tento jev se nazývá meridionální anizeikonie, tj. „*nestejně zvětšení velikosti obrazu v různých osách.*“ [17 str.6]

Příčinou tohoto jevu je, že tórická čočka má ve všech meridiánech jinou hodnotu vrcholové lámavosti. Jak se změní velikost obrazu v daném meridiánu oka a jak vidí člověk výsledný obraz s různými typy jednoduchého astigmatizmu lze jednoduše znázornit pomocí příkladu s kruhem



(Obr. č. 12). V případě, že má jednoduchý přímý astigmatismus (vertikální meridián je více lomivý), kruh se mu zobrazí jako ležící elipsa. V opačné situaci, když oko trpí

Obr. č.12. Deformace kruhu u astigmatismu

jednoduchým nepřímým astigmatismem,

u kterého je horizontální meridián více lomivý, bude vidět kruh jako svislou elipsu. Jestliže je přítomen šikmý astigmatismus, tak kruh bude vypadat jako jedna šikmo orientovaná elipsa. [17]

Následkem meridionální anizeikonie při binokulárním vidění je prostorová distorze (deformování prostoru). Její velikost je závislá na dioptrických hodnotách a na vzdálenosti korekční čočky od pupilární roviny.

Pokud je pro dospělého plná korekce a s ní spojené následky nesnesitelné, podle Antona lze zmírnit tyto problémy tím, že:

- osa cylindru z původní hodnoty bude natočená k $90^\circ/180^\circ$ stupňům. Je prokázáno, že

dospělý člověk hůře snáší osu cylindru v šikmé poloze a lépe osu, která je v 90° nebo

180° . Prostorová distorze se tímto postupem neodstraní, ale pro člověka je to pohodlnější, protože osa cylindru je nastavena do takové polohy, v níž je schopen si na to

zvyknout.

- dioptrická hodnota cylindrické čočky bude snížena. Výsledkem je menší meridionální zvětšení a společně s tím i prostorové distorze. Aby kruh nejmenšího rozptylu zůstal na sítnici (a sférický ekvivalent byl zachován), je nutné změnit i sférickou hodnotu.
- čočka bude přiblížena směrem k oku. Tím lze stejně jako v předchozím příkladu dosáhnout zmenšení meridionální anizeikonie a prostorovou distorzi. Jestliže korekce je stále nepříjemná, lze vyzkoušet korekci kontaktními čočkami, které mají výhodu v tom, že vrcholová vzdálenost od oka se rovná nule. Takže v minimální míře změní velikost obrazu na sítnici a deformace prostoru nebude skoro vnímána. [3, 17, 18]

Seznam použité literatury:

- [1] KEIRL, A., CHRISTIE, C. *Clinical Optics and Refraction: A Guide for Optometrist, Contact Lens Opticians and Dispensing Opticians*. 1st edition. Elsevier – Bailliere- Tindall, 2007. 368 s. ISBN: 978-0750688895.
- [2] LANG, G. K. et al. *Ophthalmology: A Short Textbook*. Stuttgart: Thieme, 2000. 586 s. ISBN 3-13-126161-7.
- [3] ANTON, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. přepracované vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2004. 96 s. ISBN 80-7013-402-X
- [4] KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [5] NAJMAN, L. Korekční podmínka očních refrakčních vad. *Česká oční optika*. 2004, roč. 45, č. 4. str. 24-25. ISSN 1211-233X
- [6] Az astigmia korrigálása kontaktlencsével. *Optika.hu*. [Online] [Citace: 17.12.2013]. Dostupné z: <http://optika.hu/magazin/klastigm.htm>
- [7] ANTON, M. Astigmatismus. *Česká oční optika*. 2006, roč. 47, č. 2. str. 16-17. ISSN 1211-233X.
- [8] RUTRLE, M. *Břýlová optika*. 2. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. 144 s. ISBN 80-7013-145-4.
- [9] NAJMAN, L. Základy brýlové optiky. *Česká oční optika*. 2009, roč. 50, č. 3. str. 42-48. ISSN 1211-233X.
- [10] BAŠTECKÝ, R. *Praktická brýlová optika*. Praha: R+H Optik, 1997. 83 s.
- [11] A szemüveglencse, kontaktlencse működési elve, és ebből adódó különböző hatása a szem fénytörésére. *Optika.hu*. [Online] [Citace: 31.10.2013]. Dostupné z: <http://optika.hu/manager.asp?page=http://optika.hu/magazin/szakdolg/fodor/dolg.htm>
- [12] AUTRATA, R., ČERNÁ, J. *Nauka o zraku*. 1. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2006. 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
- [13] DOUTHWAITE, W. A. *Contact Lens Optics and Lens Design*. 3rd edition. Edinburgh: Elsevier – Butterworth-Heinemann, 2006. 420 s. ISBN: 978-0750688796.

- [14] RUTRLE, M. *Brylová technika, estetika a přizpůsobování brýlí*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2001. 142 s. ISBN 80-7013-347-3.
- [15] NAJMAN, L. Vedlejší účinky brýlové korekce. *Česká oční optika*. 2012, roč. 53, č. 2. str. 32-34. ISSN 1211-233X.
- [16] Vision with contact lens. *Berkeley Optometry: Optometry 260A*. [Online] [Citace: 17.12.2013]. Dostupné z http://optometry.berkeley.edu/class/opt260a/othertopics_pp/cleval_vision.htm
- [17] ANTON, M. Příspěvek ke korekci astigmatizmu. *Česká oční optika*. 1999, roč. 40, č. 3. str. 6-8. ISSN 1211-233X.
- [18] ANTON, M. Problémy korekce astigmatizmu. *Česká oční optika*. 2002, roč. 43, č. 4. str. 28-29. ISSN 1211-233X.

COMPARISON CORRECTION OF REFRACTIVE ERRORS WITH SPECTACLES AND CONTACT LENSES IN TERMS OF SPECTACLE AND GEOMETRICAL OPTICS

Bc. Emese Nagyová

Leader of the work: Mgr. Pavel Kříž

Department of Optometry and Orthoptics, Masaryk University, Brno

1. Introduction

The aim of this lecture is to compare two basic aids for correction of refractive errors - spectacle lenses and contact lenses. Their different effects on vision will be explained in terms of spectacle and geometrical optics. The suitability of only one variant for the certain type of ametropia cannot be unambiguously determined. Both versions have different structure and distance from the eye. It follows that their optical effect is manifested in each refractive error in a different way. Distinctions occur e.g. in the size of the retinal image, in the degree of accommodation for the near objects, but also in the size of the visual field.

2. Refraction of the eye and the refractive errors

2.1. Refraction of the eye

Refraction is the bending of a wave entering a medium where its speed changes. The refraction of the light when it passes from a fast medium to a slow

medium bends the light ray toward the normal towards the boundary between the two media. The surface through which the refraction passes, is called refracting surface. [1]

Light rays that enter the eye, pass through several refracting surfaces of which the largest influence on the refraction have cornea and eye lens. Refraction is defined as ratio of the refractive power of the refractive media and the axial length of the globe. Condition of the eye, when the ratio of the axial length of the eye and the refractive power of the cornea and the lens is balanced, is called emmetropia. Parallel rays of light coming from infinity to focus on the retina with accommodation at rest and a sharp image is formed of the infinitely distant object. Condition when a mismatch is between the axial length of the eye and the refractive power of the lens and the cornea, is called ametropia. The light rays do not meet at a focal point on the retina, but in front of or behind that. [2]

Ametropia can be divided into two different groups:

- *Spherical ametropia* - as the name suggests, this type of refractive errors, is characterized by sphericity of the refractive surfaces. The defect may be caused by

incorrect axial length of the eye (axial ametropia), incorrect curvature (curvature

ametropia) or incorrect refractive index of the optical surfaces (index ametropia).

Myopia (nearsightedness) and hyperopia (farsightedness) belong to this group.

- *Aspherical ametropia* – in this refractive error the surface of the cornea and the lens is

not spherical, but aspherical. This condition is called astigmatism. [3, 4]

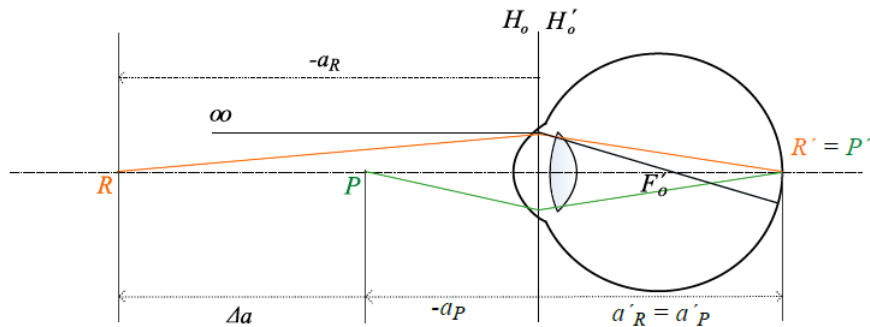
2.2. Spherical ametropia

2.2.1. Myopia

This is a spherical refractive error, when the incident parallel rays of light coming from infinity focus on a point in front of the retina with accommodation at rest. The far point (R) of the myopic eye is located at a finite distance in front of the eyeball ($a_R < 0$). The refractive power is negative according to the sign

convention: $A_R < 0$ (D). (Fig. 1) Objects that are in the area of the far point of the eye are seen blurred. [8]

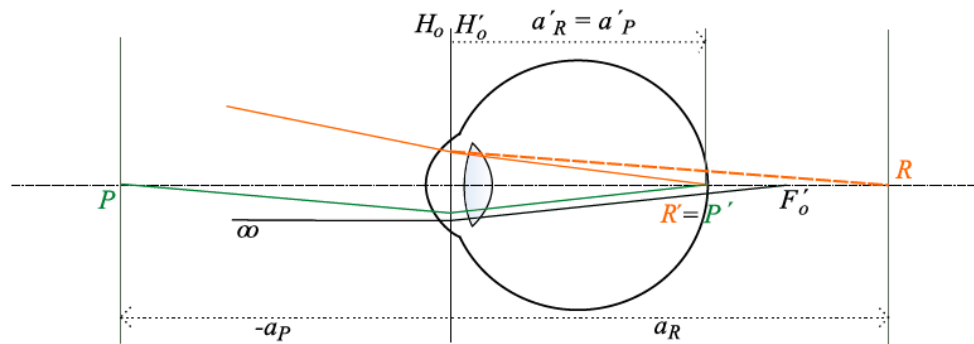
Fig. 1. Myopic eye without correction



2.2.2. Hyperopia

Hyperopia or farsightedness is a refractive error, when the incident parallel rays of light coming from infinity focus on a point behind the retina with accommodation at rest. The resulting image is blurred and indistinct. [3] Far point (R) of the eye is located at a finite distance behind the eyeball ($a_R < 0$). Refractive power is positive: $A_R > 0$ (D).

Fig. 2. Hyperopic eye without correction



2.3. Aspherical ametropia

2.3.1. Astigmatism

Astigmatism is an aspherical refractive error. The spherical refractive errors (myopia, hyperopia) are characterized by a spherical – regular – curvature of the refractive media. The light rays focus at one focal point in front of or behind the retina. Refraction of the eye in each meridian is the same. [5, 6]

Astigmatism is characterized by a curvature anomaly of the refractive media such as parallel incident light rays do not focus at a point, but are drawn apart to form a line. [7] The refractive media (cornea, lens) of the astigmatic eye are not spherical, and the refraction is different in each meridian. There are two meridians, in which the optical power shows the maximum and the minimum values. [5]

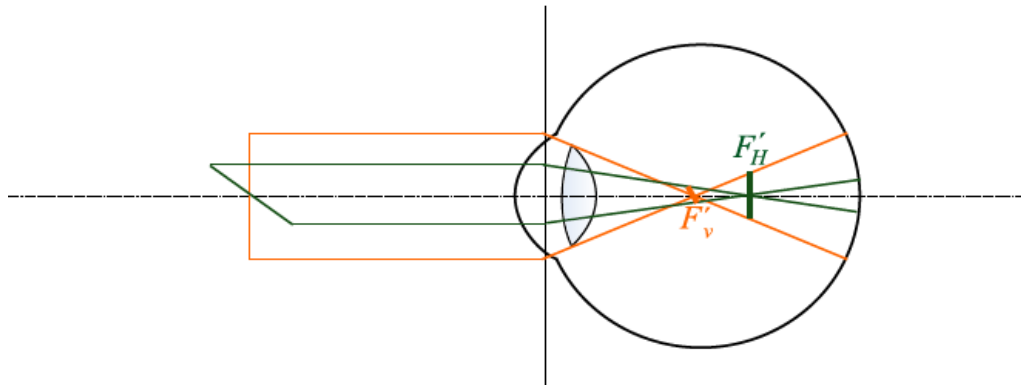


Fig. 3. Regular astigmatism – with-the-rule, compound, myopic

3. Comparison correction of refractive errors with spectacles and contact

lenses in terms of spectacle and geometrical optics

3.1. Correction of spherical refractive errors with spectacles and contact

lenses

Spherical spectacle lenses and contact lenses are used for correction of spherical refractive errors. Spectacle lens is located in front of the first surface of the cornea at a certain distance. Distance between the rear surface of the spectacle lens and the front surface of the cornea is called vertex distance. Function of the lens is to change the course of light rays to create an image of the observed object on the retina. Movement and distance of the eye from the spectacle lens causes some differences in the vision of an ametropic eye compared to vision of the

emmetropic eye. Contact lens is a correction device placed directly on the eyeball, respectively, to the corneal surface, so it moves along with the eye. If an ammetrop changes its spectacle correction to a contact lens or vice versa, there may occur some differences. This is due to the fact that both corrective devices have a different structure and a different distance from the eye, and therefore, that their optical effect manifests differently.

3.1.1. Value of refractive power of spectacle and contact lenses

Emmetropic eye can see at all distances sharply. The far point of this eye is located at infinity. Parallel light rays, coming only from this point, are focused on the retina with accommodation at rest. Ammetropic eye can achieve this condition with its correction. The correction is right, when the following correction condition in the distance is observed:

"Image focal point (F'_B) of the correction lenses must coincide with far point R (myopic / hyperopic) of the eye." [8 p.47]

In the myopic eye the focal point is located in front of the retina. Using the weakest concave or "minus" lenses, or contact lenses (with good visual acuity) with correction condition in the distance, light rays become diverging from a position of far point which is then projected to infinity. The myopic eye becomes pseudoemmetropic and the image is already formed on the retina. [8, 9] Myopic eye without correcting objects located between the far point and the eye, accommodate less than emmetrop. It can cause weakening of the accommodation. [4] It is true that a very slight undercorrection is often better tolerated than a perfectly sharp image with minimal overcorrection. [2] If a myopic eye is overcorrected, it accommodates looking into the distance too, which can lead to accommodative asthenopia. [4]

In case of hyperopic eye, light rays are focused at the focal point, which is located behind the retina. Sharp image can be achieved by using the strongest convex or "plus" lenses, or contact lens (with good visual acuity and minimal accommodation). Its image focal point lies in the far point that is behind the retina. Through these correction aids character of light rays become converging. Then the focal point is formed on the retina. Hyperopic eye becomes pseudoemmetropic. The far point appears infinity and the eye sees distant objects sharply with minimal accommodation. When hyperopia is undercorrected, the eye still accommodate

while looking into the distance. Hypermetropic eye without correction to the near objects accommodates more than emetropic eye, and it can cause early onset of presbyopic difficulties. [4, 8, 9, 10]

To ensure the correction condition it is important to realize that refractive power of the correction aids depends on a variable distance from the lens of the eye. In case of myopia, value of axial refraction is less than refractive power of the corrective lenses: $A_R < S'_B$. For hyperopia it is the opposite, axial refraction is greater than refractive power of the lenses:

$A_R > S'_B$. Using the following images (Fig. 4., Fig. 5.), we can easily confirm this assertion: [8]

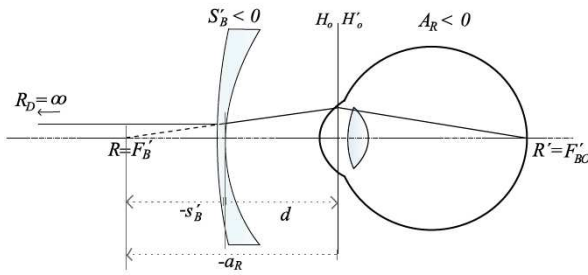


Fig. 4. Correction of myopia

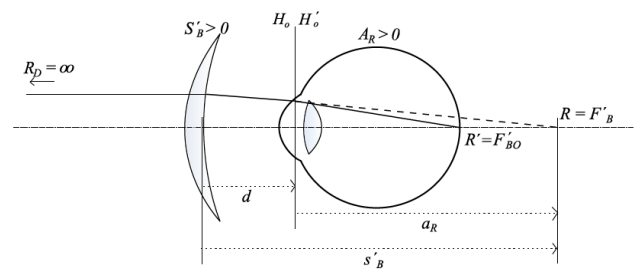


Fig. 5. Correction of hyperopia

hyperopia

If contact lenses are used for correction of refractive errors instead of spectacle correction, refractive power should be changed from a certain value of refraction. This type of correction device is placed on the front surface of the cornea. It means that the distance of contact lenses (d) and the eye is smaller than the spectacle correction, its value is zero. The resulting optical (refractive) power can be determined from the appropriate tables or calculated from the formula (1). Mostly it is not necessary to recalculate until the value of ± 4.0 D.

$$S_{K\check{C}}' = \frac{S_B'}{1 - \Delta d \cdot S_B'}$$

(1)

$S_{K\check{C}}'$ → resulting refractive power of contact lenses (D)

S_B' → refractive power of corrective lenses (D)

$\Delta d = d_1 - d_2$ → difference between the distances d_1 and d_2 ,

- Where d_1 is the original distance of the lenses in front of the cornea (usually the 12mm, but this value can be different for each client)
- Where d_2 , is the distance of the contact lens from the eye (0mm).

When contact lenses are applied:

- myopic eye: it is necessary to reduce refractive power of contact lenses, to achieve greater

focal length and coincidence with the far point

- hyperopic eye: it is the opposite, value of refractive power should be increased.

The

contact lens is closer to the far point, so the focal length should be reduced. [9]

3.1.2. Change in the size of retinal image

Light rays fall to the retina through the nodal point of the eye unchanged. This point in the reduced eye model is called the optical center of the eye. Image formed on the retina is reduced and inverted.

When the eye has a refractive error – ametropic eye - size of its retinal image is different from the size of the image of emmetropic eye. The difference is that the retina of the ametropic eye is located in a different distance from the nodal point than retina of the emmetropic eye (Fig. 6). Eye with an axial form of myopia is longer and its retina is further from the nodal point. Therefore resulting retinal image will be larger. Eye with an axial form of hyperopia is shorter, so that its retina is located closer to the nodal point, and in this case the image will be smaller than it would be in the emmetropic eye. [3]

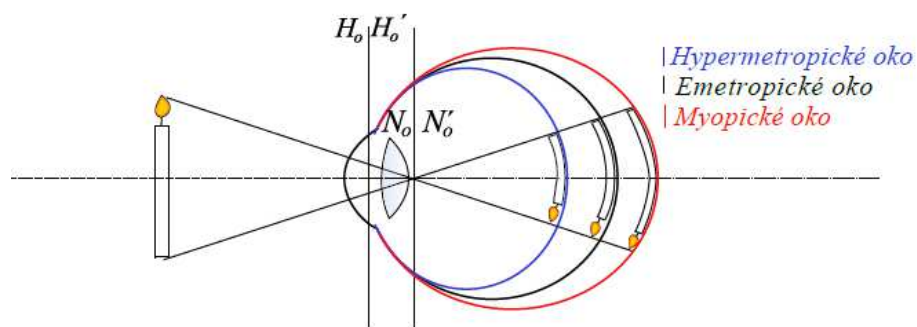


Fig. 6. Difference in the size of the retinal image

Size of retinal image in the emmetropic and in the myopic/hyperopic eye is the same, if the spectacle lens is placed in the object focal point of the eye (F_0). [8] However, this is not possible, since each human face has a different anatomical shape which affects the position of the spectacle lens in front of the cornea. Influential factors are the following: height of the nose, location of the eyeball in the orbit, length of eyelashes. Spectacle lens does not coincide with the object focal point of the eye, its optical effect changes. The result is that the size of retinal image is different from the one in the emmetropic eye. [11] Change in the size of retinal image is present even if refractive error of the eye is corrected by contact lenses instead of spectacle lenses. These changes in the size of retinal images are shown in the following figures (Fig. 7, Fig. 8.):

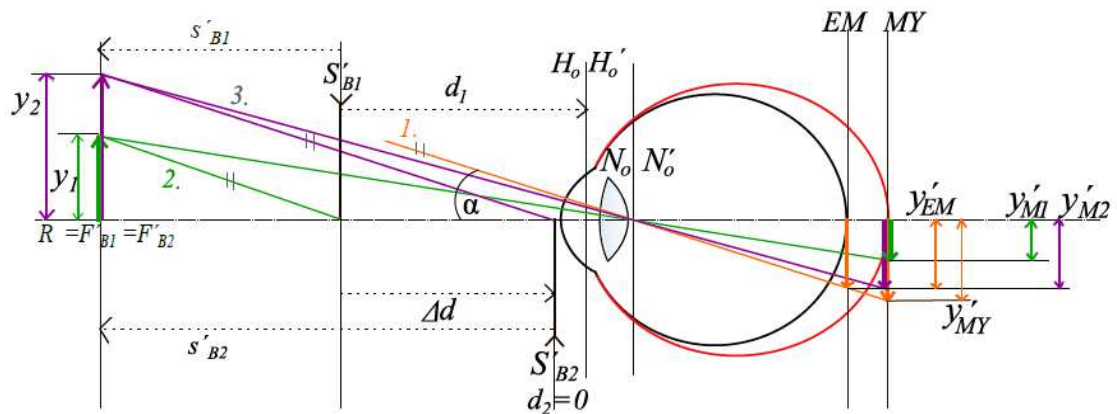


Fig. 7. Change in the size of the retinal image with correction of the myopia with spectacle and contact lens

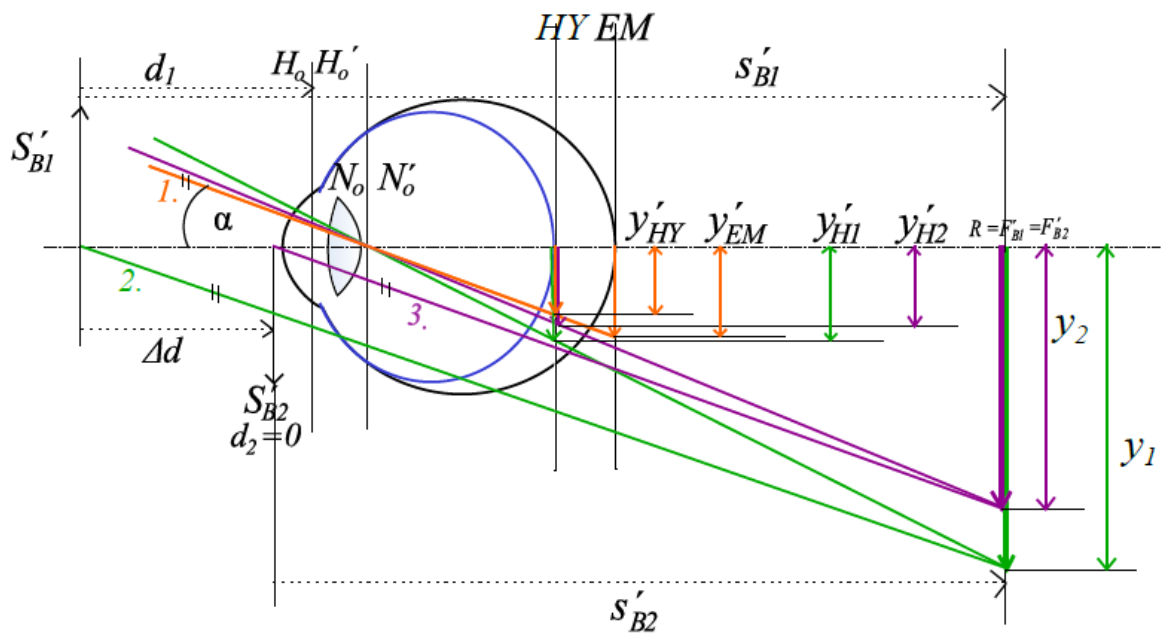


Fig. 8. Change in the size of the retinal image with correction of the hyperopia with spectacle and contact lens

Results (Fig. 7., 8.) are summarized for the better clarity in the table below:

Tab. 1. Different size of the retinal images

Myopie			Emetropie	Hypermetropie		
obraz na sítnici			obraz na sítnici	obraz na sítnici		
bez korekce	brýlová čočka	kontaktní čočka	bez korekce	bez korekce	brýlová čočka	kontaktní čočka
y'_{MY}	y'_{M1}	y'_{M2}	y'_{EM}	y'_{HY}	y'_{H1}	y'_{H2}

When the size of retinal image of the emmetropic eye is compared with the size of retinal image of the myopic and hyperopic eye corrected by eyeglasses and contact lenses we can get the following results according to the figures (Fig. 7, Fig. 8) and the table (Tab. 1):

- size of retinal image of the emmetropic eye (y'_{EM}) most closely matches with the

size of retinal image of the myopic eye corrected with a contact lens (y'_{M2}),
- size of retinal image of the emmetropic eye (y'_{EM}) most closely matches with the
size of retinal image formed in the hyperopic eye corrected by spectacle lens (y'_{H1}).

We can say that contact lenses in myopia less reduce and in hyperopia less increase the resulting image on the retina unlike spectacle. It follows that myop corrected by contact lenses achieves better visual acuity than with spectacle lenses. So it is better to use contact lenses to correct higher forms of myopia. It is better to use contact lenses to correct the farsightedness just in case of higher forms of hyperopia (e.g. aphakia).

Spectacle lenses are inappropriate for correction due to narrowing of the visual field and high magnification of the image on the retina. [8, 11]

3.1.3. Effect of the spectacle lenses and contact lenses on accommodation

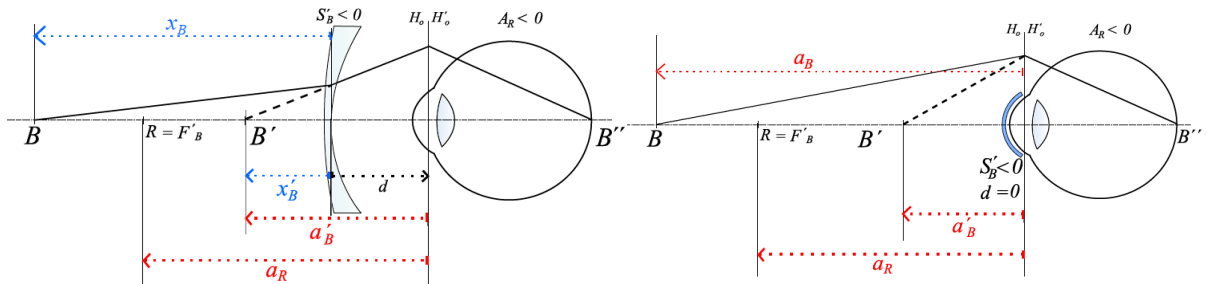
“Accommodation is the process by which the eye changes optical power to maintain a clear image or focus on an object as its distance varies.” [12 p.54]
Accommodation is minimal when we are looking into the distance. The lens due to its elasticity changes its shape when we are focusing on a near object. Optical power of the lens increases from the base +19.11 D to +33.06 D, and thus helps to create an image on the retina of the near object. [8, 12]

Ammetrop who wears correction to the distance and whose accomodative amplitude is sufficient, sees near objects almost as well an emmetrop of the same age. However the process of accommodation is influenced by correction of refractive errors (myopia and hyperopia). When the eye focuses on near objects with each type of correction (spectacle and contact lenses) it uses different degrees of accommodation. Difference in accommodation for myopia and hyperopia can be specified by calculation. Due to the fact that these calculations are long, in this lecture we explain the difference using the following figures (Fig. 9.a,b, Fig. 10.a,b). Positions of resulting images (a'_B) formed by spectacles and

contact lenses are shown below, according to which degree of accommodation for each type of correction aids can be expected. [8]

Myopia

Fig. 9. a) Correction of myopia with spectacle lens b) Correction of myopia with contact lens



Comparing the position of the image (a'_B) created by spectacles and contact lenses, we can see that the image formed by the contact lens is closer to the main plane of the eye. It means that with this correction device myopic eye accommodates more than with a spectacle lens.

Hyperopia

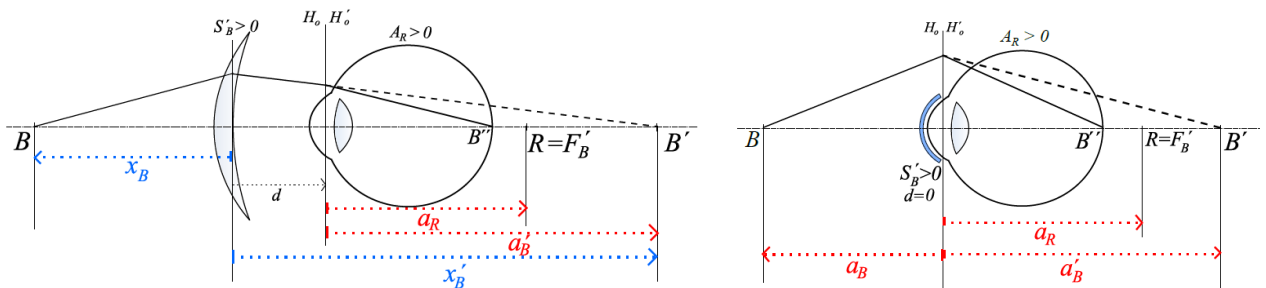


Fig.10.a) Correction of hyperopia with spectacle lens b) Correction of hyperopia with contact lens

Comparing the position of the image (a'_B) created by spectacles and contact lenses, we can see that the image formed by the contact lens is closer to the main plane of the eye. So hyperopic eye corrected with a contact lens needs less accommodation to the near objects than with a spectacle lens. [8, 13]

The above statement is verified by calculations in my bachelor thesis. Results are summarized below:

Tab.2. Accomodation of the myopic and hyperopic eye corrected by spectacles and contact lenses

vzdálenost předmětu od oka	akomodace myopia		akomodace hypermetropa	
	s brýlovou čočkou	s kontaktní čočkou	s brýlovou čočkou	s kontaktní čočkou
-26,3cm	3,35D	3,78D	4,34D	3,79D

It can be determined from these values (Table No. 2) that myopic and hyperopic eye corrected by contact lens use the same degree of accommodation: $A_{k_{k\check{c}}} = 3,8D$. If myopia is corrected by spectacles it is enough to use less accommodation than with contact lenses ($A_{k_{b\check{c}}} = 3,35D$), in case of hypermetropic eye more ($A_{k_{b\check{c}}} = 4,3D$). [8, 13]

3.1.4. Change in the field of view

Field of view is the set of all object points, which are fixed by moving eyes, while head is not moving. There can be significant differences in the field of view experienced with spectacles or contact lenses. The most basic restriction with spectacles is frame, which is an obstacle and outside of which vision may not be clear. Field of vision through spectacles is affected by lens power. Increase in refractive power of 1D of the spectacle lenses causes approximately 2.5% change in the size of the field of view. Contact lenses provide a full, continuous field of view. This is due to the fact that contact lens is located directly on the surface of the cornea and is almost always placed on the center of the pupil even if we are looking at different directions. Size of the field of view is barely affected and we cannot find any prisma effect, which is characteristic of the spectacle correction. [11, 14, 15,16]

Each spectacle lens can be characterized by an optical wedge, i.e. prism. A plus lens may be thought of as prism with the apex towards the edge of the lens. A minus lens may be thought of as prism with the base towards the edge of the lens. [16]

A characteristic feature of the optical wedge is that perpendicularly incident light ray is deflected towards the base. This change of the original direction is called deviance. [11] So as Rutrle states "*wedge prism has a prismatic effect of 1 pD, if at a distance of 1meter deflects perpendicular incident light rays of 1cm.*"

[8 p.102] In spectacle lenses this unwanted prismatic effect appears when it is seen outside the optical center of the lens. This may be caused by improper lens centration i.e. decentration. However, if the spectacle lens is properly placed on the center of the pupil (the optical axis of the eye passes through the optical center of the spectacle lens), prismatic effect is not present. [14] The prismatic effect (Δ), which operates on the eye looking out of the optical center of the lens, can be calculated by Prentice's rules:

$$\Delta = \frac{dec.S'}{10} \quad [pD]$$

(2)

Where:

dec ... distance of decentration of the optical center of the lens [mm]

S' ... refractive power of the lens [D]. [8, 14, 15]

If the light ray fall outside the optical center of the spectacle lens of the eye, it does not appear exactly on the foveola. The eye tries to compensate it by moving against direction of the base of the prismatic effect. [15]

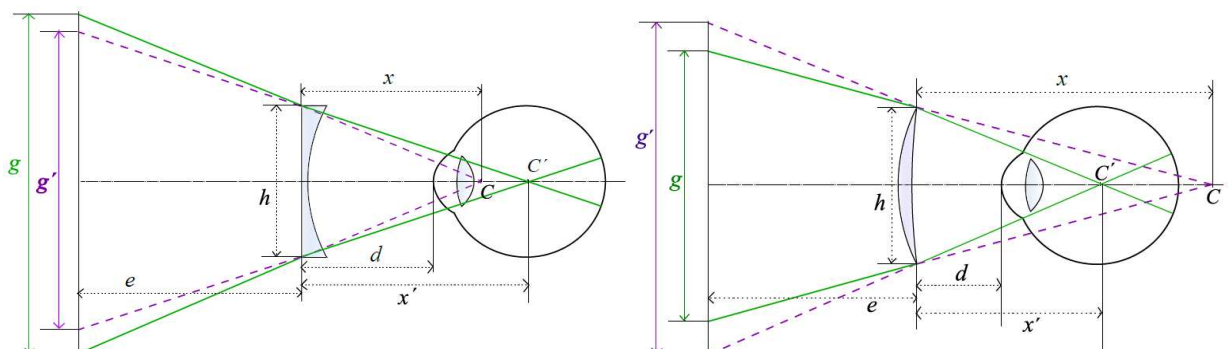
Prismatic effect appears in plus lenses as a ring scotoma around the edge of the lens, whereas in minus lenses doubling of objects can be seen at the edge of the lens. Size of the field of view formed by the spectacle lens is affected by refractive power of the lens and by the vertex distance. In the figures we can see how concave lens extends the field of view (Fig. 11a). Convex lenses narrow the field of view (Fig. 11b). [15]

Fig.11 a) Field of view with concave lens

b)Field of view with convex lens

g – real field of view g' – unreal field of view e – distance from the lens

x (x') – object (image) distance of the unreal (real) center of the eye



As it was mentioned above, contact lenses do not affect the field of view. However if myopic or hyperopic eye corrected by spectacle lens starts to use contact lenses, there can be seen some changes in the field of view. Spectacle and contact lenses (concave/convex) can be schematically represented as two prisms with bases outside/inside. It follows that the field of view of myopic eye corrected by contact lenses becomes larger, and in case of hypermetropic eye smaller. [11]

3.2. Correction of astigmatism with spectacle and contact lens

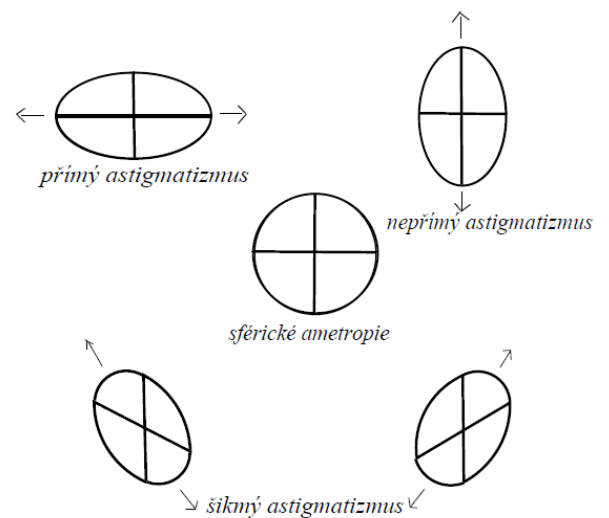
In the astigmatic eye refractive media is not spherical but refract otherwise along one meridian than along the meridian perpendicular to it. This results in two focal points. Degree of astigmatism (in diopters) can be determined from the difference in optical power of two main meridians of the eye. It is marked as astigmatic difference. [3,5] We try to achieve coincidence of the two focal points in one point on the retina with correction. [8]

3.2.1. Changes in the retinal image by correction of astigmatism

Spherical lenses magnify the image on the retina in each meridian equally. Toric lenses create in different meridians images of different size with varying degrees of distortion. This phenomenon is called meridional aniseiconia i.e. "unequal magnification of the image size in different axes." [17 p.6]

Fig. 27. Deformation of the circle

The reason for this phenomenon is that toric lenses have in all meridians different refractive power. Change of the image size in a certain meridian of the eye and how this resulting image is seen by people with simple form of astigmatism can be illustrated with the following example of a circle (Fig. 12):
Simple with-the-rule astigmatism (vertical meridian is the steepest), the circle forms a lying ellipse. In case of an eye with simple against-the-rule astigmatism, where the



horizontal meridian is the steepest the circle is seen as a vertical ellipse. Eye affected with oblique astigmatism, sees an obliquely oriented ellipse instead of a circle. [17]

Result of the meridional aniseiconia in binocular vision is spatial distortion (deformation of space). Its size depends on the lens power and the vertex distance.

If an adult client cannot tolerate full compensation of astigmatism author Anton recommends:

- axis of the cylinder is rotated to $90^{\circ}/180^{\circ}$ degrees from the original value. It is proven

that an adult tolerate worse the cylinder axis in an oblique position and tolerate better the

axis which is at 90° or 180° . Spatial distortion with this procedure is not remove, but it is

comfortable for adults, because the cylinder axis is set to the position in which they are able

to tolerate it.

- refractive power of the cylindrical lens is reduced. The result is less meridional magnification and spatial distortion.

- lens distance from the eye is reduced towards the eye. Reduction of the meridional

aniseiconia and spatial distortion can be achieved with this process. If correction is still

unacceptable, astigmatism can also be corrected with contact lenses, which have an

advantage that their distance from the surface of the eye is equal to zero. Consequently,

change of the image size on the retina is minimal and deformation of space is not perceived.

[3, 17, 18]

References:

- [1] KEIRL, A., CHRISTIE, C. *Clinical Optics and Refraction: A Guide for Optometrists, Contact Lens Opticians and Dispensing Opticians*. 1st edition. Elsevier – Baillier- Tindall, 2007. 368 s. ISBN: 978-0750688895
- [2] LANG, G. K. et al. *Ophthalmology: A Short Textbook*. Stuttgart: Thieme, 2000. 586 s. ISBN 3-13-126161-7.
- [3] ANTON, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. přepracované vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2004. 96 s. ISBN 80-7013-402-X
- [4] KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007. 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [5] NAJMAN, L. Korekční podmínka očních refrakčních vad. *Česká oční optika*. 2004, roč. 45, č. 4. str. 24-25. ISSN 1211-233X
- [6] Az astigmia korrigálása kontaktlencsével. *Optika.hu*. [Online] [Citace: 17.12.2013]. Dostupné z: <http://optika.hu/magazin/klastigm.htm>
- [7] ANTON, M. Astigmatizmus. *Česká oční optika*. 2006, roč. 47, č. 2. str. 16-17. ISSN 1211-233X.
- [8] RUTRLE, M. *Brylová optika*. 2. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. 144 s. ISBN 80-7013-145-4.
- [9] NAJMAN, L. Základy brýlové optiky. *Česká oční optika*. 2009, roč. 50, č. 3. str. 42-48. ISSN 1211-233X.
- [10] BAŠTECKÝ, R. *Praktická brýlová optika*. Praha: R+H Optik, 1997. 83 s.
- [11] A szemüveglencse, kontaktlencse működési elve, és ebből adódó különböző hatása a szem fénytörésére. *Optika.hu*. [Online] [Citace: 31.10.2013]. Dostupné z: <http://optika.hu/manager.asp?page=http://optika.hu/magazin/szakdolg/fodor/dolg.htm>
- [12] AUTRATA, R., ČERNÁ, J. *Nauka o zraku*. 1. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2006. 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
- [13] DOUTHWAITE, W. A. *Contact Lens Optics and Lens Design*. 3rd edition. Edinburgh: Elsevier – Butterworth-Heinemann, 2006. 420 s. ISBN: 978-0750688796.

- [14] RUTRLE, M. *Brylová technika, estetika a přizpůsobování brýlí*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2001. 142 s. ISBN 80-7013-347-3.
- [15] NAJMAN, L. Vedlejší účinky brýlové korekce. *Česká oční optika*. 2012, roč. 53, č. 2.str. 32-34. ISSN 1211-233X.
- [16] Vision with contact lens. *Berkeley Optometry: Optometry 260A*. [Online] [Citace: 17.12.2013]. Dostupné z http://optometry.berkeley.edu/class/opt260a/othertopics_pp/cleval_vision.htm
- [17] ANTON, M. Příspěvek ke korekci astigmatizmu. *Česká oční optika*. 1999, roč. 40, č. 3. str. 6-8. ISSN 1211-233X.
- [18] ANTON, M. Problémy korekce astigmatizmu. *Česká oční optika*. 2002, roč. 43, č. 4.str. 28-29. ISSN 1211-233X.

12. CONTRAST SENSITIVITY

Matic Vogrič

University of applied sciences Velika Gorica, 2014

1. Introduction

To begin with, the need of defining the most important topics is necessary to be able to understand what the seminar is all about.

Contrast – it is created by the difference in luminance, the amount of reflected light, reflected from two adjacent surfaces.

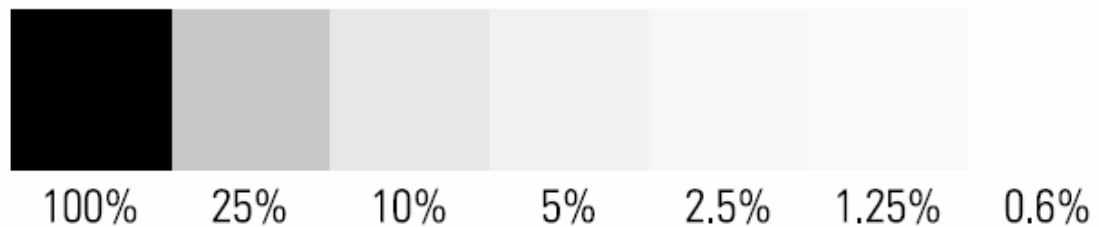
Sensitivity - degree that an organ or organism respond to certain stimulation

A contrast sensitivity assessment measures the ability to recognise between fine and finer increments of light against dark (contrast). Contrast sensitivity is the reciprocal of the contrast at threshold, for example one divided by the lowest contrast value at which forms or lines can be distinguished. Measurements of visual acuity with low contrast optotypes is becoming more broadly used, especially for patients with corneal or lenticular disorders or for those having had refractive surgery. Low-contrast visual acuity and its difference from high-contrast visual acuity are often regarded as measures of contrast sensitivity. Contrast is one of the most important parameters activating cortical cells involved in vision processing. Responses of individual neurons to repeated presentations of the same stimulus are highly variable, with signal and noise levels imposing a fundamental limit on the reliable detection and discrimination of visual signals by individual cortical neurons. Neural interactions determine the sensitivity for contrast at each spatial frequency, and the combination of neural activities make up an individual's contrast sensitivity function (CSF).

Why is it important?

1. In communication (faint shades of facial expressions)
2. In orientation and mobility (eg. curbs on the road, foggy, rainy, snowy environment)
3. In everyday tasks (cutting meat, pouring coffee into a dark mug)
4. In near vision tasks (computer, writing, reading in bed, old faded handwriting on letters)

When the dimmer surface is black and reflects no light, the ratio is 1. Contrast is usually expressed in percents, and then the ratio is multiplied by 100. The maximum contrast is hence 100%. The symbols of the most common used visual acuity charts are close to the maximum contrast. If then the lowest contrast perceived is 5%, contrast sensitivity is $100:5=20$. If the lowest contrast perceived by a person is 0.6%, contrast sensitivity is $100:0.6=170$.



Picture 1: Chart of contrast.

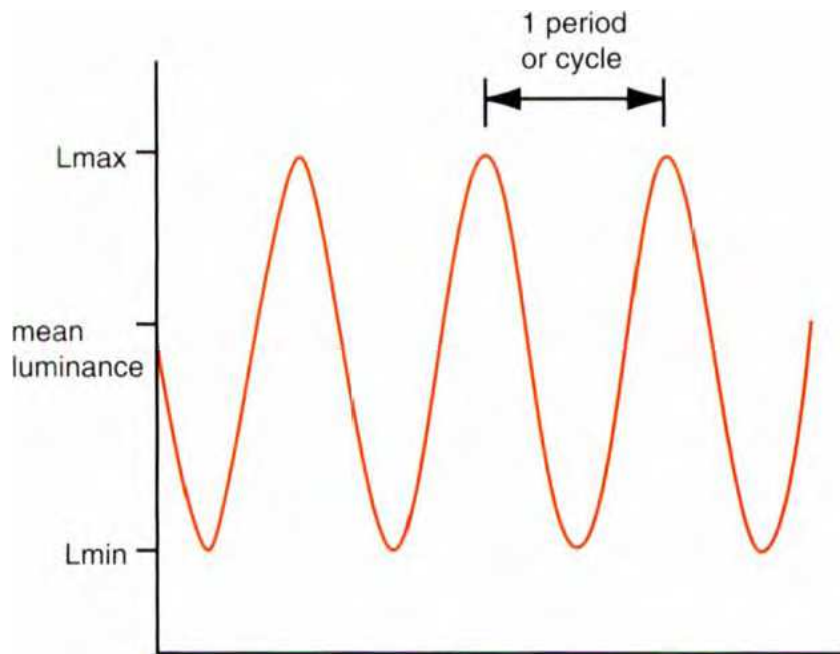
Visual acuity and visual field assessments are traditionally used in visual assessments for driving, legal blindness, and a variety of occupations. Contrast is another, but very important variable that affects visual acuity. This differs from a common visual acuity testing in a routine eye exam, which measures the ability to recognize the smallest letters on a standard eye chart. However, it is well established that those standards do not provide all of the information required to indicate how well a person can see the outside world. Several studies have proved that contrast sensitivity provides useful information about functional or real-world vision that is not provided by visual acuity and/or visual field, including the likelihood of falling, controlling the balance, driving, different crash involvement, reading, daily activities and perceived visual disability. It is obvious that contrast sensitivity should be incorporated with visual acuity and visual field in definitions of visual impairment and visual disability and for legal definitions of blindness. Consequently, using contrast sensitivity in combination with visual acuity (and visual field, if needed) gives a better idea of how well a patient actually functions visually. In addition, measurements are relatively quick and simple procedures,

and it can provide more sensitive measurements of the possible slight loss of vision than visual acuity. There exist many clinical situations in which contrast sensitivity can be reduced while visual acuity remains at normal levels, including after refractive surgery, minimal capsular opacification, and oxidative damage due to heavy smoking in patients with multiple sclerosis and in diabetics with little or no background retinopathy. For these reasons, contrast sensitivity measurements have turned into a standard for most clinical trials of ophthalmic interventions, and they have been widely used in the assessment of refractive surgery, new intraocular implants, Anti-cataract drug trials, potential treatments for age-related macular degeneration and optic neuritis.

2. What is needed for good contrast sensitivity?

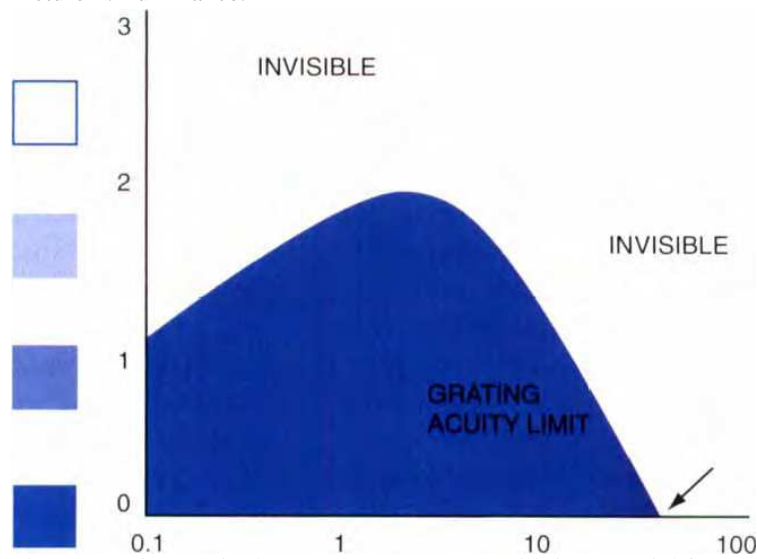
A contrast threshold is the smallest amount of contrast required to be able to see a specific target. Contrast sensitivity is the reciprocal value of the contrast threshold. A patient who requires a lot of contrast to see a target has low contrast sensitivity and vice versa. Before sine-wave gratings were used as a measurement, contrast was calculated in by Weber contrast. It is defined as the luminance of the background and the target. Nowadays, this measurement is commonly used when calculating the contrast of letters or similar targets (eg. testing charts). For example, Snellen letters are of high contrast (generally over 90%), with black letters of low luminance against the much higher luminance of the white background. The combination of high and low contrast visual acuity values defines the location of the slope of the contrast sensitivity curve but diagnostically the most important feature is any change over time. There are no international recommendations for the luminance level for contrast sensitivity testing, but there is a recommendation for visual acuity testing. It recommends a luminance level equal or higher than 85 candelas per square meter.

In the late 1950s and 1960s the researchers (Campbell, Robson and Blakemore) began to assess contrast sensitivity using sine-wave gratings; these gratings had previously been used to characterise the optical performance of cameras and photographic film. Sine-wave gratings are repetitive light and dark bar stimuli with luminance profiles with the shape of the mathematical function sin. One adjacent couple of light and dark bars builds up one cycle. A plot of contrast



sensitivity over a range of spatial frequencies defines the contrast sensitivity function.

Picture 2: Luminance.



Picture 3: Distance in degrees / log contrast sensitivity / Spatial frequency.

On the graph is a typical photopic contrast sensitivity function. The grating acuity limit or cut-off frequency, shown by the arrow, is the highest spatial frequency

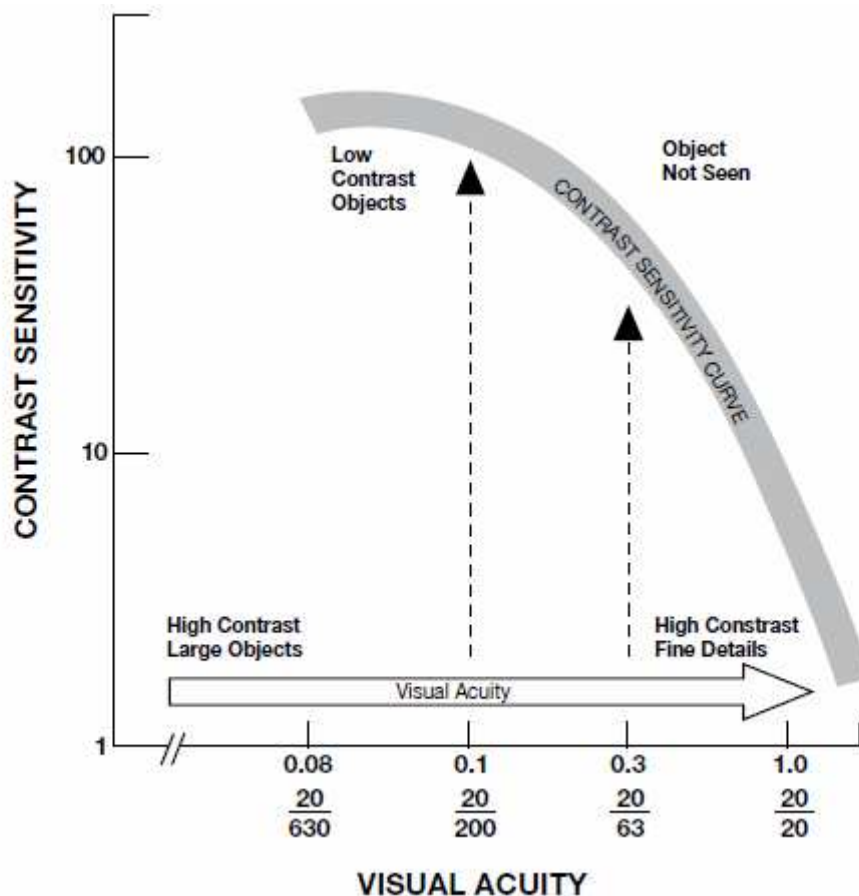
grating that can be detected at maximum contrast. Anything in the area outside the curve is invisible to the human eye.

3. Visual acuity and contrast sensitivity

The point at which the contrast sensitivity function cuts the spatial frequency indicates the finest pattern that is just detectable at maximum contrast, which corresponds to grating visual acuity. Visual acuity can be predicted approximately from this point on the contrast sensitivity function. As ophthalmic practitioners who are accustomed to think of a patient's level of vision in terms of visual acuity, it can be difficult to understand how vision can be poor if visual acuity is normal. For example, let's look at the everyday case, just as the quality of sound is not determined by the high-pitched voices, so the quality of vision is not determined only by the smallest detail that can be distinguished. The absence of low-frequency sounds produces an "empty" sound, which has lost its "course". The loss of low-frequency spatial frequencies likewise produces a "blankly" picture of the surroundings, although acuity stays the same. More information will be presented in chapter 9.

4. Measurement of contrast sensitivity

Electronic devices and programmes are nowadays the most commonly used method in vision-research laboratories and clinics. The sine-wave gratings are projected on a video monitor with the spatial frequency and contrast normally under computer or technician's control. This allows great flexibility of testing parameters, factors and procedures. If the stimuli are optotypes or paediatric symbols, recognition is required and the test includes speech responses. As in audiometry, the result of the contrast sensitivity measurement is not one single value but a diagram.



Picture 4: Visual acuity in connection with contrast sensitivity.

The border between symbols perceived and those that are not seen are drawn by an arc, called Contrast Sensitivity Curve. Its deteriorating right-hand incline is the most interesting part for practitioners.

As we mentioned before, a contrast threshold is the smallest amount of contrast required to be able to see a specific target. For example, if you have a grey pencil on a slightly darker grey desk. It would be quite difficult for a test person with a poor contrast to distinguish between the two. On the other side, the same person might easily see a black letter on a white testing chart because the contrast is high. Therefore the contrast sensitivity testing normally detects visual impairments that cannot be measured within the common eye assessment on a visual acuity chart (black on white). It is normally performed when an eye practitioner detects a specific visual complaint that affects the ability to discern contrast. Everything can be measured so as the threshold values can be measured with two different techniques when using optotype tests:

4.1 Contrast sensitivity tests

- Cambridge (square-wave gratings)

- Gratings (variable contrast)
- CVS-100E (sine-wave gratings, variable contrast)
- FACT (sine-wave gratings, variable contrast)
- Melbourne edge test (edges)
- Miller-Nadler (1.7 Landolt rings, variable test)
- Pelli-Robson (2.8 letters, variable contrast)
- Vistech (sine-wave gratings, variable contrast)

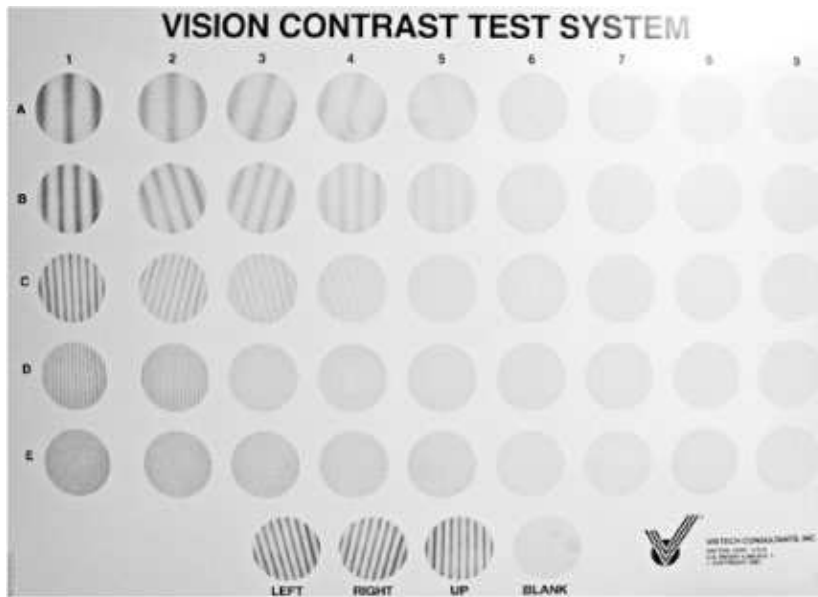


Figure 1. FACT sine-wave grating chart tests five spatial frequencies (sizes) and nine levels of contrast. The patient determines the last grating seen for each row (A, B, C, D and E) and reports the orientation of the grating: right, up or left. The last correct grating seen for each spatial frequency is plotted on a contrast sensitivity curve.

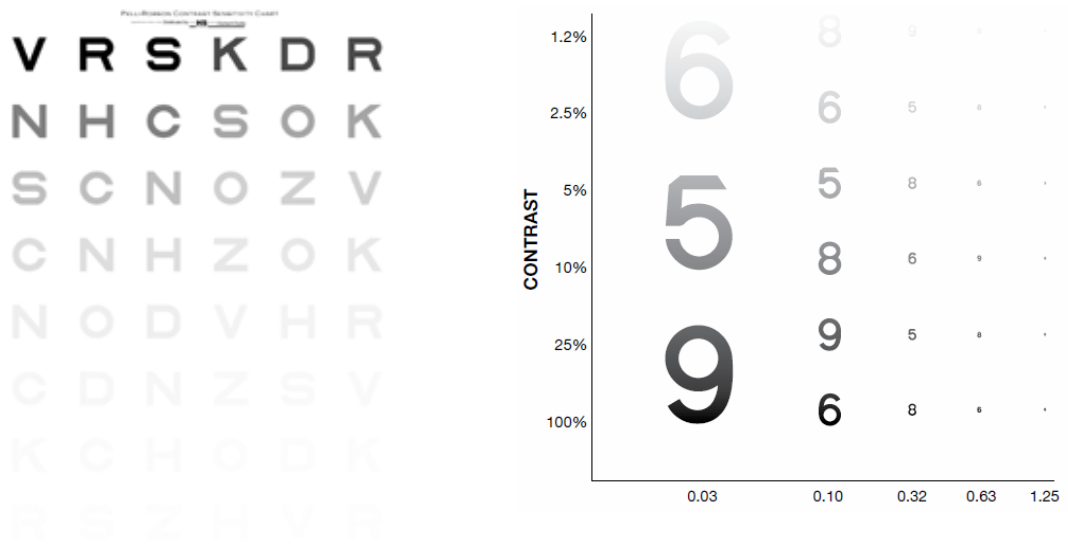
Picture 5: FACT test (5 rows with 9 columns).

This test was developed by Dr. Arthur Ginsburg. It tests five spatial frequencies (sizes) and nine levels of contrast. The patient is asked to read the last grating seen in each row (A-E) and reports the direction of the grating (right, left or up). The last correct grating in each row is plotted on a contrast sensitivity curve.

4.2 Low contrast visual acuity charts

- Bailey-Lovie (18% contrast letters, variable size)
- Regan charts (25%, 11% and 4% contrast letters, variable size)

- Skill chart (low luminance, low contrast chart)

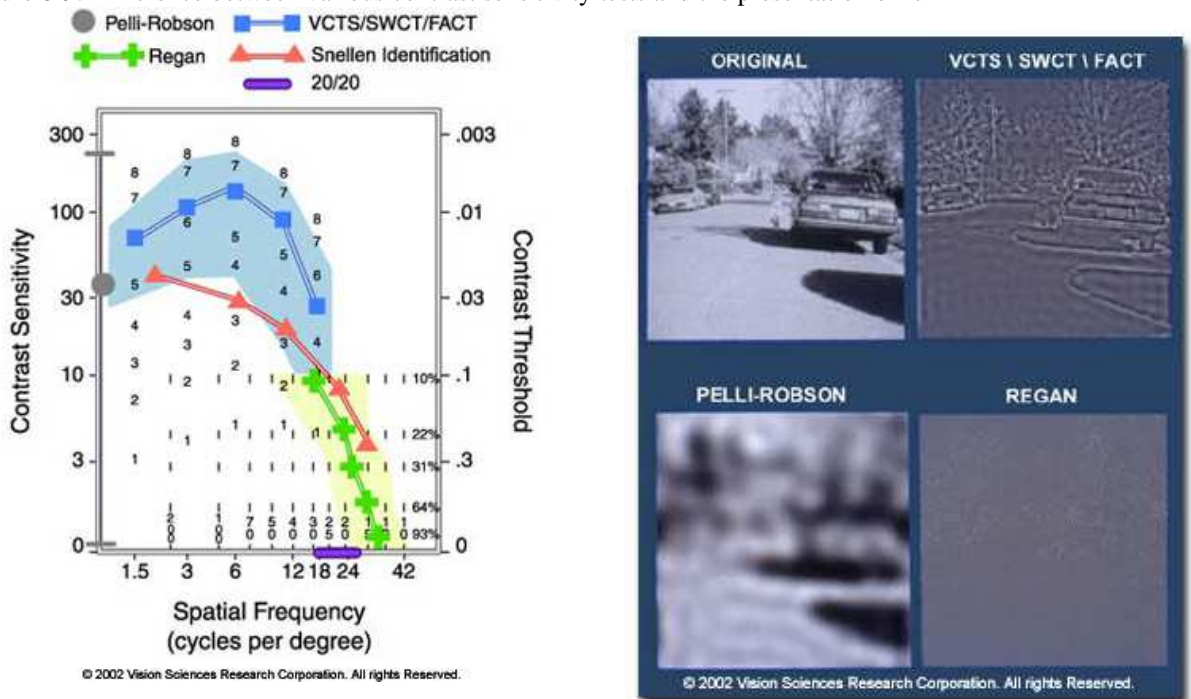


Picture 6-7: The Pelli Robson contrast sensitivity chart and Translucent Low contrast visual acuity chart.

Pelli Robson chart tests the ability to detect letters of a fixed size that are gradually less contrasted with the white background.

Research shows that the contrast sensitivity curve provided by sine-wave grating tests is more sensitive and informative than the other low contrast letter acuity tests.

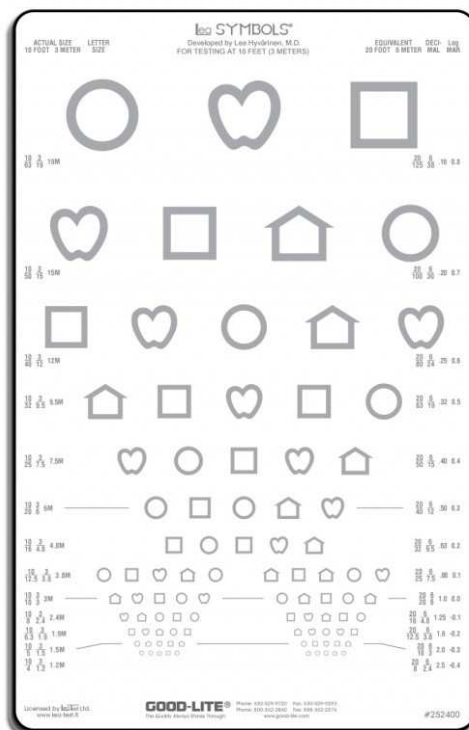
Picture 8-9: Difference between various contrast sensitivity tests and the presentation of full



spatial frequency ranges of three test types.

In the picture above, the four pictures using the full spatial frequency ranges of three test types (Pelli-Robson, Regan, Sine-wave). It can be seen that the Pelli-Robson chart may be a good indicator for predicting the threshold visibility of large objects (buildings, trucks,...) in the foggy or cloudy environment but not for determining small objects (a child walking on the street,...). The Regan charts tests more relevant sharp edges of the scene. The last, the grating chart obtains the most relevant information for evaluating the ability to view the whole scene clearly.

Testing is practically identical as measuring visual acuity at high contrast level, for example we measure the smallest size of the optotypes that the patient can recognise. The threshold is defined as when at least 3 out of the 5 optotypes in the same line are correctly acknowledged. The 2.5% test is the most useful test in clinical use.



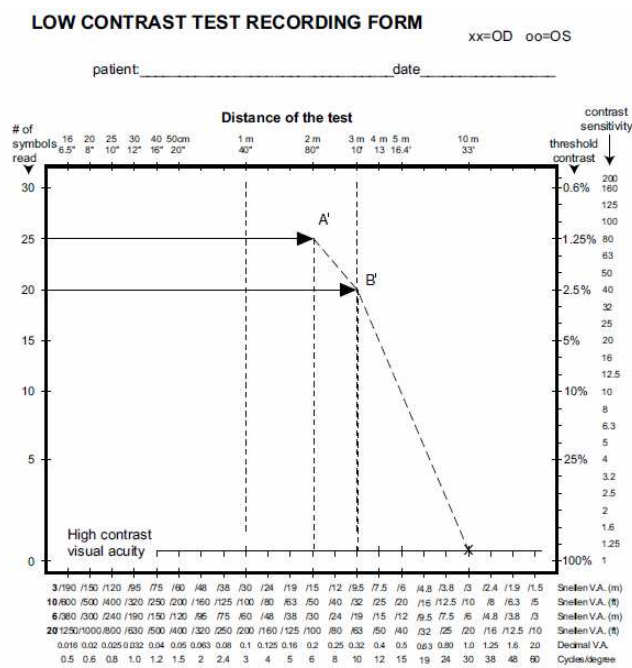
Picture 10: Translucent Low contrast visual acuity charts with the optotypes printed at 2.5% contrast range.

Other tests:

- use of night driving simulator that can show any possible problems with glare and consequently with contrast sensitivity
- stereoacuity testing, test for depth perception may be undertaken (Lang stereopsis, Random-Dot E test, Stereo Fly test, TNO test,...)

5. Test procedure

Ask a patient to quickly move down the chart and the person is asked to identify the first or the last symbol on each line. When the person hesitates or makes an error, move back one line and ask the person to read it. Record the result carefully and correctly, for example if on the 2.5% chart one of the letters was read incorrectly on line 20/63 (6/18, 0.3) put down the visual acuity result as 20/63 (-1)



at 2.5%.

Picture 11: Example of using the Low Contrast Test Recording Form.

After having used the test for a while, you will not need the recording forms anymore, except for reporting your results to somebody who is not accustomed to using the test. For recordings it is enough to put down the name of the test, the number of correct answers and the testing distance. These three values carry the essential information for the follow-up.

When both optotype and grating measurements are made, it is useful to put them on the recording forms to keep the history results and to see the relationship between the different threshold values. The test luminance should be kept closely equal; otherwise the results are not equivalent. This way of recording can be used to evidence any test results from previous tests.

Computerised versions of testing the contrast sensitivity are also available in the market. The downsides of these systems are that they are quite expensive and



complex to use them in the routine eye exam. The system also needs a professional practitioner and the monitoring of the display's calibration must be also undertaken quite frequently for exact values and results.

Picture 12: VSRC's CST 1800 Digital.

5.1 Various tests are available for children

1. Lea low contrast grating
2. Low contrast flip charts
3. Hiding Heidi low contrast face test (children)

4. Heidi expressions test game



Picture 13: Hiding Heidi low contrast face test.

6. The Range of Normal Contrast Sensitivity

The range of normal contrast sensitivity and changes in contrast sensitivity is the diagnostically important feature that will be watched in the future. Because of the large variation in the normal values, we need to have an older value to compare with to notice a change. Ideally, contrast sensitivity and visual acuity should be measured when children leave their high school/ secondary school or in young adulthood. Although the most common cause would be a small change in the refractive power of the eye, which is a benign finding, repeating the measurement of contrast sensitivity would be beneficial as a part of routine health examinations to rule out changes in the visual pathways. Measurement of contrast sensitivity would also help us to better understand the complaints of a person whose visual acuity at high contrast has not changed but whose vision has decreased at low contrast levels.

If an occupation requires good visual function at low contrast levels, visual acuity alone does not select the most suitable persons for that particular task. For example, if the task is to notice airplanes approaching within low clouds, these planes are best seen by a person with good visual acuity in the contrast range of 1-5%. Since the declination of the slope varies even in normal individuals, it is possible that a person with lower visual acuity at high contrast has better function

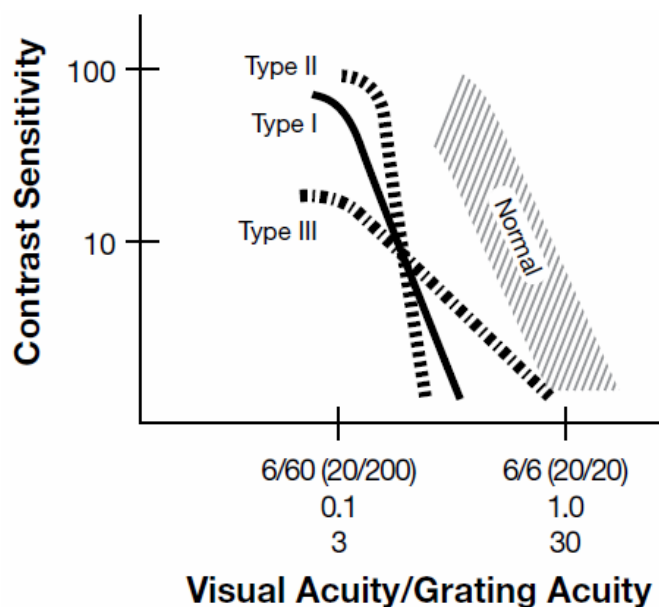
at the lower contrast levels than a person who has higher visual acuity at high contrast. This is important to remember in all such occupational tasks that require exceptionally good visual function at low contrast levels (eg. army, police, and fire brigade).

People with any kind of trauma or brain injury frequently report decreases in the sharpness of their visual functions. Patients might describe the situation as a “blurry” vision, which is not the same as the blurriness while assessing the visual acuity. However, visual acuity assessments may not fully explain the patient’s complications. The usage of contrast sensitivity tests may show that the primary cause is a loss of spatial contrast sensitivity, which could be either temporary or permanent. CS values are sometimes even better predictor of visual functions than visual acuity. The real world itself is not made out of black and white objects with a high contrast, but is made out of subtle changes in contrast. Some studies even suggested that impaired contrast sensitivity in people correlates with increased crash risk in driving.

7. The three types of contrast sensitivity changes

Normally the loss of visual function is generally the same at high and at low contrast levels.

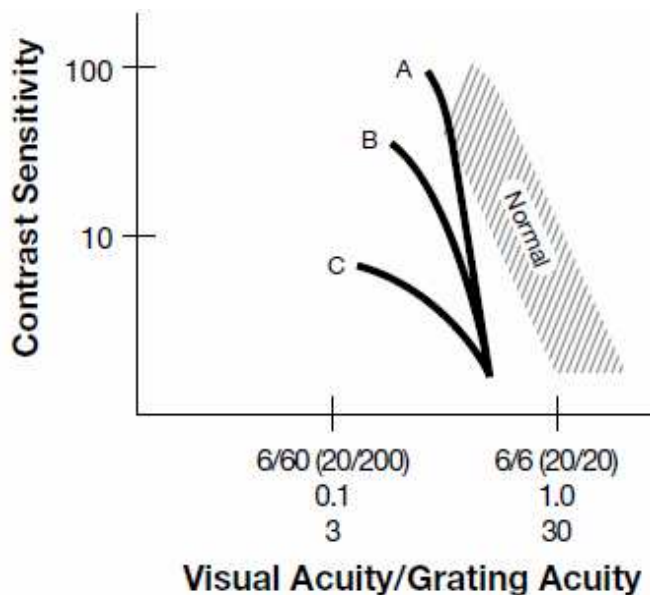
1. The curve of the slope in type I has no changes in declination;
2. When there is a small limited lesion in the centre of the macula, VA may decrease several lines, but in the low contrast vision there may be only a slight or no loss;
3. Type III change of visual information is determined by moderate to no loss of visual acuity at high contrast and a severe loss of visual function at low contrast. It is often caused by diabetic retinopathy, cataract, glaucoma, or optic neuritis, which are the



most common causes.

Picture 14: Three types of changes in contrast sensitivity.

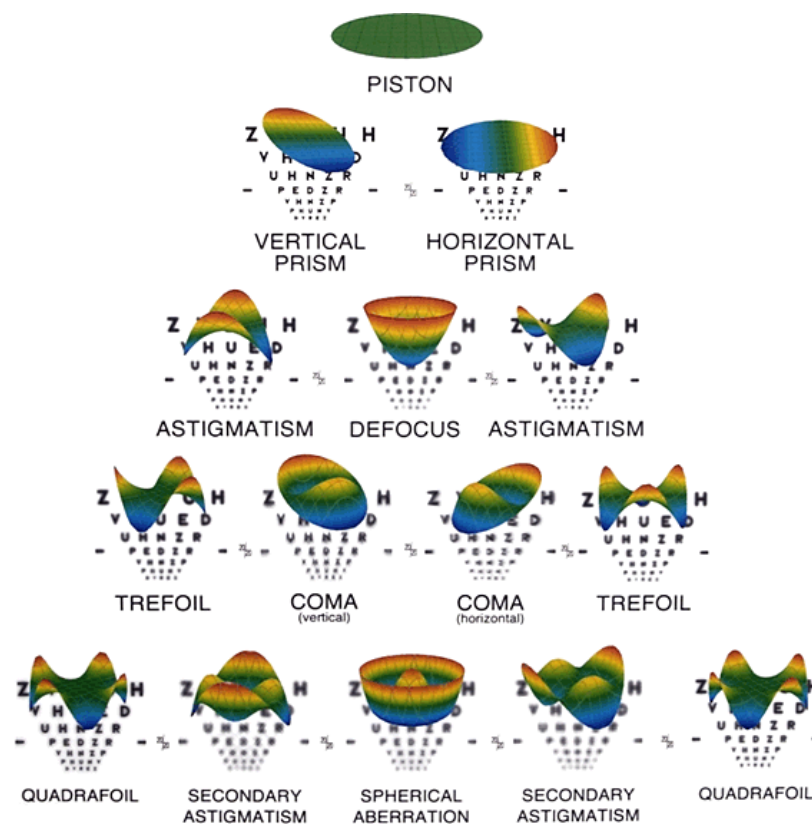
Clinically, it is known that there can be three people with various types of contrast sensitivity losses but with the similar visual fields and visual acuity values. They can have very different functional vision. The three people whose contrast sensitivity curves are in figure all have visual acuity of 20/63 (6/18, 0.3). Person A has high normal function at low contrasts and functions like a normally sighted person. Person B has a decreased low contrast function and the typical behaviour of a person with low vision. Example C has generally lost visual functions at low contrast and is severely visually impaired. The three people have the same visual acuity, but one with a normal visual functions, one has low vision and one is visually severely impaired.



Picture 15: Contrast sensitivity curves of three persons with visual acuity 20/63 (6/18, 0.3).

8.High order aberrations

Low order aberrations, which include myopia, hyperopia and astigmatism is a bit less complex as the high order ones. High order aberrations include errors as coma, spherical aberrations and trefoil. These types can cause visual difficulties such as problems driving at night, glare, haloes, blurry vision, starburst patterns or diplopia. Every eye has a certain degree of aberration, no eye is perfect. However, not all high order aberrations are troublesome, only those that cause vision problems. These reflective irregularities are distortions acquired by a wavefront of light that passes through the eye, but with certain reflective irregularities on the transparent media in the eye (tear film, cornea,..). Trauma, cornea scarring, cataracts, eye surgery, severe infections or diseases can induce serious higher



order aberrations. In some cases even conjunctivitis sicca can cause these aberrations due to diminished tear film which also helps refracting the light rays to achieve focus.

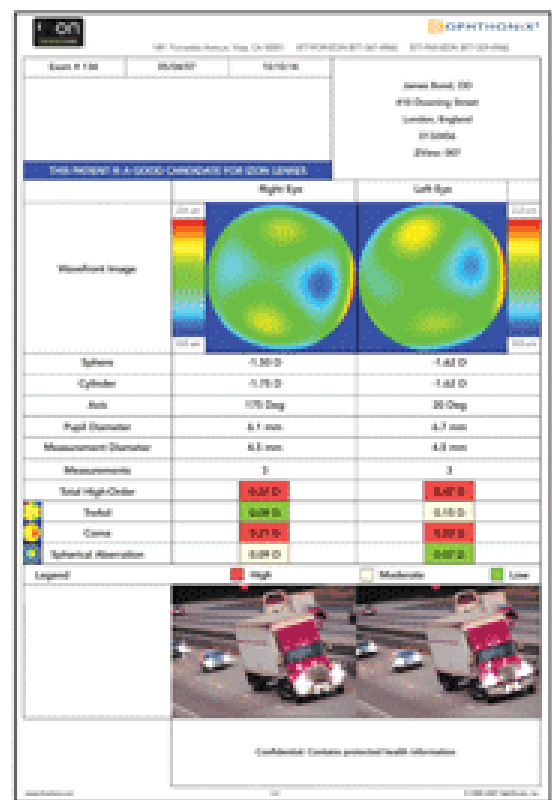
Picture 16: Common shapes of aberrations created when a wavefront of light passes through eyes with a refractive error.

Current literature in wavefront aberrometry states that higher-order aberrations account for about 17% to 20% of a patient's visual deficiency. Therefore, as the percentage shows the higher-order aberrations are relatively important,

representing up to 20% of uncorrected refractive error. Conventional spheric lenses do not yet address these special needs.

The impact of higher order aberrations on visual system depends on different factors. People with wide pupils generally have more problems with high degree aberrations, particularly in dim lightning when the pupil dilates even wider. In a few special cases the pupil size expands:

- when the brain works hard, the more pupils dilates
- when someone is interested in a topic you are talking about
- when in pain (eg. electroshock) or on drugs caused by alcohol or opioids



(amphetamines, cocaine, LSD, mescaline)

Picture 17: The Z-View aberrometer (left) produces the iZon iPrint (right), which includes a wavefront map for each eye as well as measurements of specific higher-order aberrations.

9. Lower visual acuity may in some cases mean better vision

If an occupation requires good visual function at low contrast levels, visual acuity itself does not select the most suitable persons for that particular task. For

example, if an airport worker has to observe airplanes approaching within the low clouds, these planes are best seen by someone with a good visual acuity in the contrast range of 1-5%. Since the declination of the slope varies even in normal individuals, it is possible that a person with lower visual acuity at high contrast has better function at the lower contrast levels than a person who has higher visual acuity at high contrast. This is important to remember in all such occupational tasks that require exceptionally good visual function at low contrast levels (eg. soldiers, policemen, fire fighters ...). Contrast sensitivity is generally affected in leprosy patients in all five spatial frequencies. Among them, contrast sensitivity falling outside the normative range was linked to increasing age, being female and having a grade 2 deformity. Contrast sensitivity is impaired in leprosy patients having normal visual acuity. Elderly, deformed, female patients are particularly burdened with this vision function loss.

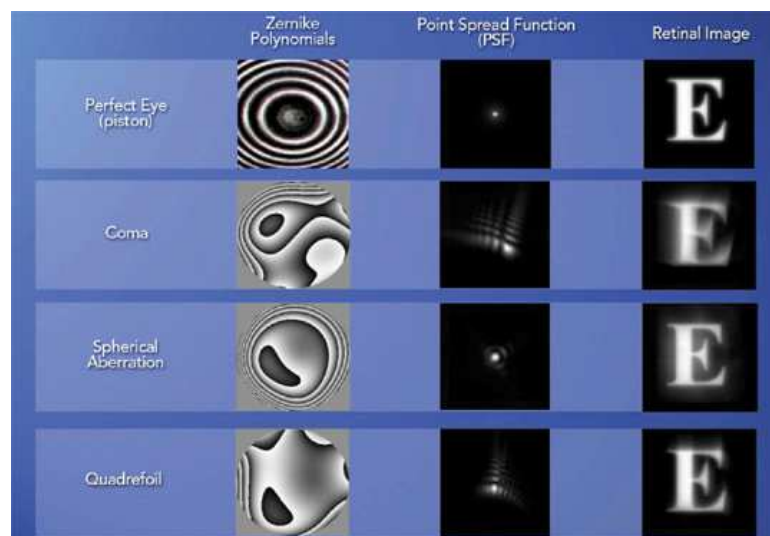
10. How to assess people with low contrast sensitivity

It is important to test patients that have had any trauma or head injuries in the past. A few different medical and technical accessories have been suggested to help people with low contrast to enhance their daily activities and consequently the quality of their lives.

- A gradient amber filter that it initially used for post laser diabetic patients and for some acquired brain injury patients. This kind of filter can be used in a lighter or darker version as needed to fit each individual.
- Yellow filter to mark boundaries for hemianopsia patients in close work, reading and writing. Yellow filters tend to increase contrast in daily activities both in dark or bright environment.
- Freeform lenses, also known as digital high definition lenses are optimised with computer controlled surfacing equipment. As every optician should know, centre of the lens must be in line with PD. The lens design and fabrication itself can reduce or even completely eliminate certain degree of aberrations.
- Wavefront lenses, special lenses created that take into concern the measure of optics of the eye. An instrument (wavefront-guided Lasik eye surgery and aberrometer) is needed that projects uniform light waves through the eye,

which reflect off the retina, and then the returning waves of light are analysed. Higher degrees of aberrations and refractive errors are taken into account.

- Wavefront lasik eye surgery, which reshapes the corneal surface to remove irregularities. It does not only improve the visual acuity but also increases contrast sensitivity and fine details. It also reduces risk of post Lasik complications, such as glare, halos and possible difficulties in night driving. Of course it depends on the degree of aberrations and the refractive power of the eye.
- Anti-reflective coatings that enhance contrast



PICTURE 18: Picture shows an example of a perfect eye (piston) compared to eyes with higher order aberrations (coma, spherical aberration, quadrefoil)

- Neural vision enhancement therapy that involves automated proprietary algorithms delivered to treatment workstations.
- Video games playing, this provides a complementary route to eyesight improvement. Although the underlying cortical plasticity that is induced is likely to be most beneficial for central deficits such as amblyopia, video game playing may also compensate to some extent for optical and retinal defects by retraining the visual cortex to make a better use of the information that it receives, however degraded.

Although there are many positive things about laser treatments, there must also be a downside of it. Not all refractive surgeons would agree that wavefront guided Lasik can help with high order aberrations. Furthermore, some studies even show that both wavefront and conventional Lasik can occasionally cause these

aberrations because of artificial changes that are done to the natural shape of the cornea. Ophthalmology times (April 2005) states that wavefront guided Lasik is less likely to produce higher order aberrations than the conventional one.

Detection of patients who may be impaired:

- patients that read 1.0 line on the test chart slower with one eye than with the other
- high order aberrations
- cataracts
- diabetics
- optic nerve disease
- multiple sclerosis (optic neuritis)
- corneal oedema
- age related
- leprosy
- strokes
- Developmental dyslexics

11. Conclusion

Poor contrast sensitivity is common in many visual disorders including cataract, diabetic retinopathy and many retinal disorders. We can assist contrast sensitivity in these patients with the use of high contrast filters, better lighting and by the use of bolder and higher contrast materials. In cataract patients, surgical removal of the cataract may significantly improve contrast sensitivity.

Eye practitioners typically first offer the least invasive but the most effective possible treatment for an individual. If it is chance to enhance the quality of vision without laser refractive treatment, it is suggested to try it first. Wavefront-guided spectacles as presented higher up might be a bright future for people with low contrast sensitivity.

Orthoptix iZon lens showed a significant level of patient preference compared with traditional lenses. A test in an FDA-validated night driving simulator at 55mph shows that people experienced significantly improved values, for example

a 20-foot shorted breaking distance compared to people wearing conventional lenses. These lenses were also preferred by patients with ARMD as improve distance vision performance in low contrast environment and improved reading speed by 20%.

Lens filters and accessories not only improve the quality of life by enhancing vision in daily activities but also improve depth perception.

It is our responsibility as the eyecare practitioners to test patient's contrast sensitivity function and to make the right solutions for the possible further investigations. Contrast sensitivity function does not only enhance our visual acuity but also improves our daily lives.

12. Bibliography

Windsor, R.L. Ford, C.A. Windsor, L.K. 2014. Contrast Sensitivity and Acquired Brain Injury . [online] Available at: < <http://www.hemianopsia.net/contrast-sensitivity-loss/>> [Accessed 20 August 2014].

Heiting . G,2014. High-Definition Eyeglass Lenses. [online] Available at: < <http://www.allaboutvision.com/lenses/wavefront-lenses.htm>> [Accessed 20 August 2014].

karpecki P, M. 2007. Individualized High Definition Vision. [online] Available at: < <http://www.optometricmanagement.com/articleviewer.aspx?articleID=100600>> [Accessed 26 August 2014].

Chou, B. 2007. Wavefront Beyond Refractive Surgery. [online] Available at: < http://www.revoptom.com/content/d/ophthalmic_lenses_and_dispensary/c/15327/> [Accessed 23 August 2014].

Dean, J, 2011. What The Eyes Reveal. [online] Available at: < <http://www.spring.org.uk/2011/12/what-the-eyes-reveal-10-messages-my-pupils-are-sending-you.php>> [Accessed 2 September 2014].

Heiting, G. 2014. Contrast sensitivity testing. [online] Available at: < <http://www.contrastsensitivity.net/csc.html>> [Accessed 2 September 2014].

Good Lite, 2014. Lea contrast sensitivity . [pdf] Good Lite. Available at < <http://www.good-lite.com/cw3/Assets/documents/ContrastSensitivity.pdf>> [Accessed 23 August 2014].

Benjamin, W.J. 1998. Borish's Clinical refraction. [e-book]Elsevier inc. Available at: <http://www.ebook3000.com/William-J--Benjamin---Borish-s-Clinical-Refraction_88756.html >[Accessed 26 August 2014].

Ebenezer, D. 2004. Impaired contrast sensitivity among leprosy patients with normal visual acuity. [pdf]. Available at <http://www.lepra.org.uk/platforms/lepra/files/lr/Mar05/Lep055_064.pdf>[Accessed 26 August 2014].

Tan, D.T.H, 2007. Efficacy of neural vision therapy to enhance contrast sensitivity function and visual acuity in low myopia. . [pdf] Pubmed. Available at <http://www.revitalvision.com/Press/MediaCoverage/JCRS-04-2008.pdf> > >[Accessed 5 September 2014].

13. VÝSKYT REFRAKČNÍCH VAD U DĚTÍ A JEJICH KOREKCE

Bc. Petra Zámečnicková

Vedoucí práce: Mgr. Markéta Žáková

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

1. Vlastní výzkum

1.1. Cíle práce a hypotézy

Cílem práce je zmapovat rozložení refrakčních vad na vybraném vzorku předškolních dětí. A následné porovnání výskytu refrakčních vad u vybraného vzorku s obecnými trendy prevalence refrakčních vad u předškolních dětí.

Pro naplnění cílů práce byly stanoveny tyto hypotézy:

Hypotéza 1: Prevalence refrakčních vad u předškolních dětí kopíruje obecné trendy rozložení dětské populace.

Hypotéza 2: Anizometropie se obecně vyskytuje u 5 % dětí.

Hypotéza 3: Brýlová korekce je u předškolních dětí častější než korekce kontaktními čočkami.

1.2. Charakteristika vzorku a metodologie výzkumu

V práci je popsán výskyt refrakčních vad u dětí předškolního věku určený pomocí objektivní refrakce přístrojem Plusoptix A09. Data byla shromážděna ze záznamů zdravotních karet Optiky D+P s.r.o., získaných během zrakového screeningu v mateřských školách v Táboře a jeho okolí (např. Sezimovo Ústí, Soběslav, Planá nad Lužnicí). Vyšetření probíhala v prosinci 2013 a v lednu 2014. Do studie bylo zahrnuto každé změřené dítě z Tábora a jeho okolí ve věku 3-6 let, a které zatím nebylo v péči očního lékaře a nenosilo brýlovou korekci.

Vzhledem k věku vyšetřovaných osob je jako dítě s hypermetropií označeno každé dítě se sférickou vadou $\geq +1$ D, jako dítě s astigmatismem je označeno

každé dítě s vadou $\geq 0,75$ D. Jako dítě s myopií je označeno každé dítě s vadou $\geq -0,25$ D. Pod pojmem anizometropie, zde rozumíme, rozdílnou refrakční vadu na oku pravém a na oku levém o 1 a více dioptrií. Pod pojmem děti bez nálezu patří všechny ostatní děti, tedy i děti se sférickou vadou 0,0 až +0,75 D a děti s astigmatickou vadou 0,25 nebo 0,5 D.

Plusoptix

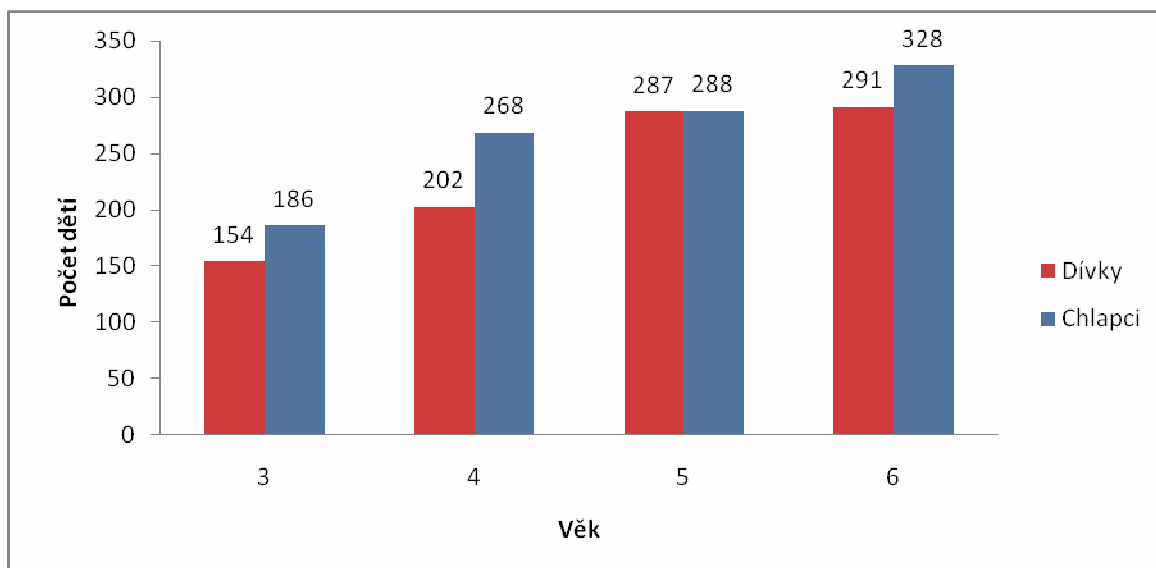
Série ručních autorefraktometrů Plusoptix je určena převážně dětem nebo nespolupracujícím pacientům (lidé s vývojovým zpožděním, autismem, traumatickým poraněním mozku a s omezenou pohyblivostí). Na českém trhu je v současné době generace 09, konkrétně modely Plusoptix S09 a A09. Verze S09 je určena především pediatrům a očním optikám, přístroj sám vyhodnotí výsledek měření a doporučí, zda je potřebné dítě podrobněji vyšetřit. Oproti tomu model A09 je určen především pro screeningová vyšetření a výsledek měření sám nevyhodnocuje [2,3].

Mezi hlavní výhody přístrojů Plusoptix patří rychlost měření (cca 1 vteřina). Měření se provádí binokulárně a není potřeba aplikovat oční kapky. Jedná se o bezkontaktní měření, dětský pacient může sedět na klíně rodiče a obsluha přístroje provede měření ze vzdálenosti 1 m. Součástí je i analýza rohovkových reflexů indikujících strabismus. Plusoptix je vhodný pro pacienty od 6 měsíců [2,3].

Princip ručních autorefraktometrů Plusoptix řady 09 je založen na excentrické fotoskiaskopii. Infračervené světlo prochází přes optická média na sítnici a odráží se. Podle stupně refrakční vady vzniká na zornici specifický světelný obrazec, z kterého je následně vypočtena hodnota sférické vady. Měření je opakováno ve třech meridiánech, aby mohla být určena i případná astigmatická vada. Sférický rozsah je -7 až +5 D s krokem 0,25 D. Cylindrický rozsah je -7 až +5 D s krokem 0,25 D a 1-180° s krokem 1°. Přístroj určí i velikost zorniček a to v rozsahu 4,0-8,0 mm, vzdálenost zornic a postavení očí[2,3].

1.3. Vyšetřované osoby

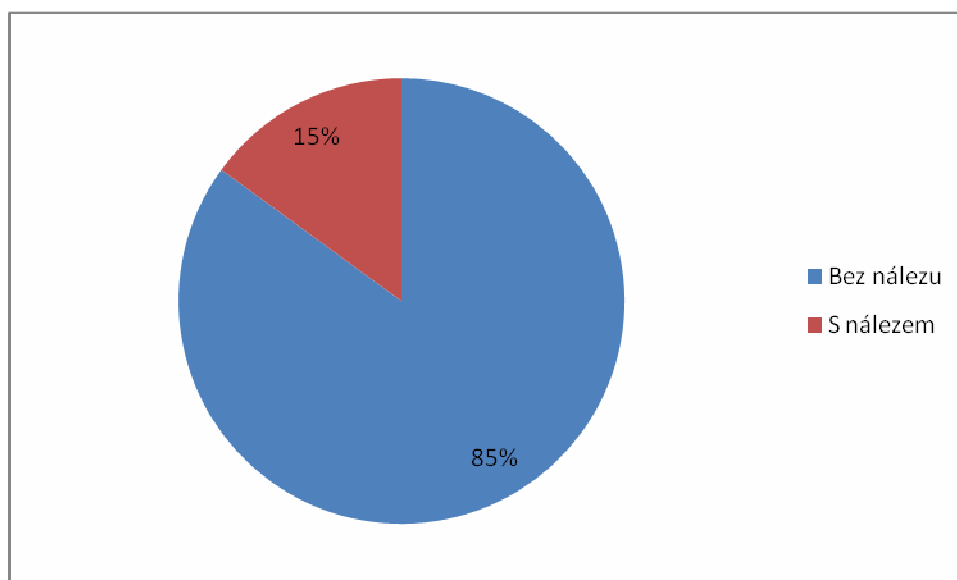
Do výzkumu bylo zařazeno 2004 předškolních dětí. Celkem bylo 934 dívek a 1070 chlapců. U každého dítěte byly změřeny obě oči. Bylo tedy změřeno celkem 4008 očí, 1868 ženských a 2140 mužských očí. Následující graf přehledně zobrazuje počty dívek a chlapců v jednotlivých věkových skupinách.



Graf č.1: Počet dívek a chlapců v jednotlivých věkových skupinách

1.4. Refrakční vady

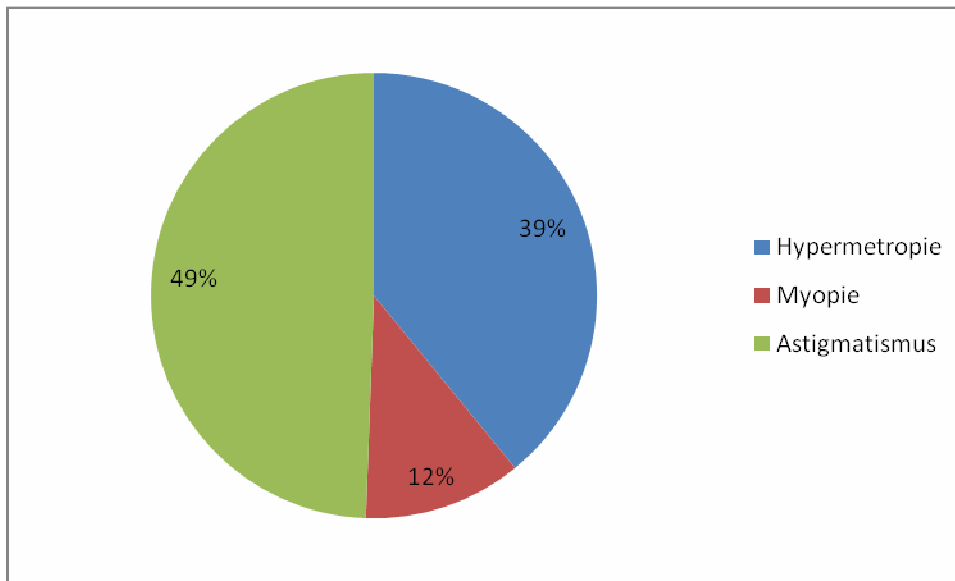
Rozložení refrakčních vad v populaci předškolních dětí, zachycených přístrojem Plusoptix A09, vyobrazují následující grafy. Z 2004 změřených dětí bylo 1704 bez nálezu na obou očích, jednalo se o 790 dívek a 914 chlapců. U 300 dětí byla podchycena refrakční vada alespoň na jednom oku, z toho bylo 144 dívek a 156 chlapců. Tento poměr ukazuje následující graf.



Graf č.2: Poměr mezi dětmi s refrakční vadou a bez této vady

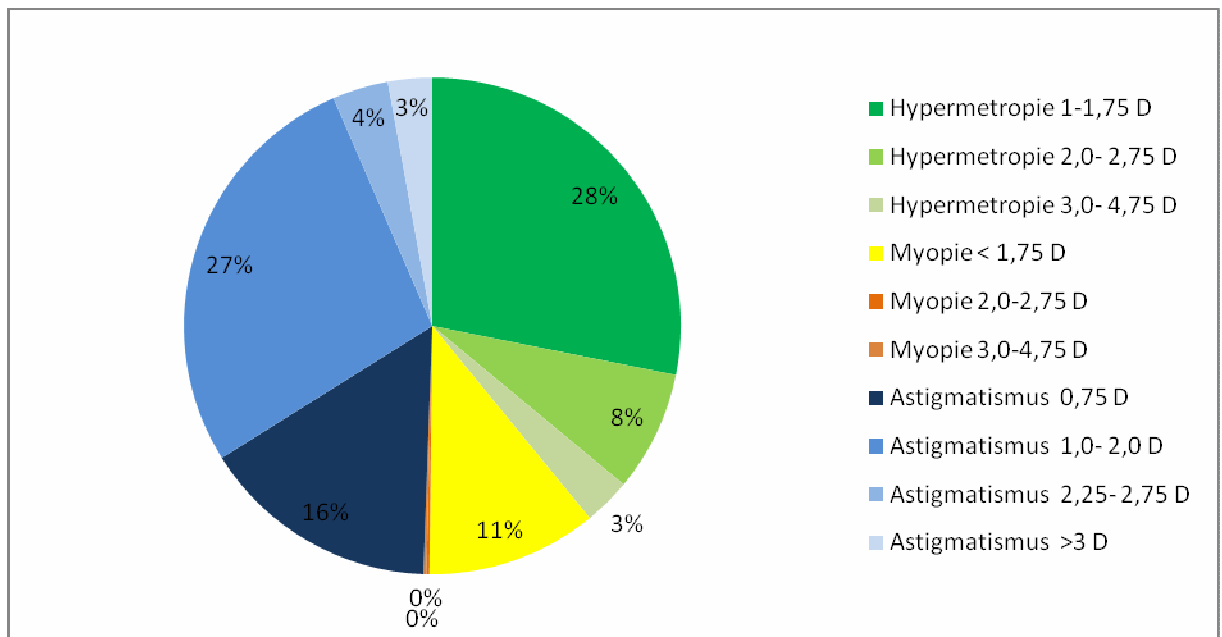
Z celkového počtu 522 očí s nálezem bylo nejvíce očí, které byly astigmatické (nad 0,75 D). Těchto očí bylo 258 a to odpovídá 49 % ze všech očí s refrakční

vadou. Druhou nejpočetnější skupinu tvoří 204 očí s hypermetropií nad +1,0 D. Myopických očí se sešlo 60. Tato nejmenší skupina odpovídá pouze 12 %.



Graf č.3: Refrakční vady v předškolním věku

Rozdělení podle refrakčních vad a jejich velikosti zobrazuje následující graf.

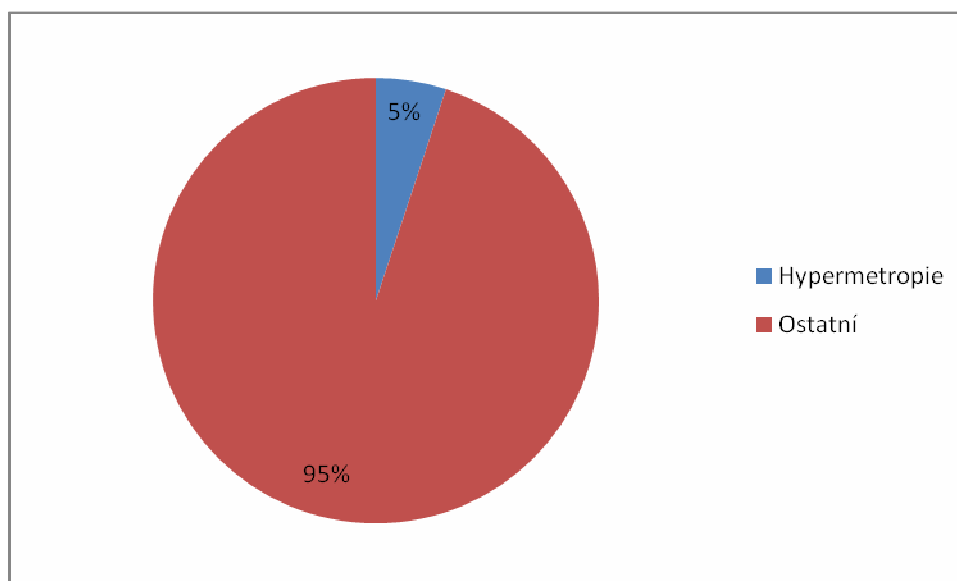


Graf č.4: Rozdělení podle refrakční vady a její velikosti

1.5. Hypermetropie

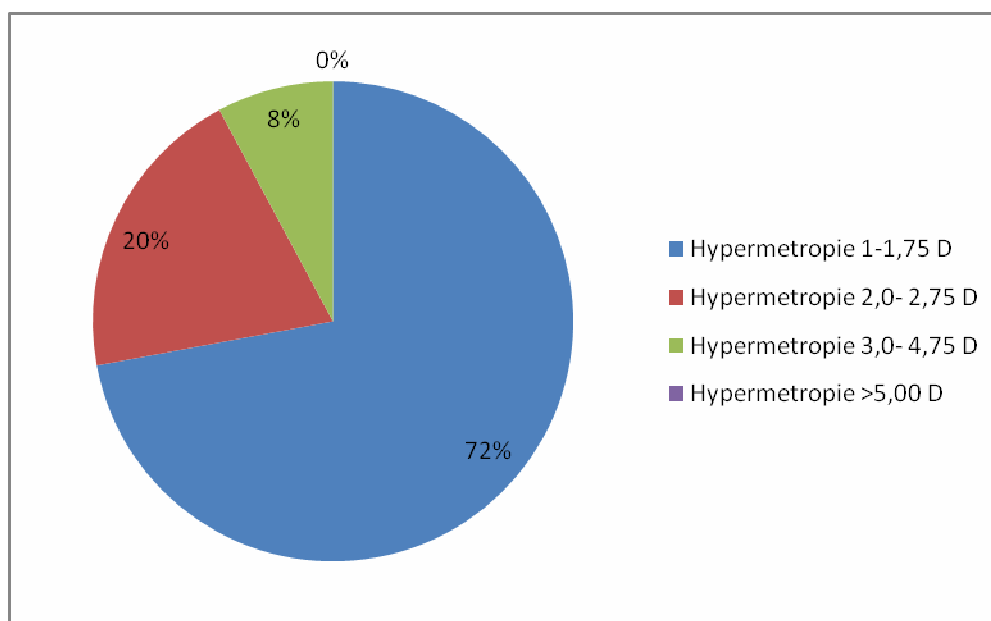
Ze 4008 očí se hypermetropie nad +1 D objevila u 204 očí, což odpovídá 5 % z celkového počtu očí. U 95 % očí se objevila jiná vada anebo byly bez nálezu.

Tento poměr mezi hypermetropickými a ostatními očima vystihuje následující graf.



Graf č.5: Poměr mezi hypermetropickými očima a očima bez nálezu nebo s jinou vadou

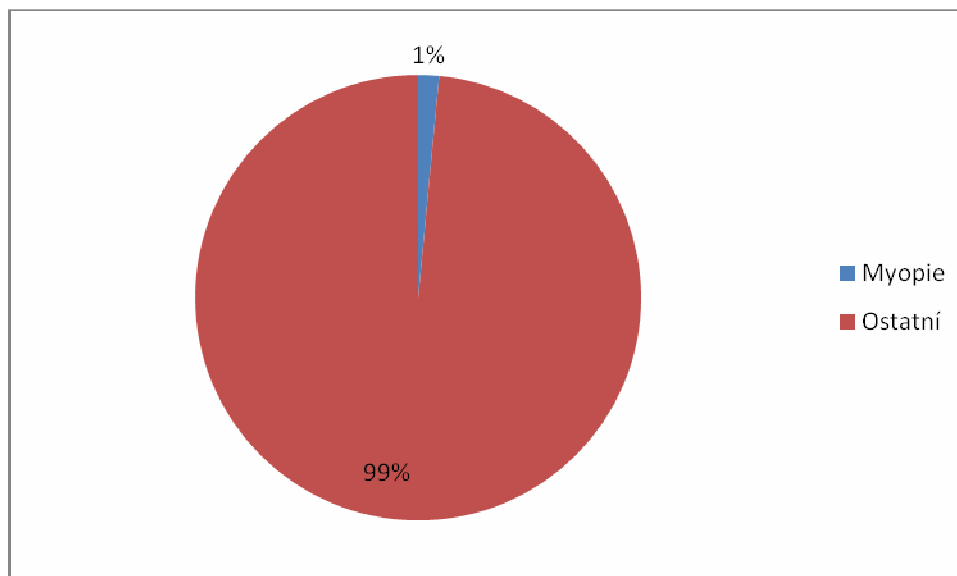
Další graf podrobněji znázorňuje zastoupení jednotlivých stupňů refrakční vady mezi dětmi s hypermetropií. Z 204 dalekozrakých očí byla u 72 % vada menší než +1,75 D (a zároveň větší než +1 D). 20 % očí mělo vadu +2,0 D až +2,75 D. Hypermetropie mezi +3,0 a +4,75 D byla zaznamenána u 8 % očí. Vada nad +5 D nebyla zachycena u žádného oka.



Graf č.6: Rozdělení hypermetropie

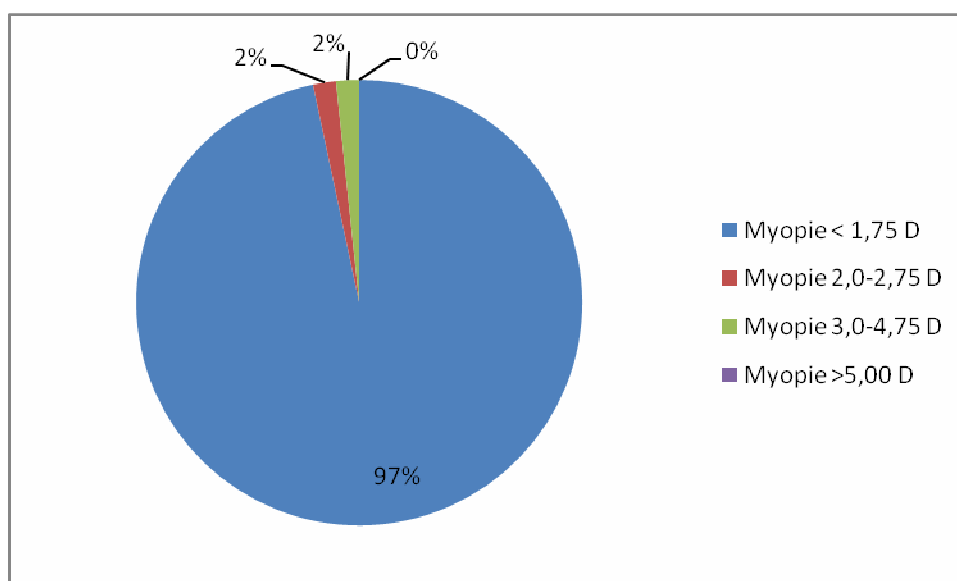
1.6. Myopie

Z 4008 očí se myopie objevila u 60 očí, což odpovídá 1 % z celkového počtu očí. U 99 % očí se objevila jiná vada nebo byly bez nálezu. Tento poměr mezi myopickými a ostatními očima vystihuje následující graf.



Graf č.7: Poměr mezi myopickými očima a očima bez nálezu nebo s jinou vadou

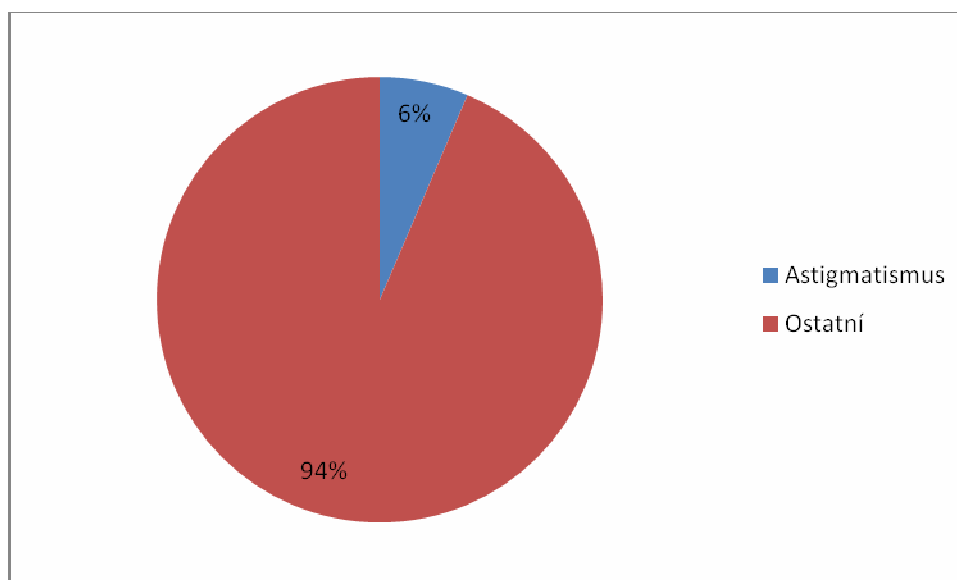
Další graf podrobněji znázorňuje zastoupení jednotlivých stupňů refrakční vady mezi očima s myopií. Z 60 očí s myopií byla u 97 % očí vada menší než -1,75 D. 2 % očí mělo vadu -2,0 D až -2,75 D. Krátkozrakost mezi -3,0 a -4,75 D byla také zaznamenána u 2 % očí. Vada nad -5 D nebyla zachycena u žádného dítěte.



Graf č.8: Rozdělení myopie

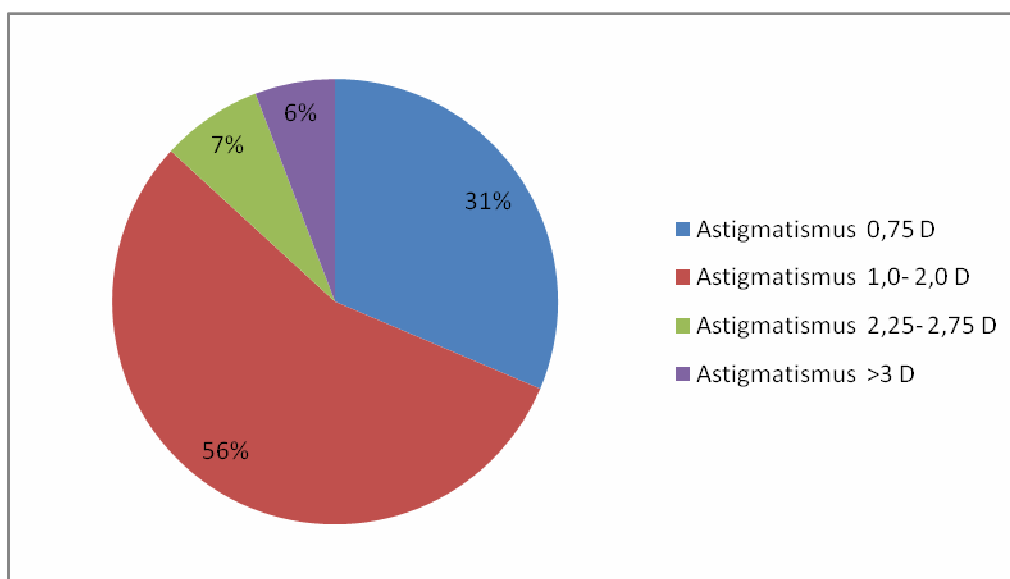
1.7. Astigmatismus

Z 4008 očí se astigmatismus objevil u 258 očí, což odpovídá 6 % z celkového počtu změřených očí. Pod pojmem oko s astigmatismem se skrývá oko s cylindrickou vadou $\geq 0,75$ D. U 94 % očí se objevila jiná vada, byly bez nálezu anebo měly astigmatismus menší než 0,5 D. Tento poměr mezi očima s astigmatismem a ostatními očima vystihuje následující graf.



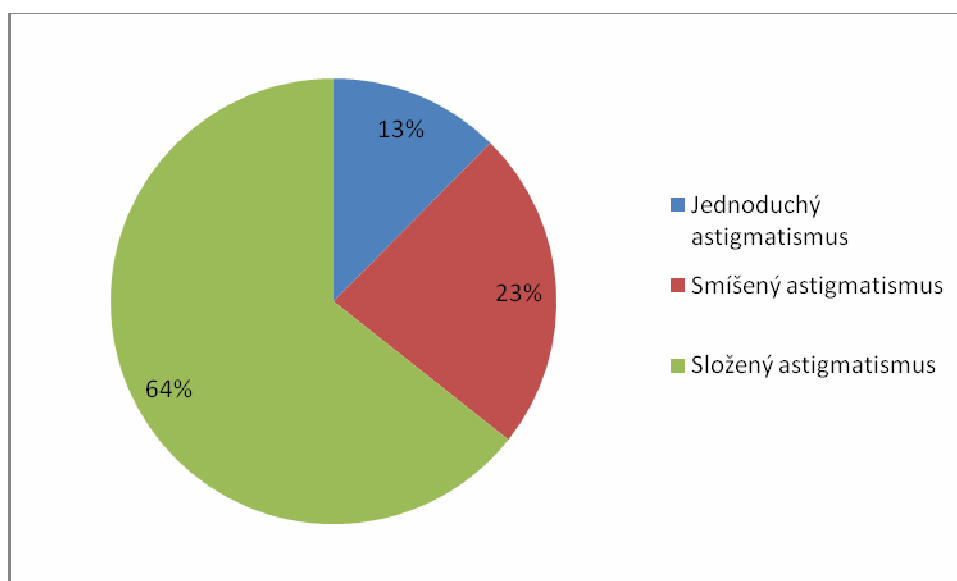
Graf č.9: Poměr mezi očima s astigmatismem a očima bez nálezu nebo s jinou vadou

Další graf podrobněji znázorňuje zastoupení jednotlivých stupňů refrakční vady mezi očima s astigmatismem. Z 258 očí s astigmatismem byla u 31 % vada 0,75 D. 56 % očí mělo vadu 1,0 D až 2,0 D. Astigmatismus mezi 2,25 a 2,75 D byl zaznamenán u 7 % očí. Vada nad 3 D byla zachycena u 6 % očí.



Graf č.10: Rozdělení astigmatismu podle velikosti

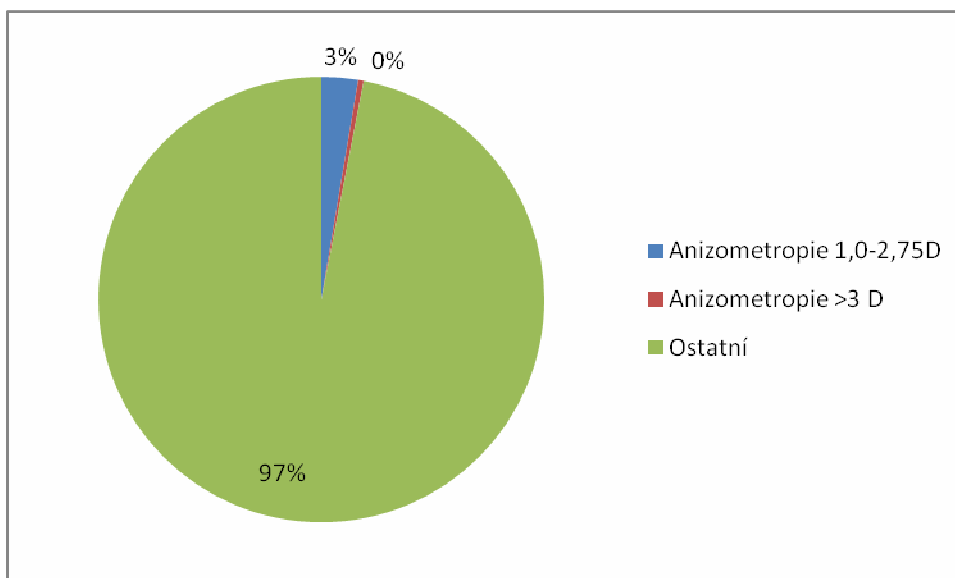
Rozdělení astigmatismu vzhledem k refrakční vadě, tedy podle pozice sítnicových obrazů vzdáleného bodu při uvolněné akomodaci, zobrazuje následující graf. Z 258 očí s astigmatismem je nejvíce očí postihnuto složeným astigmatismem. Z toho větší část tvoří složený astigmatismus hypermetropický a menší část astigmatismus složený myopický. Smíšeným astigmatismem je postihnuto 23 % očí ze všech astigmatických očí. A nejméně očí, trpí jednoduchým astigmatismem, častější byl jednoduchý hypermetropický astigmatismus oproti jednoduchému myopickému astigmatismu.



Graf č.11: Rozdělení astigmatismu vzhledem k refrakční vadě

1.8. Anizometropie

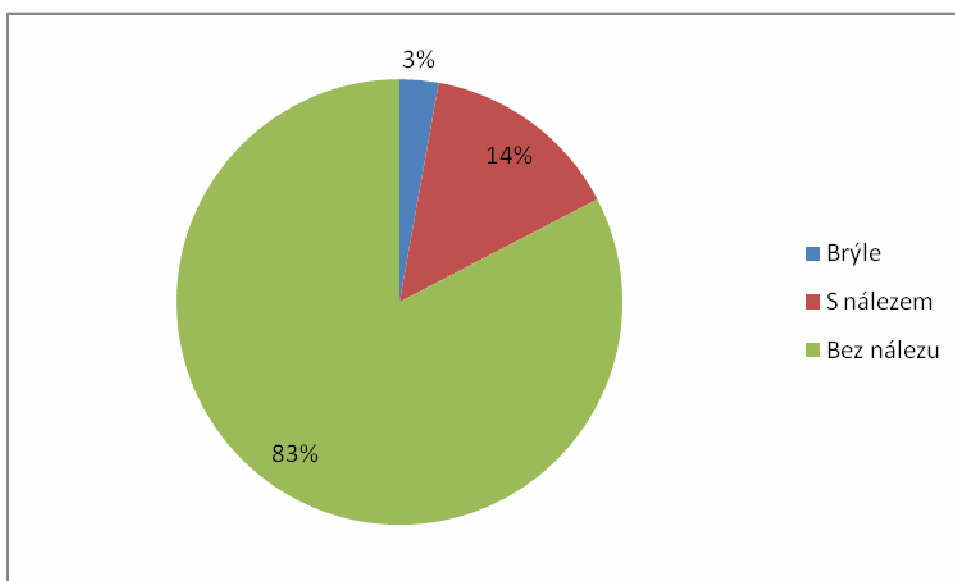
Pod pojmem anizometropie, zde rozumíme, rozdílnou refrakční vadu na oku pravém a na oku levém o více než 1 D. Ve studii 2004 dětí byla anizometropie změřena u 61 dětí, což odpovídá 3 % ze všech změřených jedinců a 20 % z dětí s refrakční vadou. Z toho u 8 dětí byl rozdíl vady oka pravého od levého větší než 3 D, jednalo se o 0,4 % ze všech změřených předškolních dětí a 2,7 % z jedinců s refrakční vadou.



Graf č.12: Zastoupení anizometropie v populaci dětí

1.9. Děti s brýlovou korekcí

Následující graf a tabulka zaznamenávají kolik dětí ve třídách, kde byl screening prováděn, bylo již v péči očních lékařů a nosilo korekci. Ve všech případech se jednalo o brýlovou korekci. Tyto děti v rámci screeningu již nebyly měřeny přístrojem Plusoptix, protože u nich již byla vada podchycena. Z 2062 dětí nosilo v době screeningu 58 dětí brýlovou korekci, to odpovídá 3 %, u 300 (14 %) dětí se objevila vada alespoň na jednom oku a 1704 (83 %) dětí bylo bez nálezu na obou očích.



Graf č.13: Počet dětí s brýlovou korekcí

Závěr

Ne každé oko se vyvíjí správně a často dochází ke vzniku refrakčních vad. Záchyt refrakčních vad je velice důležitý, aby se předešlo např. vzniku amblyopie nebo větší progresi myopie. V České republice mají záchyt očních onemocnění na starosti hlavně pediatrii v rámci pravidelných prohlídek. Ti v případě podezření na oční poruchu odesílají dítě do rukou očních specialistů.

Práce s dětmi se značně liší od práce s dospělými. U kojenců a batolat nelze předpokládat, žádnou velkou spolupráci a vyšetřující je odkázán na objektivní zjišťování velikosti refrakční vady (např. skiaskopii, autorefraktometr) u starších dětí lze zapojit i subjektivní složku a měřit vizus pomocí optotypů. Děti mají velkou akomodační amplitudu, proto je potřeba provádět měření v cykloplegii. Následný výběr vhodné korekční metody je značně individuální. Jako korekční pomůcku lze použít dioptrické brýle nebo kontaktní čočky, refrakční chirurgie je pouze okrajová a nastupuje v případě, že selžou první dvě možnosti.

Cílem výzkumu bylo zmapovat rozložení refrakčních vad na vybraném vzorku předškolních dětí a potvrzení nebo vyvrácení tří hypotéz. Všechny tři hypotézy byly potvrzeny.

Vyšetření pomocí přístroje Plusoptix patří mezi objektivní metody vyšetření, je vhodný pro screening, ale nedostatečný pro celkové vyšetření zrakové ostrosti u dětí. Přesto je důležité, aby screeningová vyšetření u dětí i nadále probíhala.

Citace

- [1] ZÁMEČNÍKOVÁ, Petra. Výskyt refrakčních vad u dětí a jejich korekce. Kladno, 2014. Bakalářská práce. FBMI, ČVUT v Praze. Vedoucí práce Mgr. Markéta Žáková.
- [2] PLUSOPTIX INC. *Plusoptix: eye-vision-technology* [online]. [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: <http://www.plusoptix.com/>
- [3] VIDERIS S.R.O. *Videris* [online]. 2013 [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: <http://www.videris.cz>
- [4] PLUSOPTIX INC. *PlusoptiX Eye Vision Technology* [online]. [cit. 2014-07-31]. Dostupné z: <http://www.plusoptix.com/>

INCIDENCE OF REFRACTIVE ERRORS IN CHILDREN AND THEIR CORRECTION

Bc. Petra Zámečnicková

Supervisor: Mgr. Markéta Žáková

Faculty of Biomedical Engineering, Department of Natural Sciences

1. Exploratory study

1.1. The hypotheses

The aim of study is to map the distribution of refractive errors on a sample of preschool children. Comparison of the research results with the general trends in prevalence of refractive errors in preschool children.

To the aids were set following hypotheses:

Hypothesis 1: Prevalence of refractive errors in preschool children follows the same general trends in the distribution of the child population.

Hypothesis 2: Generally anisometropia found in 5% of children.

Hypothesis 3: Spectacle is more common than correction of contact lenses in preschool children.

1.2. Characteristics of the sample and research methodology

The study describes the occurrence of refractive errors in preschool children. Children were measured by Plusoptix A09. Data were collected from medical cards of Optika D + P s.r.o. The examinations were held in December 2013 and January 2014 in for example Tábor, Planá nad Lužnicí, Sezimovo Ústí. The children were 3-6 years old. They have not yet been in the care of an ophthalmologist or wore spectacle correction.

A child with hyperopia means the child with spherical aberration $\geq +1D$. Every child with a cylinder disorder of $\geq 0.75 D$ is marked as a child with astigmatism. Every child with a defect $\geq -0,25 D$ is marked as a child with myopia. The anisometropia is different refractive error in the right eye and the left

eye of one or more diopters. The children without finding is children with spherical aberration 0.0 to +0.75 D or children with astigmatic defect 0,25 or 0,5 D.

1.3. Plusoptix

Plusoptix A09 is 3rd generation Binocular Autorefractor. It is especially designed for pre-verbal infants (6 months and older) as well as non-cooperative patients. This includes patients with developmental delay, autism, traumatic brain injury and restricted mobility. Taking a measurement is easy and takes less than one second. Start the camera by pressing the trigger, a warble sound attracts attention, capture both eyes in the white rectangle on screen and a measurement is performed automatically. Measurement distance is 3.3 feet (1 meter) with a tolerance of +-2 inches (+- 5 centimeters), so slightly moving patients can be measured, too[4].

Measurement results are displayed on screen immediately. Readings include full refraction, pupil sizes, PD and corneal reflexes. Autorefractor plusoptiX A09 measures refraction by means of photo-retinoscopy. It's the same as retinoscopy with the only difference being that low level infrared light is used instead of visible light to avoid glare. Infrared light is completely innocuous and contained in sunlight as well as all incandescent lights (e.g. light bulbs, halogen spots etc.). The spherical refraction is calculated based on the crescent pattern within the pupil. Measurements are performed in three meridians in order to determine cylinder and axis[4].

1.4. Investigated children

The survey included 2,004 preschool children. In total were 934 girls and 1,070 boys. Every child was measured binocularly. It was therefore measured total eyes 4008 (1868 women and 2140 men's eyes). The following chart shows the numbers of girls and boys in different age groups.

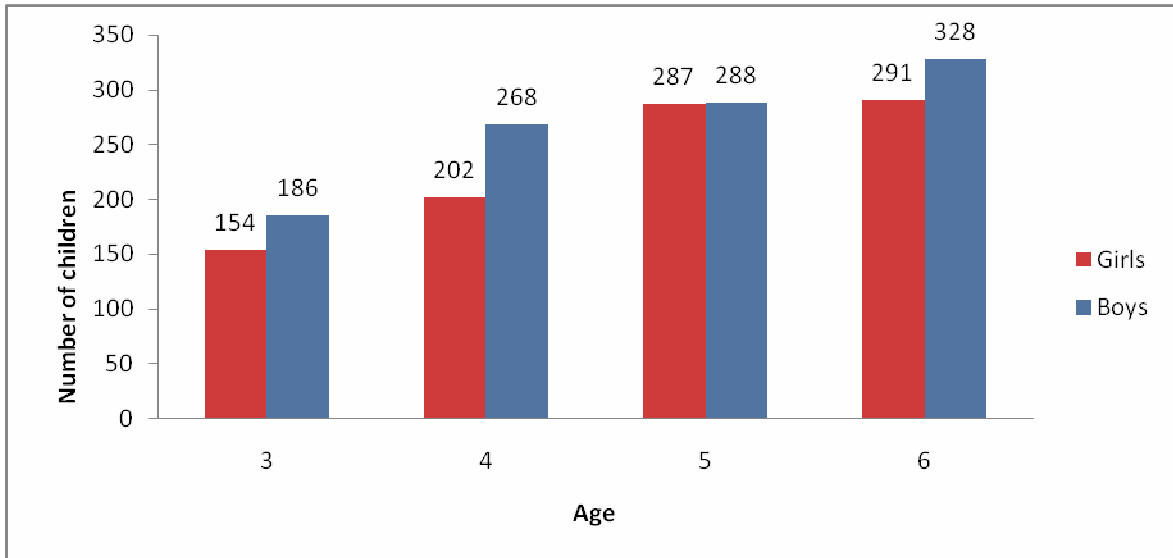


Chart 1: Number of girls and boys in different age groups

1.5. Refractive errors

The following graphs depict the distribution of refractive errors in a population of preschool children. 2004 children were measured by Plusoptix A09. 1704 children were without finding in both eyes, 790 of them were girls and 914 boys. 300 children were with refractive error at least in one eye (144 were girls and 156 boys). This ratio is shown in the following chart.

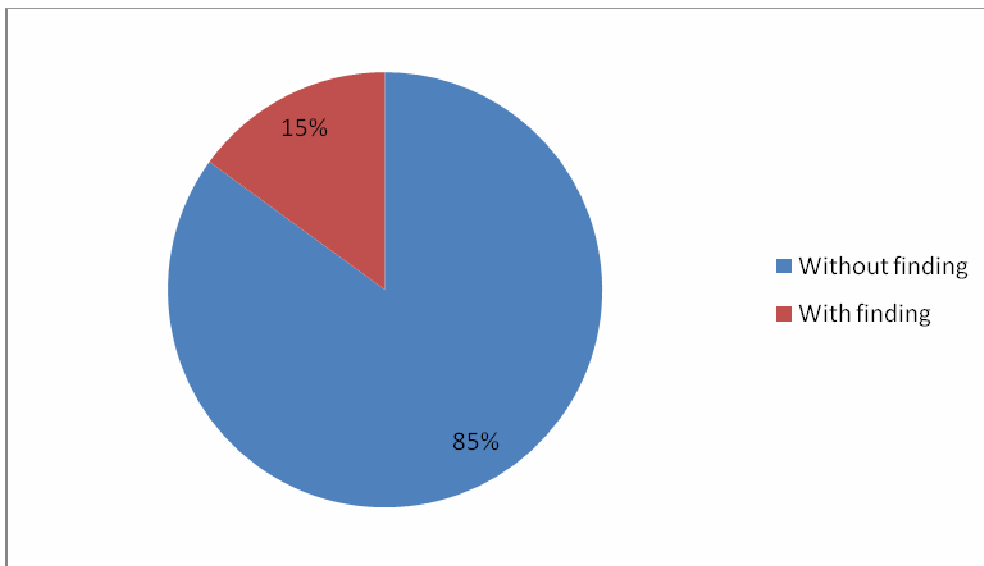


Chart 2: Ratio between children with refractive error and without this defect

From a total of 522 eyes with the finding were most eyes astigmatic (0.75 D and more). These eyes were 258 and it means 49% of eyes with refractive error. The second largest group is formed by 204 eyes with hyperopia over +1.0 D.

Myopic eyes were sixty. This was the smallest group (only 12% eye with refractive error).

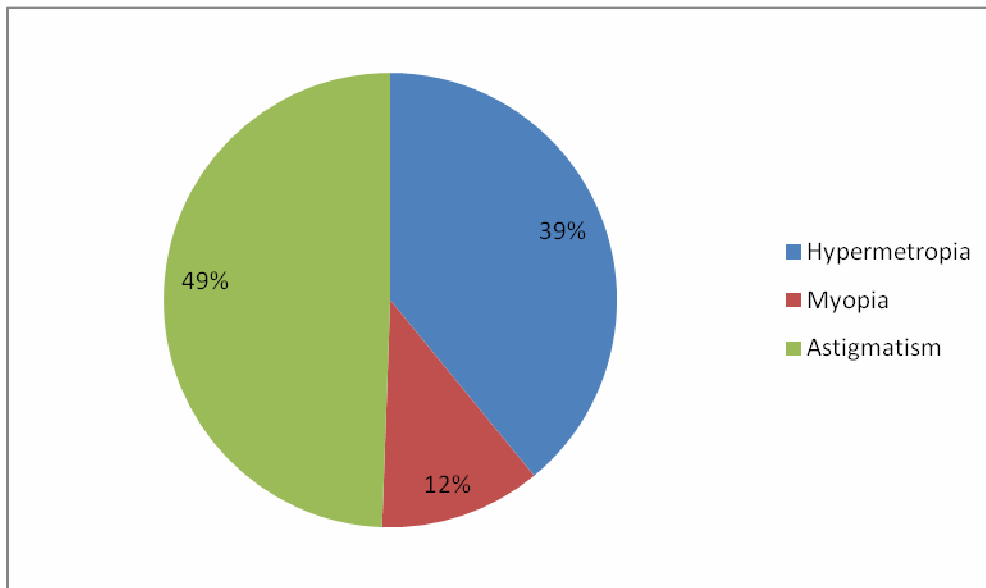


Chart 3: Refractive errors in the preschool age

The following chart shown distribution of refractive errors and their size.

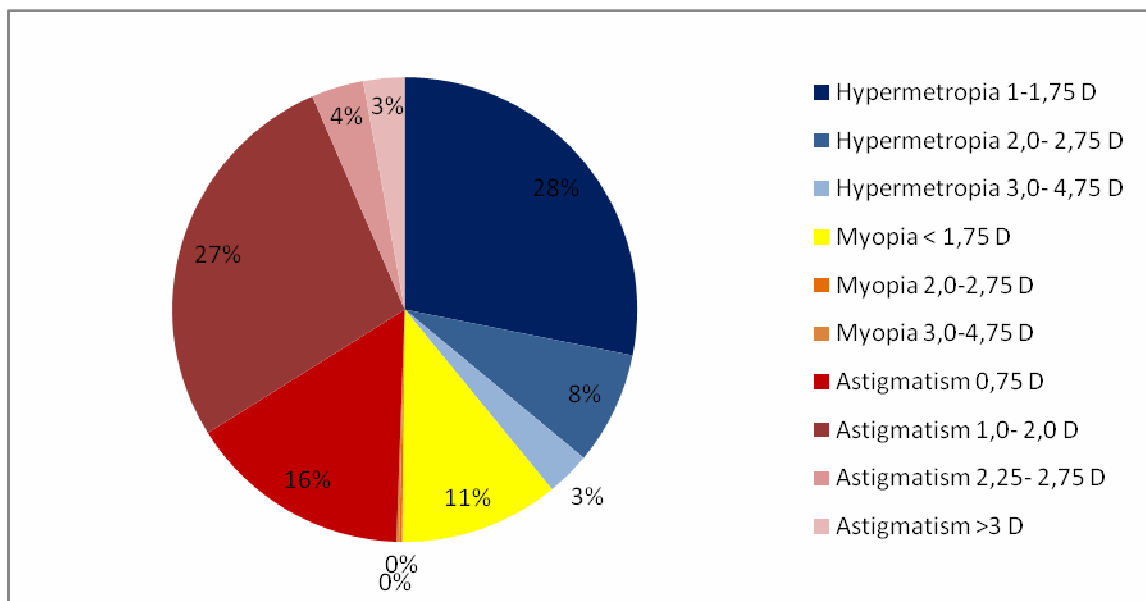


Chart 4: Distribution according to size and refractive error

1.6. Hypermetropia

Of the 4008 eyes is 204 with hypermetropia over +1 D, which corresponds to 5% of the total number of eyes. 95% of all eyes were without findings or with other refractive errors. The following graph described the ratio between hypermetropic eyes and the others.

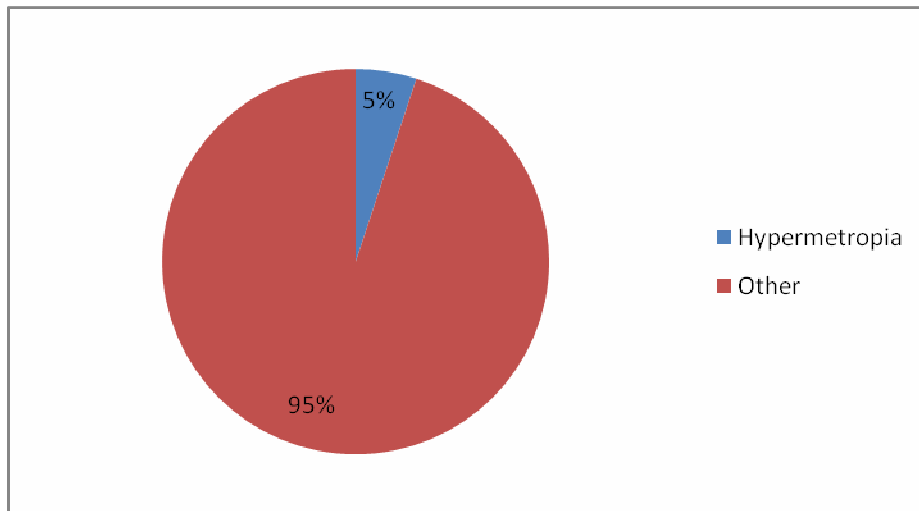


Chart 5: Ratio between hypermetropic eyes and eyes without the finding or with other errors

The next graph shows the degrees of hyperopia among the preschool children with hyperopia. From 204 hypermetropic eyes had 72% smaller defect than +1.75 D (and greater than +1 D). 20% of eyes had a defect from +2.0 D to +2.75 D. Hyperopia between +3.0 and 4.75 D were observed in 8% of eyes. Error over +5 D was detected in no eye. The next graph shows the degrees of hyperopia among the preschool children with hyperopia.

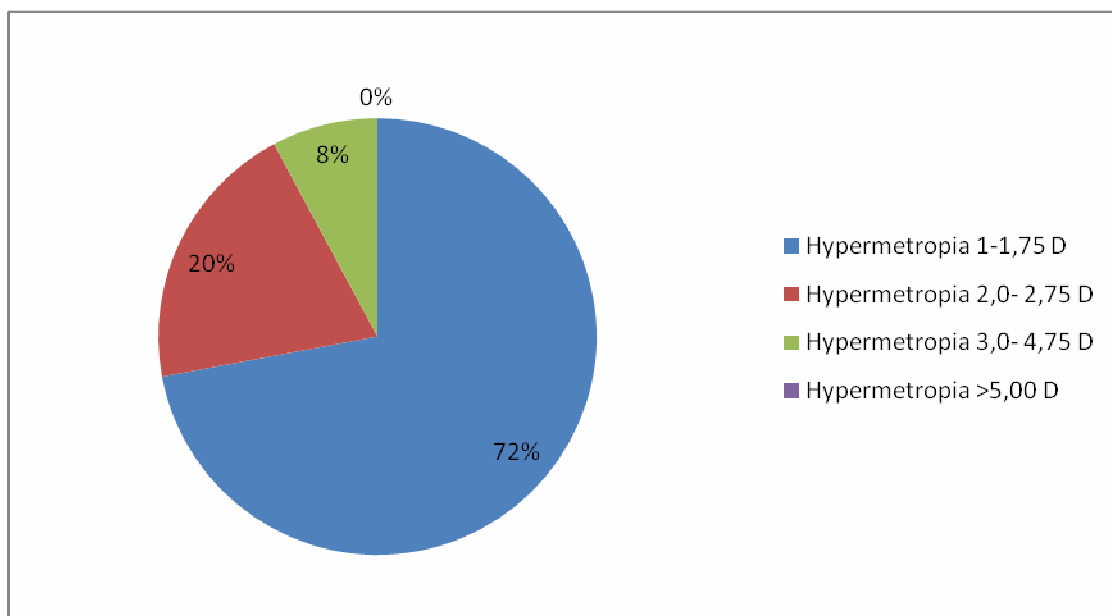


Chart 6: Distribution of hypermetropia

1.7. Myopia

From 4008 eye were 60 myopic eyes, it means 1% of the total number of eyes. 99% of all eyes were without findings or with other refractive errors. The following graph described the ratio between myopic eyes and the others.

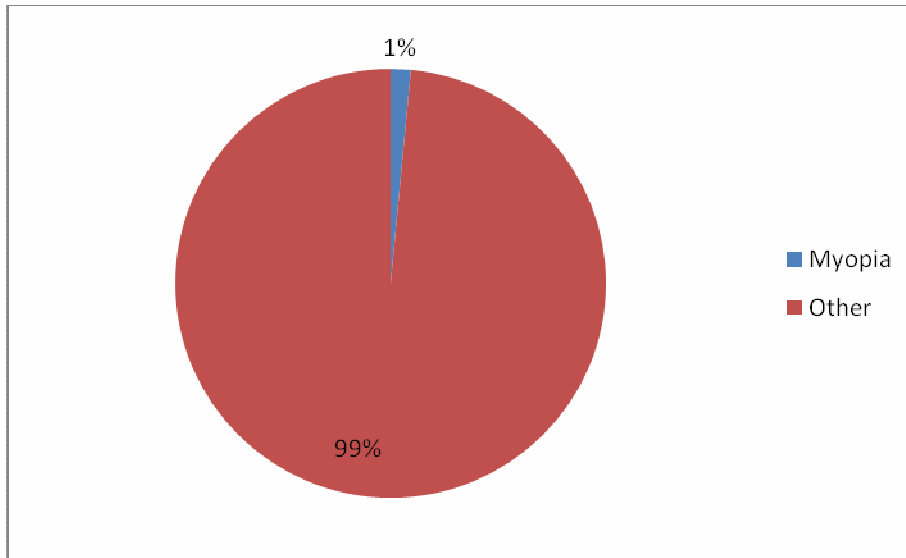


Chart 7: Ratio between myopic eyes and eyes without the finding or with other errors

The next graph shows the degrees of myopia among the preschool children with myopia. From 60 eyes myopic eye had 97% smaller defect than -1.75 D. 2% of eyes had a defect from -2.0 D to -2.75 D. Myopia between -3.0 and -4.75 D were observed in 2% of eyes, too. Error over -5 D was detected in no eye. The next graph shows the degrees of myopia among the preschool children with myopia.

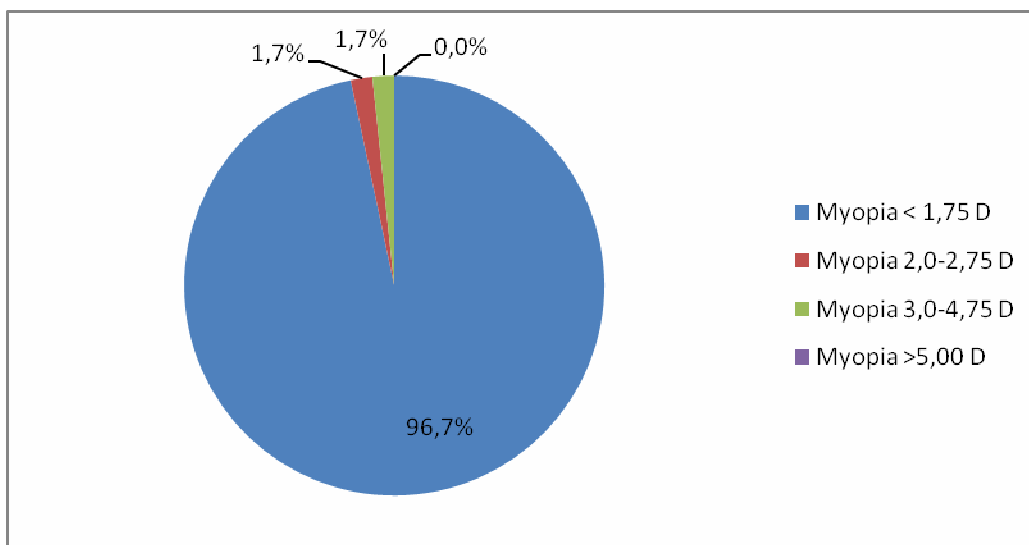


Chart 8: Distribution of myopia

1.8. Astigmatism

From 4008 eye were 258 astigmatism eye appeared at 258, which corresponds to 6% of the total of the measured eye. The eye with astigmatism is the eye with the cylinder error ≥ 0.75 D in the study. 94% of all eyes were without findings or with other refractive errors. The following graph described the ratio between astigmatic eyes and the others.

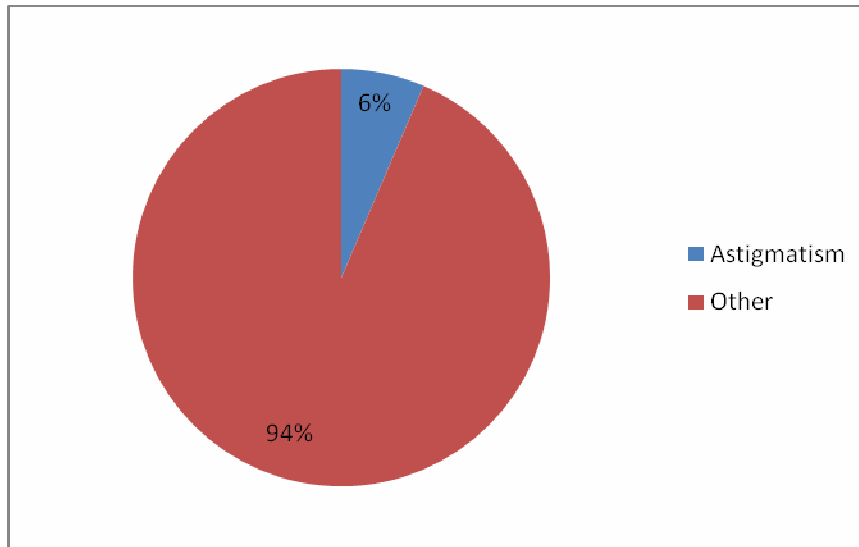


Chart 9: Ratio between astigmatic eyes and eyes without the finding or with other refractive errors

The next graph shows the degrees of astigmatism among the preschool children. From 258 astigmatic eye had 31% refractive error 0.75 D. 56% of astigmatic eyes had the error from 1.0 D to 2.0 D. 7% of eyes had the cylinder error from 2.25 D to 2.75 D. Astigmatism over 3 D was detected in 6% of astigmatic eyes.

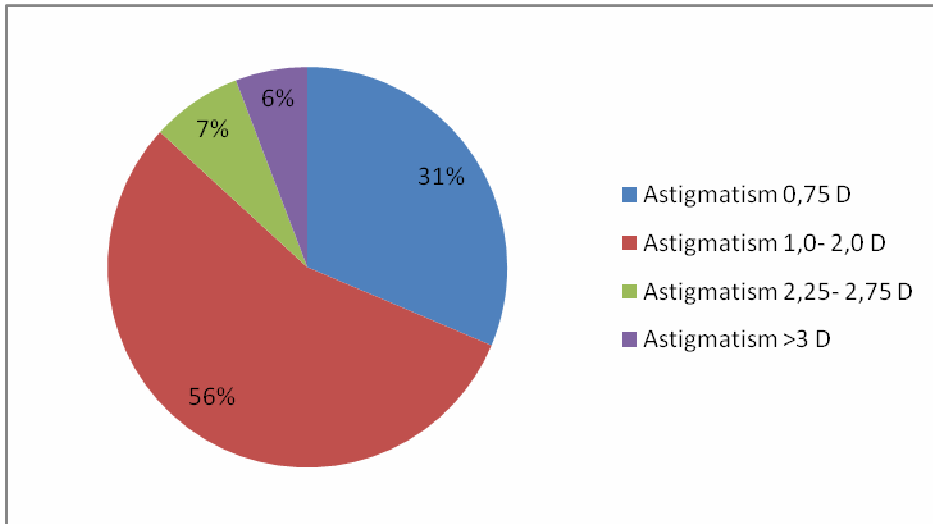


Chart 10: Distribution of astigmatism by size

Astigmatism may also be classified with respect to the relative position of the retinal images of a distant object under conditions of minimal accommodation. This distribution is shown in the following chart. From 258 eyes with astigmatism are the most eyes with compound astigmatism. The composed hyperopic astigmatism is more frequent than composed myopic astigmatism. Mixed astigmatism is in 23% of the all astigmatic eyes. The simple astigmatism appears by a minimum of eyes. The simple hyperopic astigmatism is more frequent than simple myopic astigmatism.

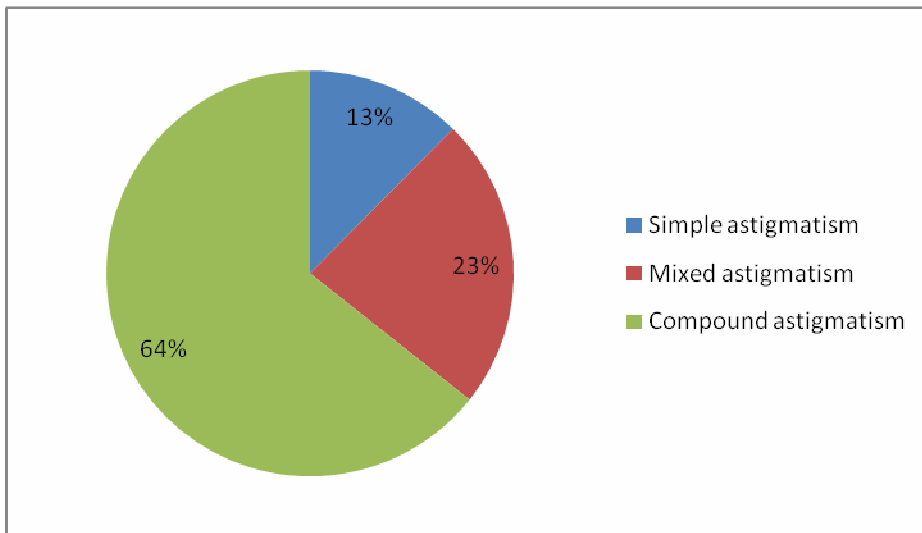


Chart 11: Distribution of astigmatism with respect to the refractive error

1.9. Anisometropia

The anisometropia means the different refractive error between the right eye and the left by more than 1 D in the study. In a study of 2004 children were anisometropia measured by 61 children, it is corresponding with 3% of all children and 20% of all children with refractive error. Eight of all children had the different error in the right eye from left more than 3 D, it was about 0.4% of the all measured pre-school children and 2.7% of those with refractive error.

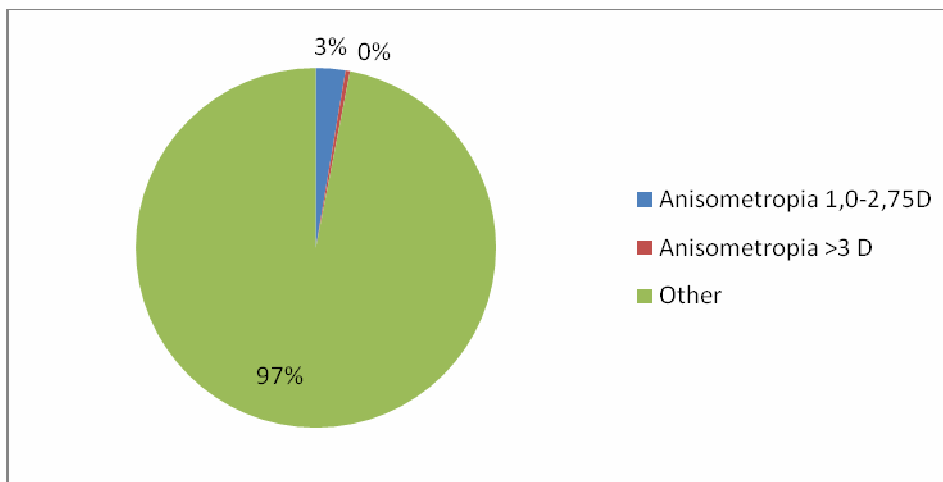


Chart 12: Representation of anisometropia in the population of preschool kids

1.10. Children with spectacle correction

The following chart shows the number of children, who were in the care of ophthalmologists and wore correction, and who were in classes where screening was conducted. In all cases, it was the spectacle correction. These children were not measured by the Plusoptix in the screening because their refractive errors were recorded. 58 children from 2,062 wore spectacle correction at the time of screening. It means 3% children wore spectacle and no child wore contact lenses.

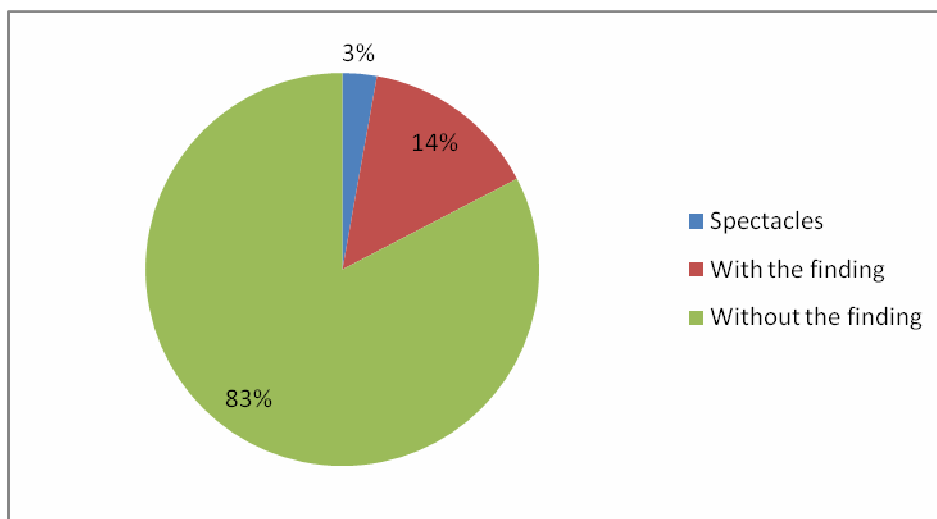


Chart 13: Number of children with the spectacle correction

Conclusion

Not every eye develops properly and refractive errors emerge often. Detection of refractive errors is very important to prevent such amblyopia or progression of myopia. Mainly pediatricians are responsible for the detection of refractive errors in the Czech Republic. The pediatricians send a child to eye specialists in case of suspected ocular disorders.

Work with children is very different from the work with adults. In infants and toddlers cannot be expected any great cooperation and eye specialist is dependent on the objective detection of refractive error (eg, skiascopy, autorefractometer).

The subjective methods of measure visual acuity and using the charts may involve in older children. Children have great accommodative amplitude, so the measure in cycloplegic is necessary. Consecutive selection of correction method is very individual. As a corrective aid can be used eye glasses or contact lenses. Refractive surgery is only marginal and it is particular if the first two possibilities fail.

The aim of the research was to map the distribution of refractive errors on representative sample preschool children and confirmation or refutation of the three hypotheses. All three hypotheses were confirmed.

Examination the device Plusoptix among the objective methods of examination, it is suitable for screening, but insufficient for a complete

examination of visual acuity in children. Nevertheless it is important that screening for children, remains.

Citation

[1] ZÁMEČNÍKOVÁ, Petra. Výskyt refrakčních vad u dětí a jejich korekce. Kladno, 2014. Bakalářská práce. FBMI, ČVUT v Praze. Vedoucí práce Mgr. Markéta Žáková.

[2] PLUSOPTIX INC. *Plusoptix: eye-vision-technology* [online]. [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: <http://www.plusoptix.com/>

[3] VIDERIS S.R.O. *Videris* [online]. 2013 [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: <http://www.videris.cz>

[4] PLUSOPTIX INC. *PlusoptiX Eye Vision Technology* [online]. [cit. 2014-07-31]. Dostupné z: <http://www.plusoptix.com/>

14. GAS PERMEABLE CONTACT LENSES FLUORESCEIN PATTERN

Mia Kraljić¹, Kristina Mihić², Sonja Drugović²

¹student at University of Applied Sciences Velika Gorica

²assistants at University of Applied Sciences Velika Gorica

Introduction

Fluorescein instillation is the best way to determine the relationship between a rigid contact lens and the cornea. Staining the tear film shows us the amount of tears under the lens. In order to tear film become fluorescent should be a minimum thickness of 60 microns with a 0.025 % fluorescein in its composition.

Areas of contact and areas with thin tear film are shown in dark blue, while areas with a thick layer of tears and the highest concentration of fluorescein as a bright yellow. Everything else we see in different shades of green. For this reason the dark areas are not necessarily the point of contact, but it is possible that the tear film is too thin to become fluorescent.

At lower concentrations, the fluorescent image looks flatter than with normal amount. This case is also possible when fluorescein runs out.

For viewing fluorescein patterns and staining, magnification, cobalt-blue filter and yellow barrier filter are needed.

There are several pattern types: optimal fit, flat and steep spherical fit and astigmatic – with the rule type with steep and flat lens; and against the rule type with steep and flat lens. Alignment is considered to be the best fit pattern.

For clients with keratoconus, RGP lenses are the only solution. That is why lens fitting has to be precise. The three-point touch is considered the optimal fit for keratoconus.

Rigid gas permeable contact lenses

Rigid gas permeable or RGP contact lenses are made of hard material but not quite as rigid as PMMA. They are much easier to fit and transmit oxygen, but the comfort is poorer than with hydrogel materials.

RGP lenses are usually small, only about 9.0 mm in diameter. Movement of the lens, or “lag”, is usually 2-3 mm because even they need to move to transfer oxygen to cornea. Lenses are fit to tuck under upper lid to minimise the lid feel.

Most contact lens practitioners now fit rigid lenses on the basis of a trial fit. A lens close to the parameters of the lens the practitioner guesses will work is placed on the cornea. Now the practitioner examines movement, and the best way to do it is with fluorescein examination.

Fluorescein

In 1888, fluorescein was first used for investigating corneal lesions by Straub. It was only used with white light until Obrig in 1938 discovered that cobalt blue filter enhances viewing of fluorescein patterns.

Fluorescence intensity varies with the relative thickness of the tears. That is why the fluorescent patterns are useful RGP lenses practitioners. Thicker layers of tears are seen as bright yellow areas, and thin layers and areas of contact as dark blue. Below critical thickness, there is no visible fluorescence. For example, the tear film needs to be at least 60 μm in thickness with fluorescein concentration of 0.025 %. Intensity diminishes as the tears dilute the concentration over time.

Fluorescein pH has a significant effect on fluorescent properties. A pH of less than 6.0 has one half the fluorescence of a neutral pH of 7.0.

Fluorescein is available in impregnated strip of sterile liquid form.

1. Fluorescein impregnated paper strips are dry and require wetting with a liquid, buffered solution. The strip greatly reduces the risk of bacterial contamination.
2. Sterile fluorescein is available in liquid form, but is excellent medium for culturing *Pseudomonas* species. Therefore, the sterile liquid is available in single doses to help prevent contamination with bacteria.
3. Fluorexon is high molecular-weight liquid fluorescein used for soft lenses.

The instillation of fluorescein is performed below the upper or lower eyelid. When using strips, you need to be careful not to injure the epithelium and create area of staining. The client needs to blink several times to fluorescein is mixed with tears. Fluorescein should never be applied directly to the cornea.

The concentration of fluorescein is highly dependent on the technique of applying fluorescein strips. A repeatable procedure such as saturating the strip and shaking off the excess before application can help maintain roughly the same concentration.

Fluorescein patterns

Fluorescein patterns provide a simple picture of a complex three-dimensional tear layer. Clearance areas become increasingly brighter to a certain thickness. Dark areas do not necessarily signify that pressure is applied to the cornea. The area can have a very thin tear layer, or an alignment relationship.

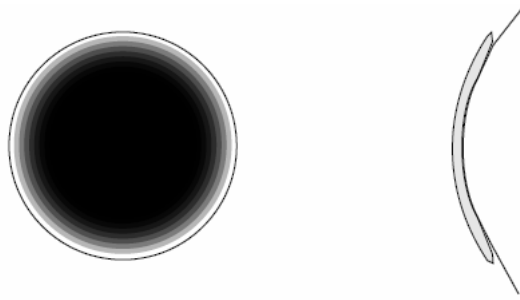
For viewing fluorescein patterns, cobalt-blue filter or ultraviolet light and yellow barrier filter (Kodak Wratten 12, Wratten 15, or Tiffen 2 photographic filter) in observation system are needed. A Wratten 45 filter can be used in front of white light to replace cobalt filter.

Eccentricity plays a large role in pattern appearance. A high shape factor or low eccentricity means there are low amounts of flattening out toward the periphery. Low shape factors or high eccentricity indicates a large amount of corneal flattening toward the periphery.

Pattern reading should be identified as central, mid-peripheral, and peripheral. Little to no movement usually indicates a steep lens. Excessive movement can indicate a flat lens. In rapid phase, the lens is pulled up by the upper lid, and drops back into position in slower phase. Too much movement can result in unstable vision.

Optimal fit pattern

Most practitioners consider alignment as optimal fit. Base curvature is parallel to the cornea with evenly thin tear film under the lens. A cross-sectional view reveals contact lens and cornea are parallel through entire optical zone with edge lift in the periphery.

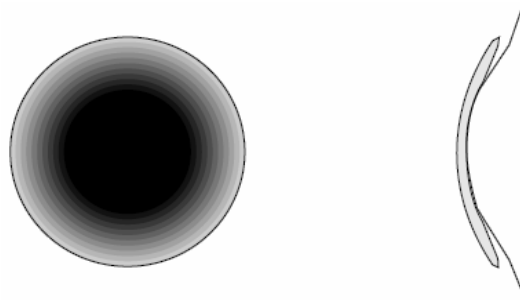


Picture 1. Optimal fit

Flat fit pattern

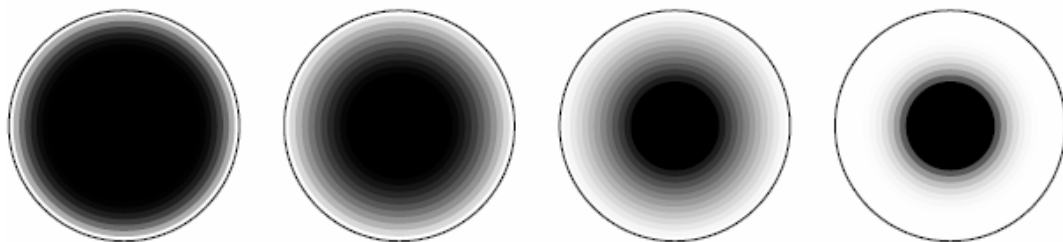
Dark area in centre surrounded by clearance is a clear sign of a flat lens. The tear film is thin or non-existent in central area and thick in periphery. The darkness in fluorescein image indicates pressure on the cornea. The smaller the dark area, the greater the pressure. On the other hand, the larger the dark area, the closer the lens is to alignment. In cross-section the touch between contact lens and cornea is visible in central optical zone.

A flat lens is more easily decentered or dislodged with blink and chances of losing the lens are increased.



Picture 2. Spherical flat pattern

Beginning on the left is an alignment pattern. The dark areas are at maximum. From left to right, the patterns represent a series of base curves that are progressively flatter. The lens on the right is an excessively flat lens.

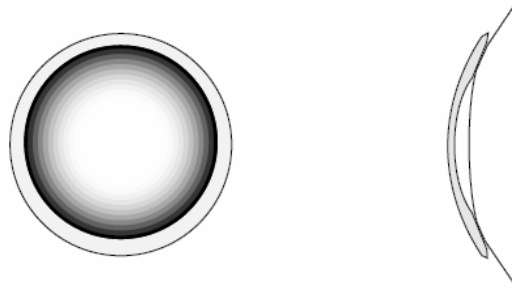


Picture 3. Increasing flatness

Steep fit pattern

Steep lenses have a central area of clearance in the pattern. Steep fluorescein patterns have the greatest fluorescence under the central portion of the lens where the tear film is the thickest while the periphery is dark because of the contact between cornea and contact lens. A cross-section reveals clearance in central area surrounded by touch.

Steep lenses are usually well centred. They are noted for initial comfort and can later develop into hazy vision and discomfort at the end of the day. Lack of lens movement is also a telltale sign.



Picture 4. Spherical steep pattern

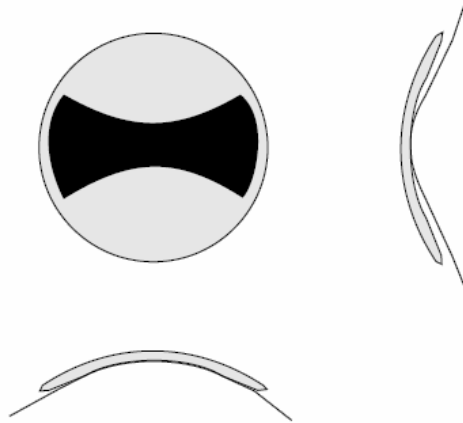
Astigmatic fluorescein patterns

Astigmatic fluorescein patterns have different appearances than spherical patterns. Cornea has different curvatures in its meridians. Probably the best way to understand toric patterns is to consider the lens-to-cornea relationship of each principal meridian on its own.

With the rule

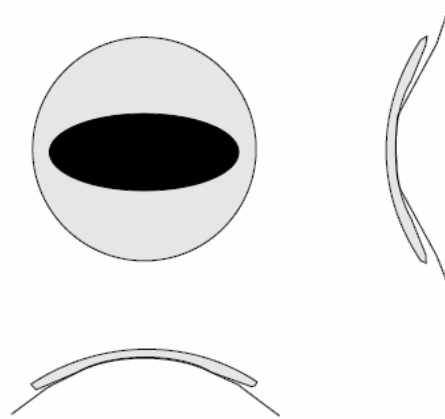
With the rule type of astigmatism appears as “H” type, or classic “dumbbell” pattern. The dumbbell pattern appears when there is bearing along the entire flat meridian.

With the rule type of cornea is fitted with alignment lens. The lens has midperipheral touching along the horizontal meridian and midperipheral clearance along the vertical meridian. In horizontal cross-section the contact lens is parallel with cornea and in vertical cross-section touching in the optical zone is visible.



Picture 5. With the rule (WTR) cornea and alignment lens

A WTR cornea and flat fluorescein pattern differ from those of a spherical cornea in the shape of bearing area. The central bearing area of a toric cornea is oval in shape rather than round. Because of the inferior positioning there is little to no movement.

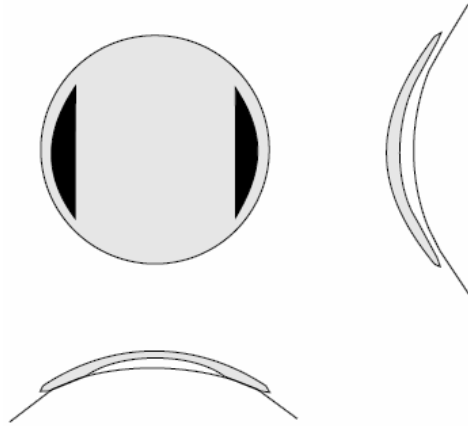


Picture 6. With the rule (WTR) cornea and flat lens

A WTR cornea and steep lens look just like a spherical steep lens in the central area. Apical clearance appears in both a toric and spherical lens. The bearing areas for a WTR cornea are along the flatter, horizontal axis. The steeper the lens, the smaller the bearing area.

Typical case of WTR cornea and steep lens has central clearance, midperipheral bearing along the horizontal axis, and midperipheral clearance along the vertical axis.

In vertical cross-section there is no touch and in horizontal cross-section there are small contact areas in periphery.

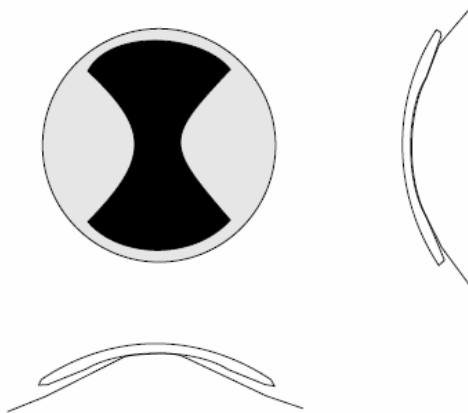


Picture 7. With the rule (WTR) cornea and steep lens

Against the rule

An against-the-rule (ATR) cornea and alignment lens pattern appear almost the same as a WTR pattern, only rotated 90 degrees. The “dumbbell” is oriented vertically. A spherical lens on an ATR cornea is entirely parallel to vertical meridian.

In vertical cross-section the contact lens is parallel with cornea and in horizontal cross-section touching in the optical zone is visible.



Picture 8. Against the rule (ATR) cornea and alignment lens

Against the rule cornea with flat lens appears like with the rule type of cornea with flat lens only rotated for 90 degrees.

The same case is with steep lens, its pattern is similar to WTR cornea and steep lens only rotated 90 degrees.

The amount of toricity affects the appearance of the pattern. The greater the toricity, the smaller the alignment area and the more apparent the dumbbell becomes.

Keratoconus and contact lenses

Keratoconus has a characteristically different pattern because of the topography. An alignment, or three-point touch, pattern has a central dark area, a midperipheral light area and a peripheral dark area.

False fluorescein patterns have an appearance opposite to that of the true fitting relationship. A pseudo flat and pseudo steep pattern can appear because the fluorescein has not penetrated under the lens. Adding more fluorescein is the best way to determine if the pattern is false. Having the patient blink to increase flow under the lens is also helpful.

References

Hom, Milton, Bruce, Adrian, *Manual of contact lens prescribing and fitting*, Butterworth Heinemann, 2006.

Franklin, Andrew, Franklin, Ngaire, *Rigid gas-permeable lens fitting*, Butterworth Heinemann, 2007.

15. JARNÍ SEMESTR 2014 V CHORVATSKU

*Hašková Barbora, Krchňáková Veronika, Rosová Kateřina,
Odvárková Zuzana*

Katedra optometrie a ortoptiky, LF Masarykova univerzita

Jarní semestr 2014 v Chorvatsku

Své studium na University of Applied Sciences Velika Gorica v Chorvatsku jsme započaly 1. března 2014. Tato chorvatská soukromá univerzita, která se nachází přibližně 16 km jihovýchodně od hlavního města Záhřebu,



Nová budova university

nabízí graduální i postgraduální studium. Studenti si mohou vybrat mezi denním a dálkovým studiem.

Univerzita zájemcům o studium nabízí

možnost výběru z pěti možných studijních oborů, které zahrnují i studium Optometrie. V současné době má univerzita 920 studentů, kteří pravidelně dochází na denní studium. Složení studentů na universitě je věkově velmi odlišné, hlavně pokud se zaměříme na obor Optometrie. Vysokoškolské vzdělání si zde doplňuje řada lidí, kteří jsou již dávno zaběhlí v pracovním procesu. Obor Optometrie zde mimo Chorvatů studuje také množství slovinských studentů, kteří aktuálně ve své rodné zemi nemají možnost studia Optometrie. V rámci Chorvatska je tato univerzita jediná, která nabízí studium Optometrie, takže se zde střetávají studenti ze všech koutů tohoto přímořského státu. Momentálně je nabízeno pouze bakalářské studium Optometrie, ale během příštích let by nabídka měla být rozšířena také o magisterské studium.



Mapa Chorvatska; Velika Gorica

V současné době universita disponuje dvěma budovami. Stará budova ve svém přízemí zahrnuje administrativní prostory. Učebny pro studenty můžeme nalézt taktéž v přízemí a v prvním patře. Většina učeben je vybavena počítačovou technikou, kterou studenti využívají například při závěrečných písemných zkouškách a testech. Ve druhém patře budovy je sídlo děkanátu a sekretariát. Stará budova také zahrnuje postranní křídlo, v jehož přízemí se nachází velká posluchárna. První patro tohoto křídla je celé věnováno oboru Optometrie. Nachází se zde malá posluchárna a také vyšetřovna, rozdělená na pět boxů, které jsou



Práce v laboratoři



Práce se štěrbínovou lampou

vybaveny všemi základními pomůckami pro vyšetřování klientů. Každý box nabízí studentům jiné druhy optotypů, které obsahují různé testy pro doladění výsledné korekce daného klienta. První dva boxy jsou navíc vybaveny foroptery. K dispozici zde mají studenti také štěrbínové lampy a keratometry. Další křídlo staré budovy zahrnuje knihovnu, kde si studenti mohou bezplatně zapůjčit odbornou literaturu, která je nabízena v chorvatské i anglickém jazyce. Stará budova také studentům a vyučujícím nabízí možnost posezení ve školní kavárně, kde se podává řada teplých i studených nealkoholických nápojů. Kavárna je přístupná i veřejnosti a nabízí hostům vnitřní posezení v příjemném zázemí či venkovní posezení pod slunečníky. Nová budova byla otevřena 5. května 2014 a my měly tu čest zúčastnit se slavnostního otevření. Budova je moderně vybavena a každá učebna má klimatizaci. Kromě poslucháren zde také můžeme nalézt kabinety vyučujících a také pokoj pro dojíždějící vyučující. Určité posluchárny jsou dle našeho názoru nešťastně řešené. Jsou příliš úzké a dlouhé. Pokud student nesedí v některé z prvních pěti lavic, možnosti získat z přednášky nové informace jsou značně omezené. Do budoucna má universita v plánu ještě další přestavby a značné rozšiřování studijních prostor díky neustále se zvětšujícímu zájmu o studium.

Výuka probíhala převážně individuálně. Společně s chorvatskými kolegy jsme absolvovaly pouze hodiny angličtiny, přednášky z kontaktních čoček a

refrakci ve vyšetřovně. Kantoři k nám měli velice vstřícný a laskavý přístup. Díky malému počtu posluchačů ve třídě jsme měly možnost se hodně ptát a dozvědět se tak co nejvíce nových a velice cenných informací pro náš obor. Výuka probíhala velice podobně jako na domácí universitě – během semestru přednáškové bloky, které byly u některých předmětů rozvinuty o průběžné testy a na konci semestru ústní a písemné zkoušky. V některých předmětech jsme musely vypracovat a přednést před ostatními kolegy prezentace, které se vztahovaly svým obsahem k danému předmětu. Velikým přínosem ve studiu pro nás byla možnost si valnou většinu teoretických poznatků z přednášek vyzkoušet vzápětí v praxi. Většinu času jsme tedy strávily v místní vyšetřovně, kde se nám věnovali také velice individuálně. Na universitě je výuka výrazně přizpůsobena pracujícím studentům. Je proto zcela běžné, že studenti tráví nejvíce času ve škole v pátek a v sobotu. Výjimkou ovšem není ani případ, kdy strávíte ve škole celý víkend od rána až do večera.

Úroveň vyučujících kantorů na universitě je velice vysoká. Studenti jsou školeni opravdovými profesionály ve svém oboru. Řada z nich se ještě dál průběžně vzdělává a tak přináší studentům stále nové a aktuální poznatky z jejich oboru. Jelikož je universita soukromá, může si dovolit pro své studenty zaplatit ty nejlepší učitele. Kromě chorvatských kantorů, kteří měli naprosto profesionální přístup, jsme se setkaly i



Jedna z mála hodin v chorvatštině

s vyučujícím z Rakouska, Švýcarska a Slovinska. Hodiny probíhaly převážně v anglickém jazyce, pouze výjimečně v chorvatštině. Kantoři po studentech při závěrečných zkouškách chtěli převážně jen to, co bylo zmíněno na přednáškách či bylo uvedeno ve studijních textech. Studentům tedy v podstatě stačí chodit na přednášky a dávat na nich pozor k tomu, aby úspěšně zvládly zkoušky a dokončili studium.



Workshop; konference v Rovinji

Nezapomenutelným zážitkem pro nás také byla účast na druhé optometrické konferenci centrální a jihovýchodní Evropy, která se letos konala na Istrii v krásném přímořském městečku Rovinj. Aktivně jsme se zapojily do

pomocných prací, které byly pro pořádání konference nezbytné. První dva dny konference byly věnovány workshopům, které zahrnovaly nejrozličnější témata. Účastníci si mohli vyzkoušet práci na štěrbinové lampě, vyšetřování forií a tropií a mnoho dalších užitečných věcí. Další dva dny poté byly věnovány přednáškovým blokům. Své prezentace zde přednesli zástupci z Rakouska, Německa, Slovinska, Švýcarska, Kanady... Samozřejmě nechyběly ani příspěvky od chorvatských kolegů a také příspěvky české delegace. Účastníci konference měli i volný čas, který mohli trávit buď u hotelového bazénu, na místní pláži či procházkou v úzkých uličkách malebného městečka.

Doufáme, že náš studijní pobyt odstartoval novou éru zahraničního studia. Člověk musí něco obětovat, aby mohl absolvovat studium v zahraničí. Oběti ovšem zdaleka nepřesáhnou pozitiva, přínosy a výhody, které studium v zahraničí přinese. Není nic lepšího než se potkávat s lidmi z vašeho oboru a vyměňovat si navzájem svoje rady a poznatky týkající se dané problematiky. Našeho výjezdu rozhodně nelitujeme a vřele doporučujeme všem dalším studentům, ať to zkusí také. Nebyly jsme první a snad ani poslední, kdo náš obor reprezentoval v zahraničí.

THE SPRING SEMESTER 2014 IN CROATIA

*Hašková Barbora, Krchňáková Veronika, Rosová Kateřina,
Odvárková Zuzana*

Departement of optometry and orthoptics, LF, Masaryk university

Spring Semester in Croatia

Our study began on 1 March, 2014 at the University of Applied Sciences Velika Gorica in Croatia. This Croatian private university is located approximately 16 km from the capital of Croatia - Zagreb. At this university people can study Graduate and Postgraduate studies in a full-time or distance form.

Students can choose from 5 different departments, one of which is also Optometry. At present, the university is attended

by 920 students, who are prepared to study every day. Students of Optometry are

people of different age. There are a lot of people with years of practice and experience who wish to complete their university education. Many students come from Slovenia and attend the university in Croatia because they have no university of



Optometry in their home country. This is the only university that provides study of Optometry in Croatia therefore students from the whole country meet here.

Currently, students can get only Bachelor's degree in Optometry, but within the following years the offer should be extended to Master's degree.



A map of Croatia; Velika

Presently, the university consists of two buildings. The old one comprises administrative rooms and some classrooms on the ground floor and some more classrooms on the first floor. Most of the lecture rooms are equipped with computer technology which is used for final exams and tests. On the second floor there is the seat of Dean's Office and the Secretariat. The old building also provides an adjacent building where a large lecture room is located on the ground floor. The first floor is devoted to the department of Optometry. There is a small lecture room and a laboratory which is divided into 5 boxes. Each box is equipped with aids for examination of clients. There are different kinds of optotypes with different binocular tests for examinations. Students can use a Foropter, a Biomicroscope and a keratometer for practical investigation.



A practice in laboratory

The other part of the old building consists of a library where students can borrow professional literature in Croatian or English language. Behind the old building



Working with a biomicroscope

there is a university cafeteria where people can order hot or cold non-alcoholic drinks. The cafeteria is open to public too and it offers homely inside seating as well as outside seating under the parasols.

The new building has been opened since 5 May, 2014 and we took part in the opening

ceremony. The building is modern and is air-conditioned. Next to the lecture room there are teachers' staffrooms and a room for guests. The university plans more construction work and expansion of the lecture rooms due to the high interest in the study of Optometry.

During our stay, we usually had individual lessons. Together with our Croatian schoolmates we used to attend only English and a subject called Contact lenses and a practical part of refraction in examination rooms. The lecturers were helpful and kind. We had the opportunity to make a lot of inquiries and gained new knowledge in our field. The education system at University of Applied Sciences is very similar to that of Masaryk University – during the semester



One of the lessons in croatian

there is a block of lectures with continuous tests and oral or written exams at the end of the semester. We had to prepare a few presentations from some subjects and then we presented them to our schoolmates. One of the biggest advantages was that we could try new theoretical knowledge in practice. We spent a lot of time in the laboratory. Lots of the students were also people who worked, so it was usual that the lessons took place on Fridays and sometimes also at weekends. The university has really high-quality lecturers; students have the chance to be taught by real professionals in their spheres. Some of the teachers go through further studies, and then they pass the new and up-to-date information onto their students. We have met lecturers from Croatia, Austria, Switzerland and Slovenia. We attended lessons mostly in English and only a few of them were in the Croatian language. The information for the final tests was given during the lessons in the presentations or was written in the study texts. Thus to be present at the lessons, to pay attention and to write down important notes was crucial, yet it was enough for passing the final exams.

A good experience was our participation in The Second Optometric Conference of



A workshop at the Conference in Rovinj of the Central and South-Eastern Europe which took place in Istria at the beautiful seaside of the town Rovinj. We helped with the organisation. The first two days of the conference were devoted to the workshops with interesting topics such as work with a pia or phoria etc. Participants could listen to the presentations which were given by people from Austria, Germany, Slovenia and Canada, and of course, by our Croatian colleagues and delegation from the Czech Republic.

We hope that our study stay will start a long cooperation with foreign universities and that the opportunities for this kind of study will be increased. While the student has to sacrifice something to study abroad, his or her obligation is not bigger than the positive sides and advantages to it. It is very good and helpful to meet people who are interested in the same things. You can exchange ideas and knowledge with each other. We are very glad that we could travel and study in

Croatia and we recommend other students to try it and find new experience with this amazing opportunity!

POSTERY (POSTERS)

16. PŘÍSTROJE PRO MĚŘENÍ ROHOVKOVÝCH PARAMETRŮ

Bc. Hana Šimková

Spoluautor: Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity

Základní rohovkové parametry

Měření rohovkových parametrů patří k základním a stěžejním metodám v praxi optometristy a oftalmologa. Jejich význam je nejen při aplikaci tvrdých, ale i měkkých kontaktních čoček, dále při screeningu rohovkových ektázií a pozorování možných změn a procesů na předním segmentu oka souvisejících mimo jiné i s nošením kontaktních čoček. Jemné změny a odchylky profilu tkáně rohovky, způsobené např. kontaktními čočkami nebo počínající patologií mohou být indikátory možných blížících se komplikací.

Základními měřitelnými rohovkovými parametry jsou: poloměry křivosti přední a zadní plochy, rohovkový astigmatismus, excentricita, její optická mohutnost, tloušťka, citlivost.

K základním metodám řadíme mechanickou či automatickou keratometrii a topografii, k novějším pak patří optická koherenční tomografie a další sofistikované přístroje pro zobrazování a hodnocení předního segmentu oka. Samotné zjišťování keratometrických hodnot poskytuje pouze omezené informace o přední ploše rohovky, je tak potřeba získat více metrických a doplňujících údajů.

Mimo tato běžná vyšetření, rozšířená především v praxi optometristů, jsou rohovkové parametry důležitou charakteristikou v rohovkové a refrakční chirurgii. Stále více vyhledávané refrakční zákroky, ale i terapeutické indikace jako je např. crosslinking, jsou na těchto přístrojích plně odkázány. Svoji významnou roli mají také v kataraktové chirurgii, zejména při následném zjišťování aberací oka.

Přístroje pro měření rohovkových parametrů

Keratometrie

Pojem keratometrie znamená měření poloměrů křivosti přední plochy rohovky. Ve skutečnosti jde o nejběžněji využívanou metodou vyšetření zakřivení rohovky, kdy se měří poloměr křivosti přední plochy rohovky a orientace hlavních řezů astigmatismu. Měřená oblast rohovky se liší dle typu přístroje, ale zpravidla se pohybuje v rozmezí 2-4 mm okolo jejího centra. Získané hodnoty poloměru křivosti jsou pak udávány v milimetrech nebo v dioptriích. Z rozdílu hodnot mezi nejplošším a nejstrmějším meridiánem je možné zjistit i velikost astigmatismu přední plochy rohovky, který má vliv na celkový refrakční stav oka.

První keratometr (oftalmometr) byl sestaven roku 1856 Hermannem von Helmholtzem (1821–1894).

Principem keratometru je odraz dopadajícího světla od přední plochy rohovky, která se chová jako konvexní zrcadlo (tzn. vznik Purkyňových obrázků). Samotné měření probíhá za použití testové značky o dané velikosti a umístěné do známé vzdálenosti před oko. Pozorovatel pak sleduje zdánlivý, přímý a zmenšený obraz těchto značek. Velikost následného obrazu se stanovuje z poloměrů křivosti přední plochy rohovky. Testové značky jsou voleny tak, aby jejich výsledné zobrazení bylo v koincidenci, v takovém případě je měření validní.

Při práci s přístrojem je nutné brát ohled na způsob zobrazování naměřených hodnot. U mechanických keratometrů jsou hodnoty odečítány na stupnici přístroje a testové značky pozorovány okulárem. U automatických keratometrů se využívá elektronika, světelné a detekční diody. Jejich obrazy jsou snímány CCD kamerou a následně vyhodnoceny. Některé automatické keratometry jsou kombinovány s refraktometry, tonometry, pachymetry, topografy, aberometry i jako vícečetné kombinace.

Mechanické keratometry

Helmholtzův keratometr

Helmholtzův keratometr byl sestaven jako první keratometr, který používal pro pozorování dvou petrolejových lamp.

Javal-Schiötzův keratometr

Javal – Schiötzův keratometr byl vynalezen lékaři L. É. Javalem a H. A. Schiötzem a ještě nyní je řazen mezi nejrozšířenější mechanické přístroje k měření zakřivení rohovky. Měření probíhá v centrální části rohovky o průměru cca 3,6–4,2 mm.

Keratometr využívá dvou testových značek, červeného obdélníku a zelené pyramidy.

Největší využití Javal – Schiötzova keratometru je v kontaktologii, při diagnostice keratokonu a při korekci afakických očí.

Hartingerův keratometr

Tento mechanický keratometr od firmy Zeiss používá pevné značky, zdvojení a posunutí značek se uskutečňuje pomocí dvou diasporametrů mezi čočkami objektivu.

Sutcliffův keratometr

U Sutcliffova keratometru vyráběného firmou Bausch and Lomb se měří oba hlavní řezy při jednom nastavení přístroje. Testovací značky jsou tvořeny třemi kružnicemi a znaménky + a -, které musí být ve vzájemné koincidenci.

Littmanův keratometr

Littmanův keratometr je nyní považován za jeden z nejpřesnějších mechanických keratometrů. Jako testové značky zde najdeme dutý a pevný kříž.

Automatické keratometry

Automatické keratometry se využívají nejčastěji v kombinaci s dalšími přístroji, a to např. s autorefraktometrem, tonometrem, pachymetrem nebo v kombinacích.

U těchto přístrojů je využíváno principu elektrických ovládacích prvků, světelných a detekovacích diod. K provedení centrace a samotnému měření poloměru křivosti rohovky se využívá počítače. Největší výhodou automatických keratometrů je přesné zhodnocení maximálního a minimálního řezu v centrální části rohovky a to v průměru až 7,5 mm.

Důležitou součástí přístroje je také detektor záření – CCD kamera, převod informace do digitální podoby a displej nebo monitor.

Při měření zakřivení rohovky automatickými keratometry se zvyšuje přesnost a opakovatelnost měření tím, že naměřené hodnoty přestává hodnotit lidské oko.

Keratoskopie

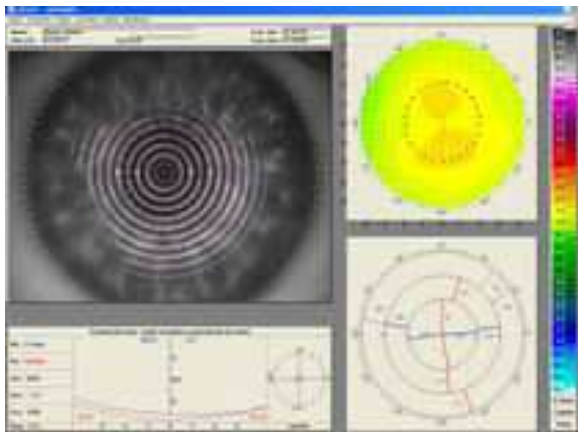
Keratoskopie je technika umožňující komplexněji vyhodnotit změnu povrchu rohovky. Zatímco keratometrie může analyzovat pouze 6 % přední plochy rohovky, keratoskop zobrazí až 70 %. Prvním keratoskopem byl Placidův disk, což jsou soustředné kruhy – střídají se černé a bílé, které jsou promítány na rohovku. Uprostřed se nachází pozorovací otvor s lupou, kde poté pozorovatel sleduje a vyhodnocuje odraz a tvar kruhů. Podle jejich deformace lze usuzovat na nepravidelnosti v povrchu rohovky. Pokud se vyskytují chybějící místa, jsou nejčastěji vlivem např. vyššího nadočnicového oblouku nebo strany nosu. Na podkladě této metody se Placidův disk stále využívá v modernějších přístrojích.

Počítačová topografie

Princip fotokeratoskopie vychází ze základního principu Placidova kotouče a využívá počítačový zobrazovací systém. Obraz je zachycen fotoaparátem, který posílá data počítači ke zpracování. Počítač vyhodnocuje a zobrazuje výsledky na obrazovce nebo výsledky i tiskne. Nově se však používají zařízení – topografy, jejichž základní částí je hlava přístroje, ve které je konkávní provedení Placidova disku. Uprostřed je snímací kamera a kružnice jsou prosvětleny. Jejich počet se liší na typu přístroje. Výsledná měření jsou pak ve formě barevně kódovaných map, povrch rohovky lze znázornit i v trojrozměrném zobrazení pro přehlednější zobrazení průběhu zakřivení a tvaru rohovky. Počítačová topografie tak umožňuje analyzovat více než 6 000 datových bodů na povrchu rohovky, tzn. že umožňuje využívat kvantitativní a kvalitativní analýzu poloměru křivosti přední plochy rohovky v celém jejím rozsahu. Právě periferní části rohovky jsou důležité při screeningu počínajících ektatických onemocněních, která nelze klasickým keratometrem zjistit.

Topograf je tedy přístroj pro mapování rohovky v celé její ploše. Ovládání probíhá pomocí připojeného PC, měření je spuštěno automaticky, jakmile se dosáhne optimální měřicí polohy. Software přístroje je schopen zjistit údaje v kterémkoliv bodě rohovky a obsahuje i fluo simulaci pro aplikaci jednotlivých kontaktních čoček. Jako nadstandardní příslušenství lze přístroj doplnit i pupilometrickým softwarovým modulem a modulem pro měření slzného filmu, meibografii, zobrazení oximapy, úhlu víčka a dalších.

K jednodušším přístrojům patří Easygraph (Oculus, obr. č. 1), který se nasazuje na štěrbinovou lampu. Asi nejrozšířenějším typem je pak Keratograf (Oculus) s mnoha softwarovými moduly (obr. č. 2).



Obr. č. 1: Topograf OCULUS Easygraph Obr. č. 2: Výsledné zobrazení Keratografem

Pachymetrie

Dalším neopomenutelným parametrem rohovky je její tloušťka, která se měří kontaktní ultrazvukovou nebo bezkontaktní optickou pachymetrií.

Kontaktní ultrazvuková pachymetrie

Kontaktní ultrazvuková pachymetrie probíhá přiložením hrot sondy na anestetizovanou rohovku. Krystalový měnič sondy vysílá i přijímá ultrazvukový impuls, který se odráží od přední a zadní plochy rohovky. Nutností je přesné přiložení sondy kolmo na rohovku a to proto, že zvuková osa musí procházet kolmicí k povrchu rohovky.

Výhodou této metody je možnost měření tloušťky v různých místech rohovky. Naopak nevýhodou může být přenos infekce mezi pacienty, a to z důvodu kontaktu měřicí sondy s rohovkou.

Bezkontaktní optická pachymetrie

Bezkontaktní měření tloušťky rohovky je metoda, kdy nedochází k přímému kontaktu s rohovkou. Metoda funguje na principu optických metod za využití štěrbinové lampy.

K výhodám bezkontaktní metody je především zamezení přenosu infekcí, není potřeba použít anestetikum a je snadno dosaženo centrální nastavení.

Aberometrie

Wavefront analýza neboli aberometrie je metoda, která se využívá pro měření aberací nižších a vyšších řádů optického systému oka.

Metoda aberometrie je založena na principu podle Tscherninga a podle Hartmann-Shacka. Měření probíhá ve stovkách jednotlivých bodů a po vyhodnocení informací matematickými analýzami (algoritmus na základě Fourierovy analýzy), vzniká digitální vlnoplocha, která hodnotí tvar pacientovy rohovky.

Aberace nižších i vyšších řádů představují přibližně 20 % lomivých vad oka a významně se tak podílejí na zhoršení kvality vidění.

Mezi přístroje založené na wavefront analýze patří např. Wasca Wavefront Analyzer od firmy Zeiss (obr. č. 3) nebo Zywave od firmy Bausch and Lomb.



Obr. č. 3: Aberometr - Wasca Wavefront Analyzer (Zeiss)

Přístroje pro zobrazování a hodnocení předního segmentu oka

V současné době jsou kladené čím dál vyšší nároky na detailnost proměření předního segmentu oka, a proto se častěji využívá sofistikovanějších zobrazovacích a diagnostických přístrojů. Těmito bezkontaktními metodami jsou zjišťovány informace o přední i zadní ploše rohovky, pachymetrii v celém rozsahu rohovky, informace o komorovém úhlu, duhovce i oční čočce.

Pentacam (Oculus, Inc.)

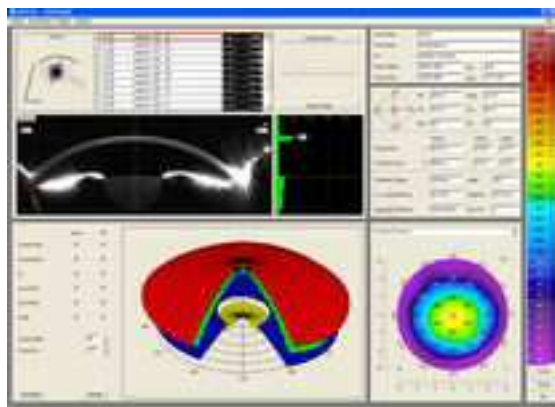
Pentacam je rotační Scheimpflugova kamera, která je schopna zachytit Scheimpflugovy obrazy předního segmentu. Tato metoda poskytuje ostré a vysoce kontrastní obrazy, které zobrazují informace od přední plochy rohovky směrem k zadnímu pouzdru čočky. Největší výhodou zobrazovacího systému přístroje Pentacam je přesné měření centrální části rohovky s následným zobrazením elevačních map, korekce pohybů oka klienta a krátká doba měření. Software novějšího přístroje Pentacam HR (obr. č. 4) umožňuje také měřit denzitometrii (postup kalení oční čočky), simulovat usazení nitrooční čočky (IOL) a fluosimulaci kontaktních čoček.

Z vytvořeného trojrozměrného matematického modelu předního segmentu je možné získat několik zásadních informací, jako např. topografie přední a zadní plochy rohovky (obr. č. 5), rohovková pachymetrie od kraje ke kraji, 3D analýza komorového úhlu a tomografie.

Přístroj je využíván pro rohovkovou i kataraktovou refrakční chirurgii a screening glaukomu.



Obr. č. 4: Pentacam
Pentacam

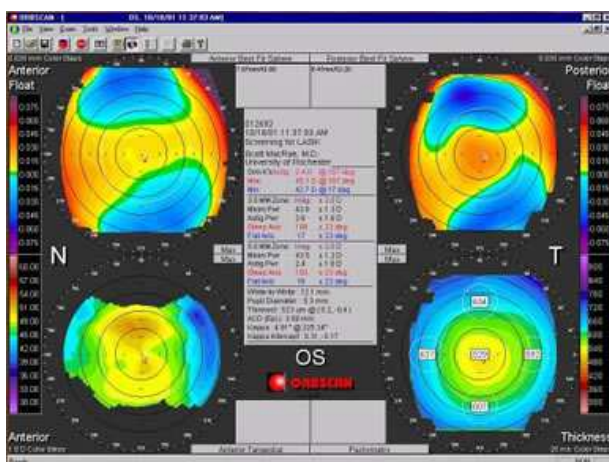


Obr. č. 5: Výsledek měření přístroje Pentacam

Orbiscan II (Bausch&Lomb)

Orbiscan je bezkontaktní optický systém, kterým je možné měřit přední i zadní plochy rohovky, včetně její tloušťky, analýzu přední komory a čočky. Jeho další funkcí je pupilometrie. Samotné měření probíhá přibližně 2 sekundy a pacient během měření fixuje světelný terč. Výsledkem měření je barevná mapa s legendou, ze které lze určit maximální a minimální hodnoty (obr. č. 6).

Přístroj lze kombinovat i s Hartmann-Shackovým aberometrem, který měří i aberace vyšších řádů wavefront analýzou.



Obr. č. 6: Výsledek měření z přístroje Orbiscan

Atlas (Zeiss)

Přístroj Atlas je vysoce pokročilý diagnostický rohovkový systém, který analyzuje topografii rohovky, její přední i zadní plochu rohovky, hloubku a tloušťku rohovky. Přístroj funguje na principu Scheimpflugovy kamery a měří ve 25 000 bodech. Celé měření probíhá asi 2 vteřiny a jeho výsledkem je trojrozměrný obraz. Velikými přednostmi přístroje jsou možnosti srovnávat pořízené snímky, vytvoření virtuálního modelu předního segmentu, možnost analyzovat pokročilost katarakty a přesnější určení vhodných parametrů intraokulární čočky (obr. č. 7).



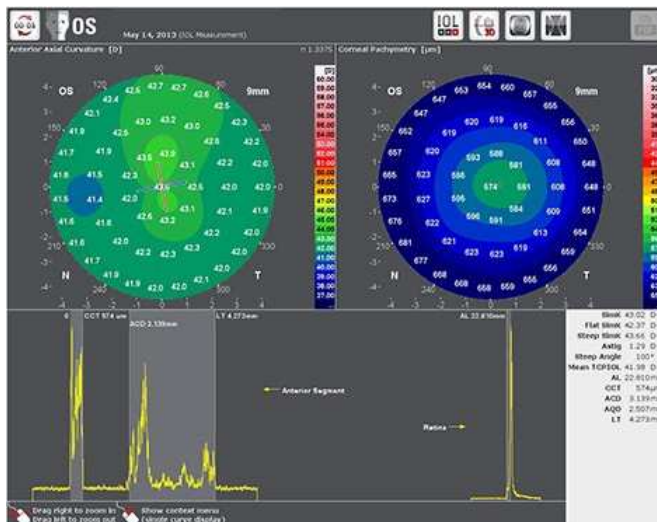
Obr. č. 7: Přístroj Atlas 9000 od firmy Zeiss

Duální Scheimpflugův analyzátor Galilei

Duální Scheimpflugův analyzátor Galilei slouží pro 3D analýzu předního segmentu a topografii rohovky. Přístroj Galilei funguje na základě dvou principů: Placidovy disky poskytují přesné měření zakřivení rohovky a Scheimpflugova kamera je vhodná pro získání dat (obr. č. 8).

Přístrojem Galilei se dají zjišťovat informace o pachymetrii, densitě rohovky i čočky, topografii rohovky i čočky, lze analyzovat přední komoru a měřit tloušťku čočky.

Velikou výhodou přístroje Galilei je v tom, že všechna měření probíhají najednou, což výrazně redukuje chyby a urychluje měření. Kombinace tří přístrojů v jednom je úspornější řešení. Nejčastěji je přístroj Galilei používán pro biometrii u kataraktové chirurgie.

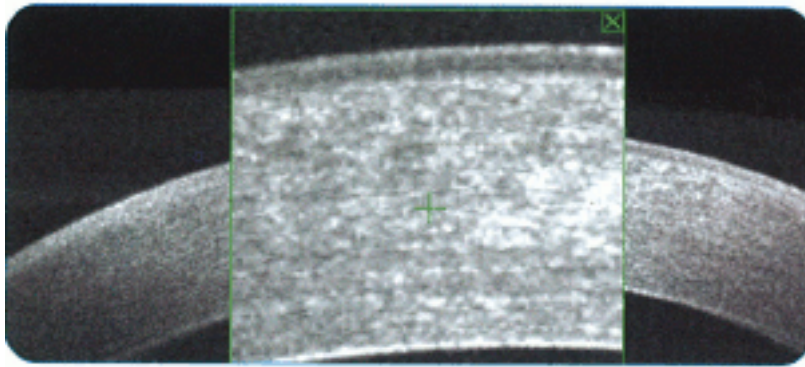


Obr. č. 8: Výsledek měření přístroje Galilei

Předně-segmentové OCT

Optická koherenční tomografie je bezkontaktní technologie, která poskytuje detailní zobrazení struktur v příčném řezu. Principem je nízkofrekvenční interferometrie, kdy je intenzita a časová prodleva mezi světlem vyslaným a odraženým od vyšetřované tkáně srovnána s odrazem světla od referenčního zrcadla. Tímto vzniká tzv. interference. Protože je rychlost světla milionkrát vyšší než rychlost zvuku u ultrazvuku, je u optické koherenční tomografie možné dosáhnout axiálního rozlišení v řádech 2-20 μm .

Předně-segmentová optická koherenční tomografie se využívá k měření vzdálenosti mezi jednotlivými očními strukturami, k určení průměru pupily, hloubky přední komory, tloušťky a poloměrů křivosti čočky. Velmi důležité je OCT i při diagnostice rohovkových dystrofií, degenerací nebo při měření tloušťky rohovky. Přístroj zobrazuje přední segment s přesností kolem 10 μm (obr.9).



Obr. č. 9: Zobrazení rohovky přístrojem OCT

Použitá literatura

1. Beneš P. *Keratometrie – princip, měření, rozvržení a excentricita keratometrických hodnot v populaci*, Brno 2012, Disertační práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
2. Buriánková L. *Moderní přístrojová technika v optometrii*, Brno 2013, Bakalářská práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
3. Celá N. *Pentacam a jeho možnosti*, Brno 2014, Bakalářská práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
4. Glogarová L. *Porovnání keratometrie javalovým keratometrem a rohovkovou topografií*. Brno 2010, Diplomová práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
5. Kuchynka P. et al.: *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007, 812 s.
6. THE VISION CARE INSTITUTE® studijní materiál *Základy kontaktologické praxe: Vyšetření zakřivení rohovky*
7. Rutrle M. *Přístrojová optika*. 1. vyd., Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000.
8. Župková P. *Vliv poměrů parametrů rohovky a délky oka na vývoj refrakční vady*, Brno 2013, Diplomová práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita

Elektronické zdroje

1. <http://www.cmi.sk/download/Program%20rohovka.pdf>
2. <http://www.ocniklinikahp.cz/technicke-vybaveni/merici-pristroje>

Zdroje použitých obrázků

Obr. č. 1: Topograf OCULUS Easygraph

<http://www.oculus.cz/topografy>

Obr. č. 2: Výsledek měření přístroje Easygraph

<http://www.oculus.cz/topografy>

Obr. č. 3: Wasca Wavefront Analyzer (Zeiss)

<http://www.matquocte.com/vi/page/about/trang-thiet-bi>

Obr. č. 4: Pentacam

http://www.oculus.de/cz/sites/detail_ger.php?page=399

Obr. č. 5: Výsledek měření přístroje Pentacam

<http://www.oculus.cz/pentacam>

Obr. č. 6: Výsledek měření z přístroje Orbscan

<http://keratokonus.webnode.cz/news/vysetreni-na-pristroji-orbscan/>

Obr. č. 7: Přístroj Atlas 9000 od firmy Zeiss

http://www.zeiss.com/meditec/en_de/products---solutions/ophthalmology/cornea-refractive/cornea-diagnostics/corneal-topography-system/atlas-9000.html#highlights

Obr. č. 8: Výsledek měření přístroje Galilei

<http://www.videris.cz/pristrojove-vybaveni/g6-lens-professional>

Obr. č. 9: Zobrazení rohovky přístrojem OCT

<http://www.videris.cz/pristrojove-vybaveni/oct-slo>

CORNEAL PARAMETERS MEASURING DEVICES

Bc. Hana Šimková

Co-author: Mgr. Pavel Beneš, Ph.D.

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine,
Masaryk University in Brno

Basic corneal parameters

Measurement of corneal parameters is one of the standard and cardinal methods in an optometrist's and an ophthalmologist's practice. It's important not only in the application of RGP and soft contact lenses, but also in the screening of corneal ectasia and observing changes and processes of the anterior segment of the eye caused by wearing contact lenses. Slight changes and deviations profile corneal tissue, e. g. caused by contact lenses or impending pathology may be indicators of possible impending complications.

The basic corneal parameters are the curvature of the anterior and posterior surfaces, corneal astigmatism, eccentricity, the optical power, thickness and sensitivity of the cornea. The basic methods are mechanical, automatic keratometry and topography, the new ones are optical coherence tomography and other sophisticated devices for imaging and evaluation of the anterior segment of the eye.

Besides these routine examinations, particularly used in optometrist's practice, are corneal parameters important characteristic in corneal and refractive surgery. Increasingly popular refractive surgery or therapeutic indications such as crosslinking are fully dependent on these devices. It's important also in cataract surgery, mainly during the detection of aberrations of the eye.

Corneal parameters measuring devices

Keratometry

The term keratometry means measurement of the curvature of the anterior corneal surface. In fact, it is the most widely used methods of measurement of the curvature of the cornea, which measures the radius of curvature of the anterior corneal surface and the orientation of the main sections of astigmatism. The measured area of the cornea varies by type of device, but generally ranges from 2 to 4 mm around the center. The unit of the radius of curvature is millimeters or diopters. The difference between the flattest and steepest meridian is possible to determine the size of astigmatism of the anterior corneal surface, which affects the refractive condition of the optical system of the eye.

First keratometer (ophtalmometre) was constructed in 1856 by Hermann von Helmholtz (1821-1894). The keratometer works on the principle of reflection of incident light from the anterior corneal surface, which is a convex mirror (i.e. the Purkyne images). The measurement is carried out using a test mark, that are located in knowing distance in front of the eye. The observer then follows the apparent direct a reduced image of the brand. Size subsequent image is calculated from the radii of curvature of the front corneal surface.

It is necessary to take into account the method of displaying measured values during the work with the machine. For mechanical keratometer values are read on a scale apparatus and test marks observed through the eyepiece. For automatic keratometer is used electronics, lighting and detection diodes. Their images are scanned by a CCD camera and subsequently evaluated. Some auto-keratometers are combined with refractometers, tonometers, pachymeter, topographer, aberrometer or multiple combinations.

Mechanical keratometer

Helmholtz keratometer

Helmholtz keratometer was constructed as the first keratometr. It used two kerosene lamps for the observation.

Javal-Schiötz keratometer

Javal - Schiötz keratometer was invented by doctors L. É. Javal and H. A. Schiötz and even now is considered as the most widely used mechanical devices to measure the curvature of the cornea. Measurements are in the central part of the cornea with a diameter of about 3.6 to 4.2 mm.

Keratometer uses two test marks, red rectangle and green pyramid. The largest use Javal - Schiötz keratometer is in contactology, the diagnosis of keratoconus and correction of aphakic eyes.

Hartinger keratometer

This mechanical keratometer from the company Zeiss uses a solid brand. Duplication and displacement brands are carried out using two diasporameters between the objective lenses.

Sutcliffe keratometer

Sutcliffe keratometer manufactured by Bausch and Lomb measures both major cuts in one device settings. Test marks are made up of three circles and signs + and -, that must be in mutual coincidence.

Littmann keratometer

Littmann keratometer is now considered as one of the most exact mechanical keratometer. As a test mark we can find the hollow and solid cross.

Automatic keratometer

Automatic keratometer is most often used in combination with other devices, e. g. autorefractometer, tonometer, pachymeter or in combination of all these mentioned.

This device uses the principle of electrical controls, light-emitting diodes and detecting diodes. Computers are used for centration measurement itself and the radius of curvature of the cornea. The biggest advantage of automatic keratometer is an exact assessment of the maximum and a minimum cross-sectional central portion of the cornea on average to 7.5 mm.

An important part of the device is also a radiation detector - CCD camera, transfer information to digital display or monitor.

During the measuring of corneal curvature by automatic keratometer increases the accuracy and repeatability of the measurement, the measured value ceases to evaluate the human eye.

Keratotomy

Keratotomy is a technique for comprehensive evaluating changes of the corneal surface. While keratometry analyzes only 6% of the front surface of the cornea, keratotomy receive up to 70%. The first keratoscope was Placido disc, that is composed of concentric circles - alternating black and white, that are projected on the cornea. There is the observation hole with a magnifying glass in the middle. According to deformation can be assumed to irregularities in the corneal surface. If there are missing points often due to e. g. superciliary upper side or nose. Using this method the Placido disc is still used in modern devices.

Computer topography

Photokeratotomy is based on the principle of Placido disc and computer imaging system. The image is transcribed by the camera, which sends data to a computer for processing. The computer evaluates and displays the results on screen or even printed results. Recently it has been used a device - topographer which primary part is the head of the device with the concave embodiment Placido disc. There is the document camera in the middle and circle are lit.

The amount of the circles varies on the type of device. The resulting measurements are in the form of color-coded map, the surface of the cornea can be represented as a three-dimensional display for more precise display during the curvature and shape of the cornea. Computer topography allows analysis of more than 6000 data points on the corneal surface. That enables the use of quantitative and qualitative analysis of the radius of curvature of the front surface of the cornea in its range. Now the peripheral part of the cornea is important in screening commencing ectatic diseases that cannot detect by classic keratometer.

Topography is a device for corneal mapping the whole surface. Control is via a connecting with PC, the measurement is started automatically when reaches the optimal measurement position. The software of the device is able to detect the data at any point in the cornea and includes fluo simulation for the application of contact lenses. As an optional equipment can also be added pupilometric software module and a module for measuring tear film, meibography, oximapy view, angle of the eyelids and more.

The one of the simplest instruments is Easygraph (Oculus, Image no. 1) which is attached to the slit lamp. Probably the most common type is Keratograph (Oculus) with many software modules (Image no. 2).

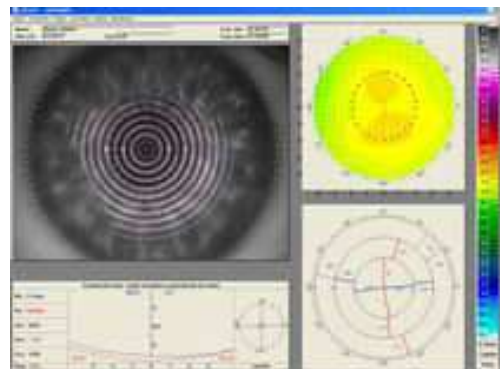


Image no. 1: Topograph OCULUS Easygraph Image no. 2: The result of the measurement device by Keratograph

Pachymetry

The other significant parameter is the thickness of the cornea which is measured by contact ultrasonic or optical non-contact pachymetry.

Contact ultrasonic pachymetry

Contact ultrasonic pachymetry is conducted by placing the probe tip to the anesthetized cornea. The crystal converter of the probe transmits and receives an ultrasonic pulse which is reflected from the front and back corneal surfaces. Necessity is the exact attaching the probe perpendicular to the cornea and because the sound must pass through the axis perpendicular to the surface of the cornea.

The advantage of this method is the possibility of the measuring the thickness at different locations of the cornea. And conversely the disadvantage can be the transmission of infection between patients due to the measuring probe contact with the cornea.

Non-contact optical pachymetry

Non-contact measuring corneal thickness is a method where is no direct contact with the cornea. The method works on the principle of optical methods for the use of a slit lamp.

The advantages of non-contact methods are primarily to prevent transfer of infections, it is not necessary to apply an anesthetic and is easily achieved by a central setting.

Aberrometry

Wavefront analysis or aberrometry is a method that is used to measure low and high order aberrations of the optical system of the eye.

Aberrometry is based on the principle according to Tscherning and the Hartmann-Shack. Measurement is performed in hundreds of individual points and the evaluation of mathematical analysis information (algorithm based on Fourier analysis), there is a digital wavefront which assesses the shape of the patient's cornea.

Low and high order aberrations represent approximately 20% of refractive defects of the eye and significantly contribute to the deterioration of vision.

Among the instruments based on wavefront analysis include Wasca Wavefront Analyzer from Zeiss (Image n. 3) or Zywave from Bausch and Lomb.



Image no. 3: Aberometer - Wasca Wavefront Analyzer (Zeiss)

Devices for imaging and evaluation of the anterior segment of the eye

Currently there has placed increasingly higher demands on the detailed measurement of the anterior segment of the eye and therefore it is often used sophisticated imaging and diagnostic devices. These are non-contact methods for determining a front and back surface of the cornea, pachymeter in its entirety corneal, information about ventricular angle, iris and lens of the eye.

Pentacam (Oculus, Inc.)

Pentacam is a rotating Scheimpflug camera which is able to view Scheimpflug images of the anterior segment. This method provides sharp and high contrast images that display information from the anterior corneal surface towards the posterior capsule of the lens. The biggest advantage of the imaging device system Pentacam is the precise measurement of the central part of the cornea with elevation map display, correction of eye movement and short measurement time. Software newer devices Pentacam HR (Image no. 4) allows also measuring densitometry (process of hardening of the eye lens), simulating of seating intraocular lenses (IOL) and fluosimulation of contact lenses.

Some essential information is obtained from created a three-dimensional mathematical model of the anterior segment, e. G. topography anterior and posterior corneal surface (Image no. 5), corneal pachymetry, 3D analysis ventricular angle and tomography. The device is used for corneal refractive surgery and cataract and glaucoma screening.



Image no. 4: Pentacam device by Pentacam

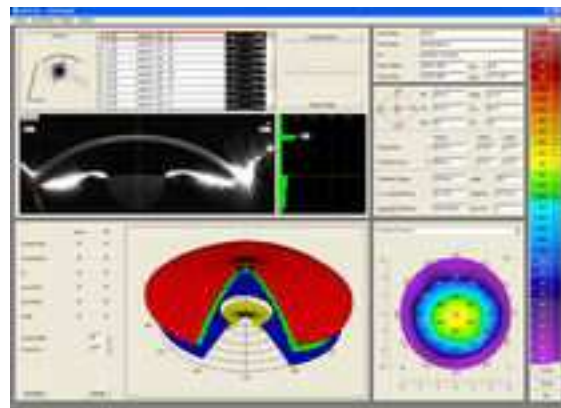


Image no. 5: The result of the measurement

Orbiscan II (Bausch&Lomb)

Orbiscan is a non-contact optical system which is capable to measure front and back surfaces of the cornea, including its thickness, the analysis of the anterior chamber and lens. Its other function is pupilometry. The measurement is carried out for about 2 seconds and the patient during measurement fixes the light target. The measurement result is a colorful map with legend, from which you can determine the maximum and minimum values (Image no. 6).

The device can be combined with Hartmann-Shack aberrometer, which measures high order aberrations by wavefront analysis.

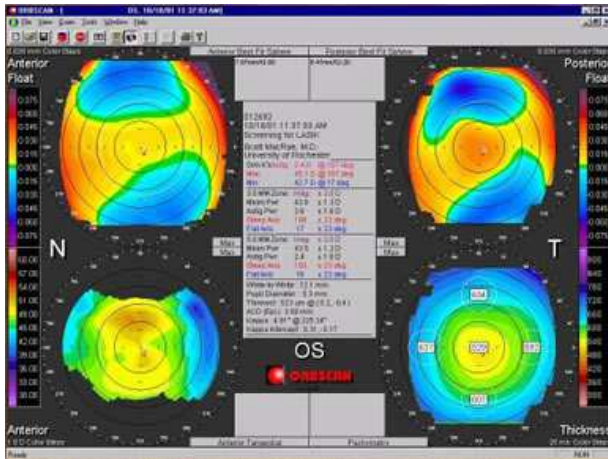


Image no. 6: The result of the measurement device by Orbscan

Atlas (Zeiss)

The Atlas device is a highly advanced corneal diagnostic system that analyzes the topography of the cornea, the anterior and posterior surface of the cornea, the depth and thickness of the cornea. The device works on the principle of Scheimpflug camera and measured at 25,000 points. The whole measurement is about 2 seconds and resulted in a three-dimensional image. The advantages of the device are possibilities to compare the captured images, create a virtual model of the anterior segment, the ability to analyze maturity of cataract and accurate identification of suitable parameters intraocular lens (Image no. 7).



Image no. 7: Atlas 9000 from Zeiss

Galilei dual Scheimpflug analyzer

The dual Scheimpflug Galilei analyzer is used for 3D analysis of the anterior segment and corneal topography. Galilei device works on the basis of two

principles: Placido discs provide precise measurements of the corneal curvature and Scheimpflug camera is suitable for data acquisition (Image no. 8).

The information about pachymetry, corneal and lens density, lenses and corneal topography, anterior chamber and measured the thickness of the lenses can be analyzed by Galilei.

A big advantage of the device Galilei is that all measurements are performed simultaneously, which greatly reduces errors and speed up measurements. The combination of three devices in one is more economical solution. Galilei device is used for biometrics in cataract surgery.

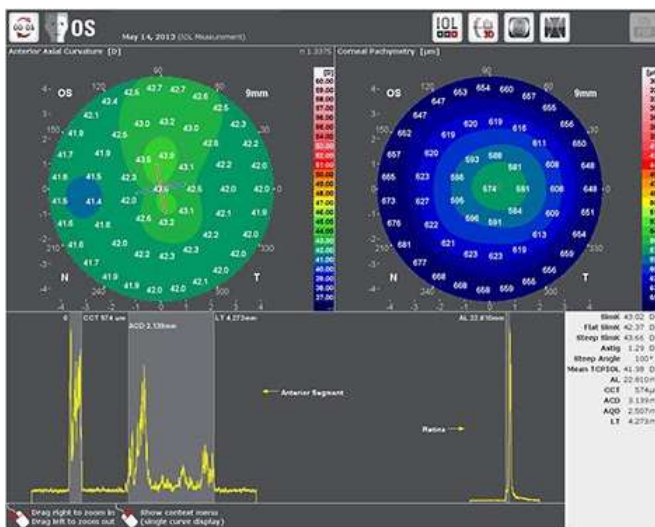


Image no. 8: The result of the measurement by device Galilei

Frontly segmented OCT

Optical coherence tomography is a non-contact technology that provides a detailed view of the structures in cross-section. The principle is the low-frequency interferometry, where the intensity and the time delay between the transmitted and reflected light from the examined tissue compared with the reflection of light from the reference mirror. This is interference. Because of the speed of light is a million times bigger than the speed of sound in ultrasound, it can be achieved in the order of 2-20 microns in optical coherence tomography axial resolution.

Frontly segmented optical coherence tomography is used to measure the distance between the eye structures, to determine the pupil diameter, depth of the anterior chamber, thickness and radius of curvature of the lens. It is very important in the diagnosis and OCT corneal dystrophy or degeneration in

measuring corneal thickness. The device displays the front segment with an accuracy of about 10 microns (Image no. 9).

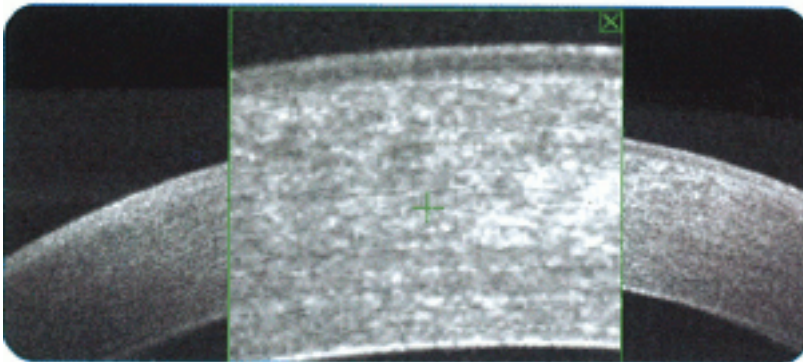


Image no. 9: View of the cornea by OCT device

Sources

1. Beneš P. *Keratometrie – princip, měření, rozvržení a excentricita keratometrických hodnot v populaci*, Brno 2012, Disertační práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
2. Buriánková L. *Moderní přístrojová technika v optometrii*, Brno 2013, Bakalářská práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
3. Celá N. *Pentacam a jeho možnosti*, Brno 2014, Bakalářská práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
4. Glogarová L. *Porovnání keratometrie javalovým keratometrem a rohovkovou topografií*. Brno 2010, Diplomová práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita
5. Kuchynka P. et al.: *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2007, 812 s.
6. THE VISION CARE INSTITUTE® studijní materiál *Základy kontaktologické praxe: Vyšetření zakřivení rohovky*
7. Rutrle M. *Přístrojová optika*. 1. vyd., Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000.
8. Župková P. *Vliv poměrů parametrů rohovky a délky oka na vývoj refrakční vady*, Brno 2013, Diplomová práce, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita

Electronic sources

1. <http://www.cmi.sk/download/Program%20rohovka.pdf>
2. <http://www.ocniklinikahp.cz/technicke-vybaveni/merici-pristroje>

Sources of used pictures

Image no. 1: Topograph OCULUS Easygraph

<http://www.oculus.cz/topografy>

Image no. 2: The result of the measurement device by Keratograph

<http://www.oculus.cz/topografy>

Image no. 3: Aberometer - Wasca Wavefront Analyzer (Zeiss)

<http://www.matquocite.com/vi/page/about/trang-thiet-bi>

Image no. 4: Pentacam

http://www.oculus.de/cz/sites/detail_ger.php?page=399

Image no. 5: The result of the measurement device by Pentacam

<http://www.oculus.cz/pentacam>

Image no. 6: The result of the measurement device by Orbscan

<http://keratokonus.webnode.cz/news/vysetreni-na-pristroji-orbscan/>

Image n. 7: Atlas 9000 from Zeiss

http://www.zeiss.com/meditec/en_de/products---solutions/ophthalmology/cornea-refractive/cornea-diagnostics/corneal-topography-system/atlas-9000.html#highlights

Image no. 8: The result of the measurement by device Galilei

<http://www.videris.cz/pristrojove-vybaveni/g6-lens-professional>

Image no. 9: View of the cornea by OCT device

<http://www.videris.cz/pristrojove-vybaveni/oct-slo>

17. SPORTOVNÍ OPTOMETRIE

Bc. Lenka Pivodová

Vedoucí práce: Mgr. Jitka Bělíková

Katedra optometrie a ortooptiky, Masarykova univerzita, Lékařská fakulta

Většina lidí, kteří se profesionálně věnují sportům, investují svoje peníze do sportovního oblečení a vybavení, aby dosáhli co nejlepších výsledků. Ale úspěch nezávisí pouze na těchto aspektech. Žádný sportovec by nezlepšil své dovednosti bez dostatečné kvality vidění. A tudíž se nabízí otázka, jakou pozornost věnují sportovci péči o zrak? Věnují stejný čas péči o zrak? Zrak je nejdůležitější smysl, který vede naše tělo, a proto zastává i významnou roli při sportovní aktivitě, zejména sportech na profesionální úrovni. Vidění poskytuje informaci, kolik síly, rychlosti a jiných dovedností musí sportovec vynaložit k dosažení úspěchu. Na druhou stranu lidé, kteří se zajímají o sportovní dění, ale pouze z pozice diváka, mohou být rovněž potenciálními adepty pro odvětví sportovní optometrie. Tito lidé mohou mít výbornou kvalitu vidění, která může zvýšit jejich zájem o sportovní aktivity.

Každý sportovec a sportovní asociace by měli být dostatečně informováni a vzděláváni v oblasti sportovní optometrie, péče o zrak, které mají významný vliv na sportovní výkon. Mezi nezbytné aspekty patří zraková ostrost, zobrazení a kvalita obrazu na sítnici. Dále sensorický, motorický systém a postupné zpracování vstupních informací. Sensorický a motorický systém zajišťují stabilní fixaci a plynulé oční pohyby, jejich souhru a další důležité funkce, jakými jsou akomodace, vergence a fúze. Do procesu zpracování informace, který probíhá specificky, patří interpretace a vyhodnocení vizuálních podnětů.

Sportovní optometrie

Sportovní optometrie zahrnuje mnoho významů a problematik. Sportovní optometrie se zabývá mnoha způsoby, jak správně docílit potřebné kvality vidění ve sportovním odvětví. Sportovní optometrie poskytuje sportovcům informace, jak předcházet očním úrazům. Současně také předává individuální doporučení, díky kterým lze dosáhnout nejlepších sportovních výsledků. Sportovní optometrie je zaměřena na nedostatky, poruchy v oblasti vidění, které mohou mít negativní vliv na sportovní výkon jedince. Mezi tyto nedostatky lze zařadit nedostatečnou zrakovou ostrost, vizuální rušivé podněty, jaký jsou oslnění, mlhavé vidění, halo efekt a další faktory, které mohou zapříčinit rozmazané vidění a sníženou zrakovou ostrost.

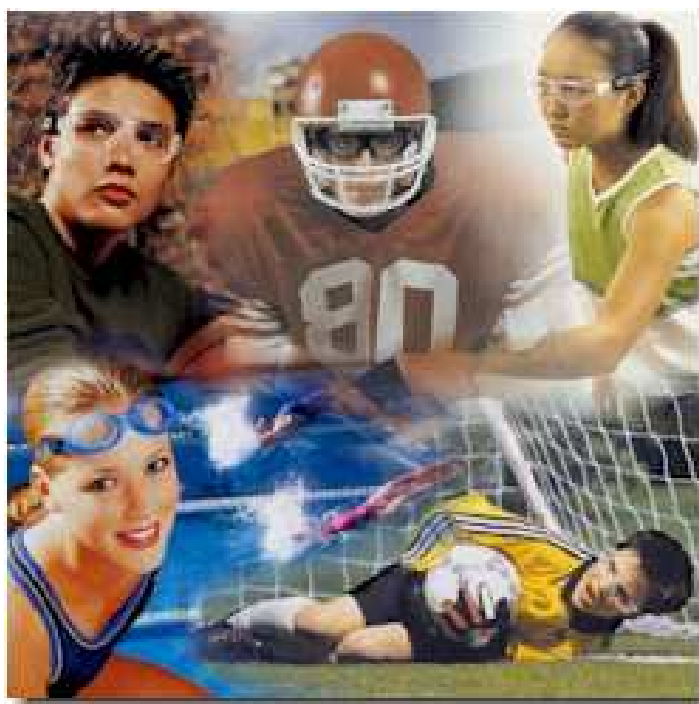
Rozmazané vidění, halo efekty vlivem nedostatečné korekce refrakční vady významně ovlivňují sportovní výkon jedince.



Rovněž je tomu v případě nežádoucího oslnění.



Zrakový trénink je zaměřen na specifické vizuální schopnosti, které představují stěžejní roli pro konkrétní sportovní odvětví. Nezbytnou součástí zrakového tréninku je společná konzultace mezi odborným pracovníkem a sportovcem, trenérem a ostatními členy týmu, jedná-li se o kolektivní sport. Tématem jejich sezení jsou samozřejmě náměty a řešení, které by co nejlépe vedly k dosažení vynikajících sportovních výkonů. Dále jsou konzultovány možnosti korekce refrakčních vad, sportovcům je poskytnuto poradenství v aplikaci kontaktních čoček, které jsou pohodlnějším pomocníkem při sportu oproti brýlové obrubě. A to je další problematika, kterou sportovní optometrie zahrnuje. Pro volbu korekce refrakční vady mezi kontaktní čočkou anebo brýlovými čočkami je třeba zohlednit nejen typ sportu, ale i pohodlí a návyky jednotlivce. Přestože jsou kontaktní čočky v mnoha ohledech komfortnější variantou, někteří sportovci mohou preferovat korekci brýlovými čočkami. Jedním z důvodů použití brýlí místo kontaktních čoček mohou být klimatizovaná vnitřní prostředí, kde dochází k vysušování čoček. V těchto případech jsou klientům doporučovány oční kapky, které povrch čoček zvlhčují.



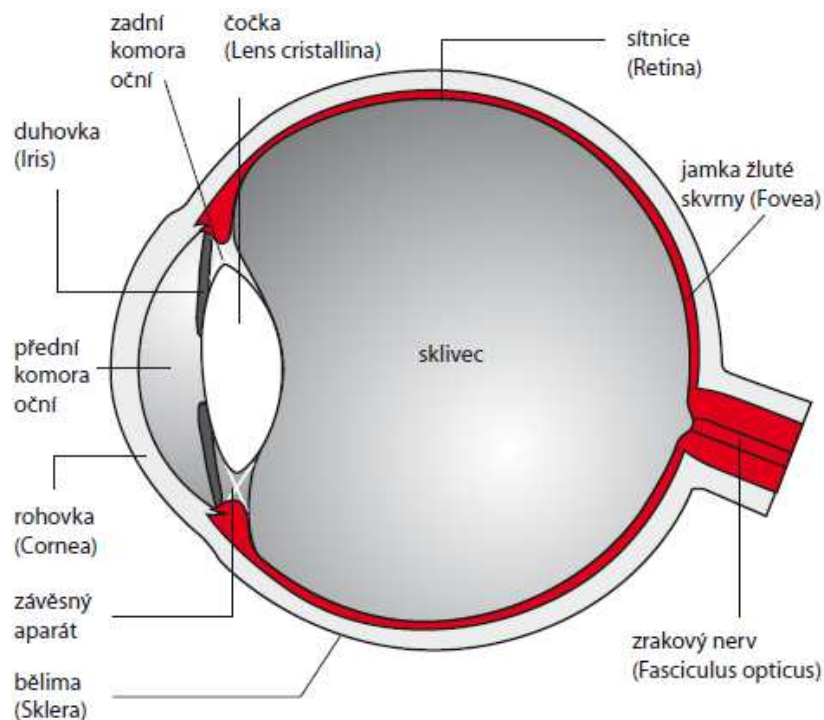
Při výběru korekční pomůcky je třeba zvážit několik důležitých faktorů. Zda-li se jedná o venkovní nebo halový sport, tedy světelné podmínky, oslnění a s ním související rušivé odrazy. Nežádoucí odrazy světla můžeme na brýlových čočkách eliminovat povrchovými úpravami, a tím zvýšit uživatelské pohodlí a sportovní výkon. Nejen antireflexní úprava, ale samotný materiál brýlové čočky musí být pečlivě zvážen. Dalším faktorem ovlivňujícím sportovní výkon je zorné pole. Kontaktní čočky zorné pole nikterak neomezují oproti brýlovým obrubám. Očnice brýlových obrub by měly mít adekvátní průměr, aby bylo zorné pole co nejméně omezeno. Obruby by měly být vyrobeny z pružného materiálu, který zvýší odolnost vůči deformaci či prasknutí obruby při nechtěném úderu, a také by měly být upevněny k hlavě pomocí gumičky, která brýle fixuje a brání jejich spadnutí.



Zrakový trénink není krátkodobou záležitostí, vyžaduje trpělivost nejen ze strany klienta, ale i odborníka. Výsledky, pozitivní změny se mohou dostavit až za dobu několika týdnů. Ale vše závisí na přístupu, dodržování doporučených postupů a očních cvičení.

Vizuální zpracování informací

Sportovní výkon zahrnuje reakci sportovce na podnět, zpracování vstupní informace a příslušnou odpověď systému. Model zpracování informace byl navržen pro lepší pochopení jednotlivých vizuálních procesů. Proces zpracování informací sestává ze tří centrálních mechanismů, odvětví. Jedná se o percepční mechanismus, motorický mechanismus a zrakové centrum.



Všechny mechanismy spolu vzájemně spolupracují a navazují jeden na druhého. Velké množství informací přicházejí k percepčnímu systému z odlišných receptorů, kterým jsou zrakové receptory, vestibulární, sluchové a hmatové receptory. Vstupní informace jsou pro své velké množství filtrovány a vhodné části jsou dále zpracovány. Část informací, která není podstatná, je odfiltrována jiným neurologickým mechanismem. Tento proces třídění informací hraje důležitou roli v průběhu sportovního výkonu a udržení pozornosti. Informace jsou dále interpretovány motorickým systémem, jehož činnost má významný podíl na utváření zrakového vjemu. Poslední část procesu zpracování a třídění informací probíhá ve zrakovém centru v mozku.

Vidění a rovnováha

Vidění úzce souvisí s držením těla. Schopnost udržet rovnováhu a současně zpracovávat vizuální podněty je vyžadována v mnoha dynamických sportovních aktivitách.



Pro měření spolupráce vizuálního systému s rovnováhou těla byla provedena řada testů a cvičení. Testy spočívají v plnění několika úkolů, zatímco se testové podněty pohybují nebo nacházejí v konstantní pozici. Klientova schopnost udržet rovnováhu je zaznamenána v průběhu každého úkolu a vyhodnocena dle příslušné stupnice, která vypovídá o kvalitě, spolupráci těchto dvou systémů.

Zorné pole

Zorné pole je další nedílnou součástí sportovní optometrie, které by měla být věnována pozornost. Uvědomění si podnětů přicházejících z periferie je důležitým aspektem, který ovlivňuje celkový sportovní výkon jednotlivce. Důležitými faktory jsou rozsah zorného pole, kvalita zorného pole, reakce na podněty v zorném poli a jejich správná lokalizace v prostoru.



Byly provedeny studie, které porovnávaly zorné pole sportovců s nesportovci. Studie ukázaly, že většina sportovců má rozšířené zorné pole, ale zejména se objasnila skutečnost, že reakční časy na různé testové podněty v zorném poli jsou rychlejší u sportovců v porovnání s nesportovci.

Závislost a nezávislost zorného pole vzhledem ke sportovní činnosti jsou spojeny s procesem zpracování informace. Některé studie uvádí, že při kolektivních sportech, např. fotbal, basketbal, dávají jedinci přednost periferním stimulům, respektive citlivěji vnímají periferní podněty. Vysvětlením je skutečnost, že sportovci musí udržovat neustálou pozornost na objekty okolo sebe. Naopak u jednotlivců, individuálních sportů je zvýšená citlivost na centrální podněty zorného pole, a tím i zvýšená koncentrace na udržení rovnováhy těla.

Ve sportovní optometrii lze najít mnoho aspektů, které je vhodné testovat a vyhodnotit. Čím více bude prováděno podobných studií, tím lépe budeme moci porozumět složitému systému našeho organismu a tím efektivněji stanovíme příslušné postupy, které pomohou lidem k dosažení vyšších sportovních výkonů.

Zdroje:

1. Sports Vision: Vision Care for the Enhancement of Sports Performance;
Graham B. Erickson
<http://books.google.cz/books?id=OHTbtaqHKUC&printsec=frontcover&dq=sports+vision&hl=cs&sa=X&ei=7OAEVJWgG-nd4QTO4oHIDw&ved=0CB8Q6AEwAA#v=onepage&q=sports%20vision&f=false>
2. Časopis Česká oční optika, ISSN 1211-233X, září 2006, str.84-85

SPORTS VISION

Bc. Lenka Pivodová

Supervisor: Mgr. Jitka Bělíková

Department of Optometry and Ortopics, Medical Faculty, Masaryk University

Most people, who are participate in sports, spend a lot of money on their sports clothes and equipment to achieve the best results. But the success does not depend only on these components. Each athlete would not improve own skills without sufficient quality of vision. Here is the question, what about their care of vision? Do they spend as much time on reaching the best visual quality as buying sports equipment? Vision is the most important human sense, that leads our body, so that vision has obviously significant role in sports. Vision provides information for athlete, how much strenght, speed and other skill must be performed to get the successful results. On the other side people, who are interested in sports, but only as a spectator, could be potentially sports vision patients. These people could have the great visual quality, which would increase the chance to enjoy watching sports.

Each athlete and all sports associations should be informed and educated about the aspects of vision, that have main influence on sport performance. The necessary aspects are sight, sensory and motor system and information processing. The sight means brightness of the image on the retina and ocular health. Sensory and motory system provides fixation stability and movements of the eye and other important function such as accommodation, vergence and fusion. At least information processing ensures exact, specific and quick processing, interpretation and determination of visual stimulus.

Sports Vision

The term sports vision has lot of explanations and meanings. Sports vision include many different ways to take care of vision quality properly. For athlete the

optometric sports vision provides education and prevention of injuries. It also gives individual advices to improve sports performance. Sports optometry is focused on functional vision deficiency, that may negatively affect athlete's performance. These deficiencies include the lack of visual acuity, visual distracting stimuli such as glare, blurred vision, halo effect and other factors that may cause blurred vision, decreased visual acuity.

Blurred vision, halo effects due to insufficient correction of refractive errors significantly affect sports performance of an individual.

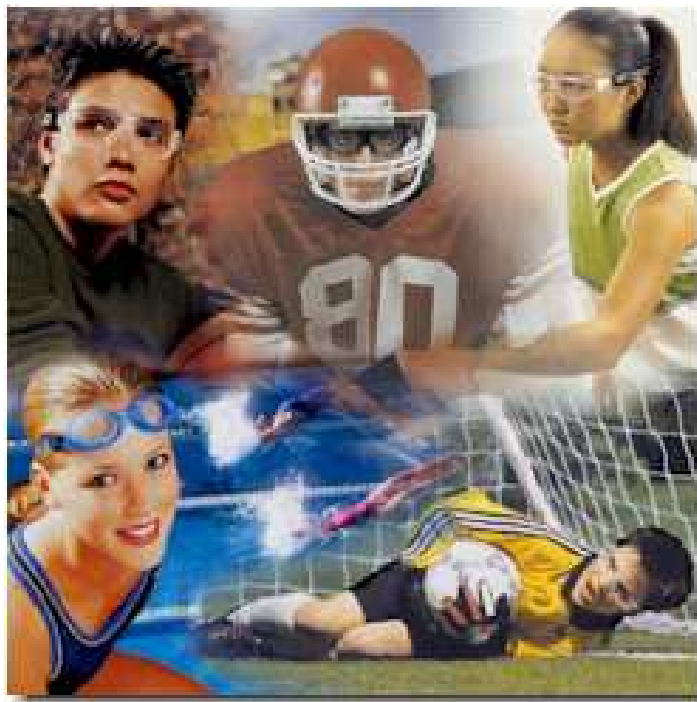


Also it happens in the case of disturbing glare.



It could be insufficient quality of vision, typical visual distraction such as glare, haze or halo effect and the other factors, which can cause blurred vision or low visual acuity. The visual training is based on specific visual abilities, which may be essential for concrete sports activity. What is more, the consultation is

necessary between optometrists and athletes, trainers, coaches and other team members. They consultate regarding visual factors and strategies to reach the best results. Sports optometry is specialized contact lens services, because contact lenses are more comfortable for majority of sports than glasses. And that is another issue, which includes sports Optometry. To select the correction of refractive error between the contact lens or eyeglass is necessary to take into account not only the type of sport, but also comfort and habits of the individual. Although contact lenses are in many ways more comfortable option, some athletes may prefer eyeglass correction. One of the reasons the use of glasses instead of contact lenses can be air-conditioned interior middle, where there is a drying lenses. In such cases, the clients are recommended for eye drops, which moisten the surface of the contact lens.



When selecting corrective aids need to consider several important factors. Whether it is an outdoor or indoor sport, the lighting conditions, glare and distracting reflections related. The reflections can be eliminated by the spectacle lens surface treatments, which increasing user comfort and sports performance. Not only anti glare surface, but the material of the lenses must be carefully thought out. Another factor, which has influence of sports performance, is the

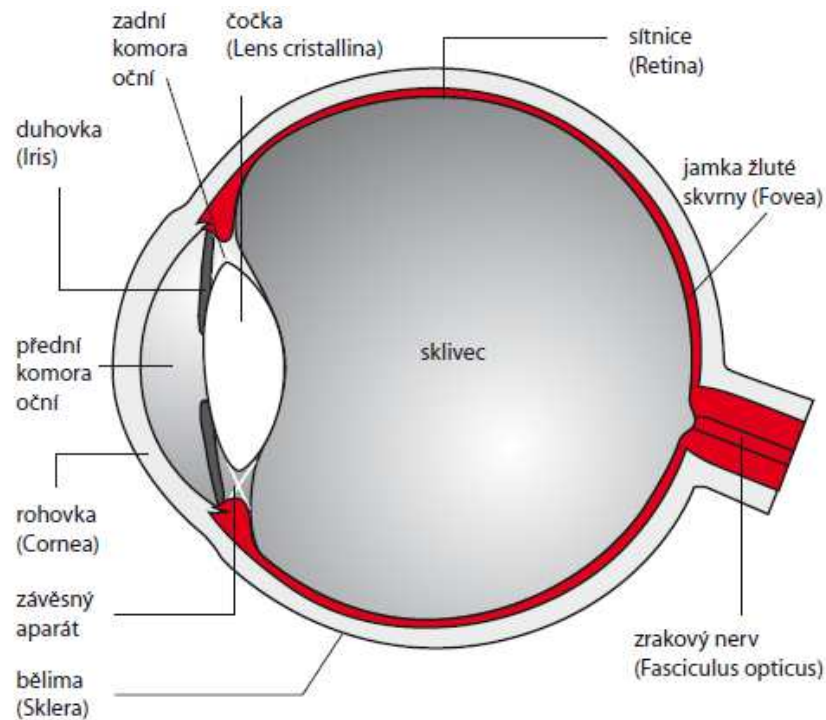
field of vision. The contact lenses are not limiting the visual field as spectacles. The spectacle frames should have adequate diameter, so that the field of view as the least restrictive. Frames should be made of resilient material, which increases the resistance to deformation or rupture from accidental blow, and also should be fixed to the head by means of elastic bands, which fixes the glasses and prevents them from falling.



Sports vision training does not take a short time, it needs athlete's patience. The practising can take a long time before results become. But everything depends on careful and consistent approach doing recommended visual exercises.

The Visual Processing Mechanisms

Sports performance involve athlete to process of visual information and perform an appropriate motor response. The information processing model was developed for better understanding each aspects of sports performance. The information processing model consists of three central processing mechanisms.



First mechanism is the perceptual mechanism, the second is the decision mechanism and the last is the effector mechanism. These mechanisms are supposed to operate sequentially. The perceptual mechanism receives a great amount of information from different specific receptors, such as vision receptors, vestibular, auditory and tactile receptors. Because of an incredible amount of signals, the information is filtered. The appropriate part of information is selected for processing. The rest of information, which is not relevant, has to be filtered out by another neurologic mechanism. This selection and filtering process have principal importance of an athlete's experience and ability to control attention. The perceptual mechanism organizes and interprets processed information to provide optimal performance. The selected information is then transmitted into a decision mechanism. The main task of the decision mechanism is to determine the appropriate motor response strategies for the sensory information, which is necessary during sport activity. After selecting motor information is imparted to the effector mechanism. The motor response is under control of the effector mechanism. The neural commands to produce a response are sent to the visual centre in the brain, then the action is stimulated. Internal and external information is coordinated by perceptual and decision mechanisms.

These models represent simple explanation of visual mechanisms and process that occurs, when athlete must react and respond to sensory information in sport situation.

Vision and Balance

The vision and balance are closely related. The ability to keep balance while processing complex and action visual information are required in many dynamic sports activities.



For the measuring cooperation between visual system and balance was developed many sequences tests. These sequences require performance of several different tasks, while the stimulus or subject is standing or moving on the balance rail secured to the floor.

Athlete's ability to keep balance is subjectively rated during each task with the scale, which shows levels of performance quality.

Visual Field

The visual field is also part of sports vision, which cannot be missed. The processing of information from peripheral visual field is necessary part to reach

the best performance in many kinds of sports, especially team sports. There are specific factors of peripheral visual field, which have to be assessed, e.g. extent of the visual field, the sensitivity of the visual field, the visual response speed to information coming from periphery, and the last a spatial localization precision of peripheral stimuli.



Studies, which are focused on sports vision, have compared the field of vision in athletes and nonathletes. Results of these studies show, that athletes have larger horizontal and vertical field of vision than nonathletes. Also was found out, that athletes react more quickly on peripheral stimuli than nonathletes. What is more, some studies show increases in the extent of visual fields by doing specific exercises.

Field dependence and independence are related with processing of information to discern relevant stimuli from an irrelevant stimulus background. Some studies have theory, that field dependent persons rely more on external cues during processing of information, on the other side field independent persons usually use internal cues. However, field dependent persons have advantage in collective sports, team sports, e.g. football, basketball. The reason is, that in these kind of sports athletes must keep constant adjustment in performance to external objects. On the other hand, athletes, who doing individual sports e.g. gymnastics, rely on more internal stimuli, such as body orientation.

In conclusion, sports vision has many aspects, that could be studied. The more tests and studies we will done, than we can choice the right way for athletes to reach the best performance.

References:

1. Sports Vision: Vision Care for the Enhancement of Sports Performance;
Graham B. Erickson
<http://books.google.cz/books?id=OHtbtaqHKUC&printsec=frontcover&dq=sports+vision&hl=cs&sa=X&ei=7OAEVJWgG-nd4QTO4oHIDw&ved=0CB8Q6AEwAA#v=onepage&q=sports%20vision&f=false>
2. Časopis Česká oční optika, ISSN 1211-233X, září 2006, str.84-85

18. VYUŽITÍ FEMTOSEKUNDOVÉHO LASERU PŘI OPERACI KATARAKTY

Bc. Kateřina Strouhalová

Vedoucí práce: doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita

Abstrakt:

První částí této práce s názvem Využití femtosekundového laseru při operaci katarakty je samotný výskyt onemocnění, na které navazují operační techniky, jakými se v průběhu doby snažili lidé vypořádat s tímto onemocněním. Zmíněny jsou fáze operace, které byly a stále jsou postupem času zdokonalovány. Popsán je zde též princip samotného femtosekundového laseru s obrázkovou přílohou srovnání standartní operace šedého zákalu a operace s použitím femtosekundového laseru. Práce dále hodnotí výhody femtosekundového laseru a jeho rozšíření do budoucna.

Úvod

Katarakta je jednou ze tří nejčastějších příčin slepoty ve světě. Z tohoto důvodu jsou kladeny velké nároky na zkvalitnění a zlepšení léčby zmíněného onemocnění. Operace prodělala v průběhu posledních 40 let velký rozvoj, vrcholem se stala fakoemulzifikace, která byla nadále zdokonalována zmenšováním operačního řezu a zvyšováním přesnosti. Zároveň probíhal i vývoj nitroočních čoček pro dosažení optimálního vidění po operaci.

Pod pojmem katarakta se rozumí jakékoli zkalení v oční čočce způsobující její poruchu průhlednosti spojenou s rozptylem procházejícího světla. Jedinou možností léčby tohoto onemocnění je operace spojená s implantací umělé nitrooční čočky.

Mezi možné příznaky patří např. zhoršení zrakové ostrosti, glare, změna refrakce a snížení kontrastní citlivosti.

Historie léčby katarakty

- Operace katarakty je jako taková nejstarším operačním zákrokem v dějinách lékařství.
- Asi 500 př. n. l. prováděli Indičtí lékaři v Babyloně tzv. **reklinaci**, což je zatlačení čočky do sklivce pomocí ostré jehly sterilizovanou v plameni.

Reklinace se jako postup prováděla asi 4 000 let, přesněji do roku 1745. V současnosti se tento typ operace provádí běžně v Indii a v Africe, což jsou právě oblasti s nejvyšším výskytem šedého zákalu na světě.

Nedostatky reklinace jsou, kdy zkalená oční čočka ve sklivci může po delší době vést ke vzniku buď odchlípení sítnice, nebo druhotného zeleného zákalu. Dalším problémem je, že uvolněním čočky v oku chybí +20,0 dioptrií.

[1] [2]



Obr. 1 Ukázka samotného zákroku reklinace

- V polovině 18. století ve Francii Jacques Daviel uskutečnil **extrakapsulární extrakci** čočky ze zadní komory.
- V 2. polovině 19. stol. A. von Graefe provedl **lineární extrakci** čočky s periferní iridektomií.
- Přelomem 19. Století se prováděly 2 techniky, intrakapsulární a extrakapsulární extrakce. U intrakapsulární extrakce byla extrahována celá čočka i s pouzdem. Při extrakapsulární extrakci bylo pouzdro čočky ponecháno, bylo ideálním místem pro umístění umělé nitrooční čočky.
- Mezi intrakapsulární techniky extrakce katarakty patří tzv. Krwawitzova metoda kryoextrakce. Čočka se u této techniky po otevření oka namrazila a kývavým pohybem byla z oka vytažena, snížilo se tak riziko vytvoření trhliny v pouzdře. Chybějící dioptrie při vyjmutí čočky nahrazovala afakická skla v brýlích.
- V roce 1967 Charles Kelman upozornil na možnost použití ultrazvuku k rozdělení jádra na menší části s následnou fakoemulsifikací. Až do současnosti je tato technika standartní operací katarakty.

- Začátkem našeho tisíciletí došlo k rozšíření femtosekundových laserů, ty nahrazují mechanické mikrokeratomy k provedení rohovkové lamely u LASIKu, postupem času našli využití i u operace katarakty, provádí se kapsulorexe, fragmentaci jádra a posledním úkonem je vytvoření rohovkových vstupů pro nástroje. [3]

Fáze operace katarakty:

1. **Kapsulorhexe** - otevření předního pouzdra čočky.
2. **Hydrodisekce** - oddělení čočkového jádra od pouzdra čočky aplikací tekutiny.
3. **Fakoemulzifikace** - ultrazvukové rozdělení jádra čočky na menší části a jeho odstranění. Další funkcí fakoemulsifikačního přístroje je aspirace vytvořená pumpou. **Účinky ultrazvuku jsou** tepelné, mechanické, a také kavitační, ty mají destrukční vliv na jádro. Dále vznikají akustické vlny šířící se kapalným médiem, ty působí destruktivně na okolí.
4. **Aspirace čočkových hmot s následnou implantací umělé nitrooční čočky.**

[3]

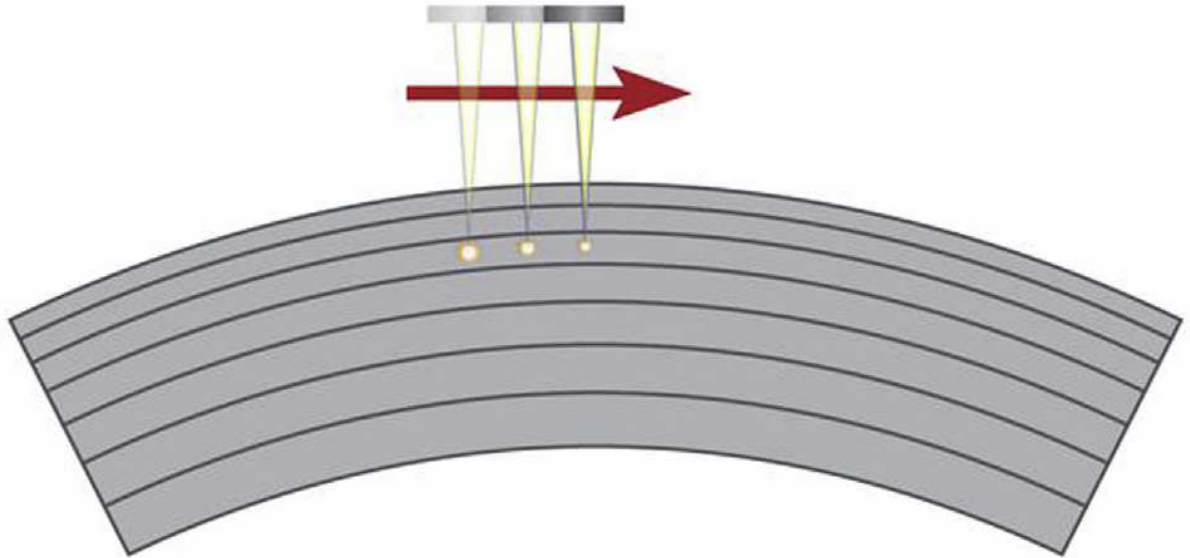
Femtosekundový laser

Femtosekundový laser jako takový byl použit poprvé v roce 2001 k vytvoření flapu u LASIK. Je infračerveným laserem o vlnové délce 1053 nm velmi blízké infračervenému záření, která umožňuje fokusaci světelného paprsku do 3 μ m s přesností 5 μ m.

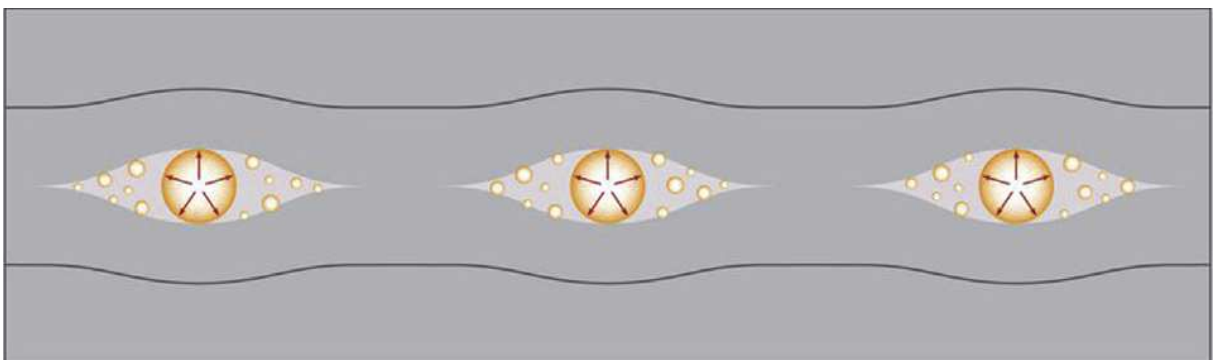
Kritická je rychlost, kterou se světelný paprsek šíří. Světelný paprsek má krátkou dobou pulsů 10⁻¹⁵ s, díky krátkému trvání impulsů je dodávána energie s minimálním vlivem na sousední tkáň. Ultrakrátká doba trvání pulsů je také důležitá k fotodisrupci několika mikronů tkáň.

Laser pracuje právě na principu fotodisrupce, odpaření cílových tkání. Vychýlí fokusovaný paprsek s maximální potřebnou energií k vytvoření plasmy, vytváří se

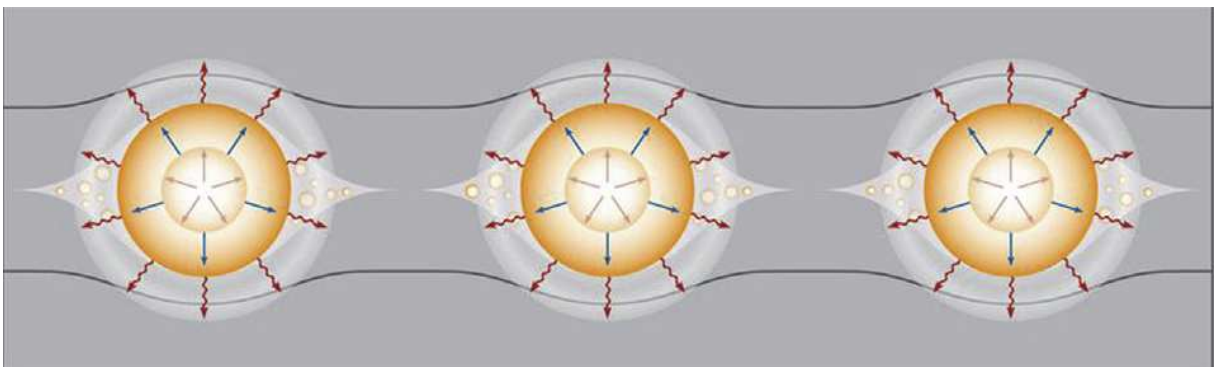
kavitační bubliny, malý objem tkáně se odpaří a vzniká oxid uhličitý a voda. Fotodisrupce je přeměna laserové energie na mechanickou, díky čemuž může být používána k řezům tkáně v mikroskopickém měřítku. [4]



Obr. 2 Vytvoření pulsů femtosekundovým laserem [4]



Obr. 3 Vznik kavitačních bublin [4]



Obr. 4 Zvětšení kavitačních bublin, při kterém dochází k splývání s postupným oddělením tkáně [4]

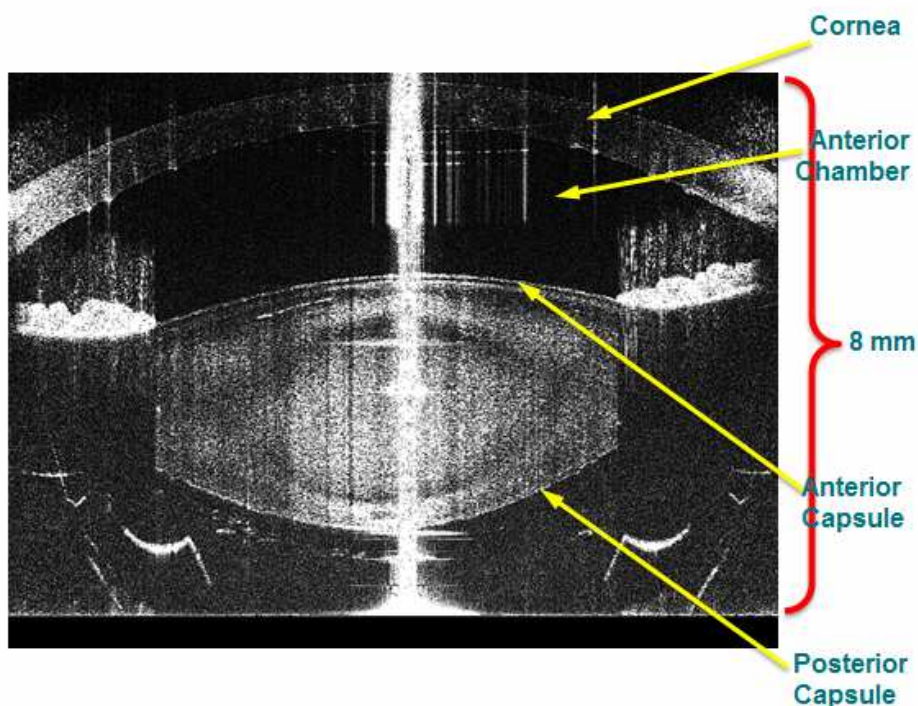
Operace pomocí femtosekundového laseru

Ultrakrátké pulsy femtosekundových laserů umožňují vytváření velmi přesných lamel rohovky pro LASIK, tunelů v rohovce pro rohovkové prstence a jsou mimo jiné používány také pro transplantaci rohovky.

Bylo jen otázkou času, kdy se tyto lasery začnou využívat i u operace šedého zákalu. Ultrakrátké pulsy totiž řezou precizně cílové struktury, a to s minimálním vlivem na okolní tkáň a významně snižují potřebu ultrazvukové energie k odstranění jádra. Součástí přístroje femtosekundového laseru je i zobrazovací systém předního segmentu, a to pomocí Optické koherentní tomografie nebo Scheimpflugovy kamery, díky čemuž je laser mimořádně reprodukovatelný, přesný a bezpečný. Tímto dokáže splnit vysoké požadavky při aplikaci nitroočních čoček torických, akomodačních a multifokálních, se zajištěním nejlepšího možného refrakčního výsledku.

Při použití femtosekundového laseru dochází ke zlepšení všech kroků používaných při operaci katarakty: keratotomii, kapsulotomii a odstranění jádra.

[4]



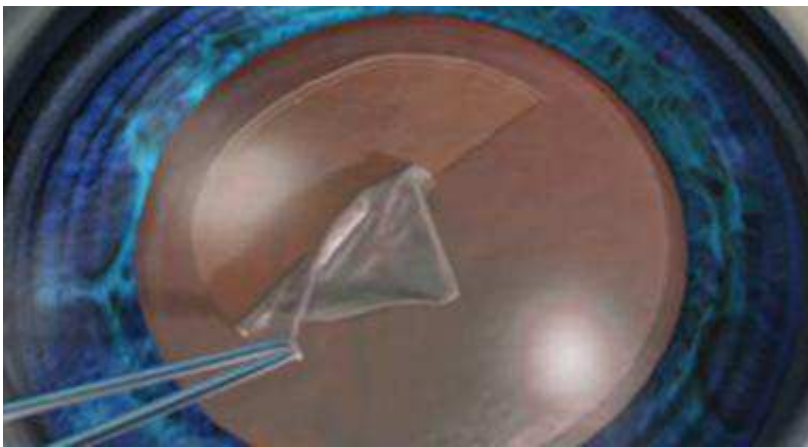
Obr. 5 Zobrazení průřezu pomocí optické koherentní tomografie femtosekundovým laserem LensX

Operace katarakty femtosekundovým laserem

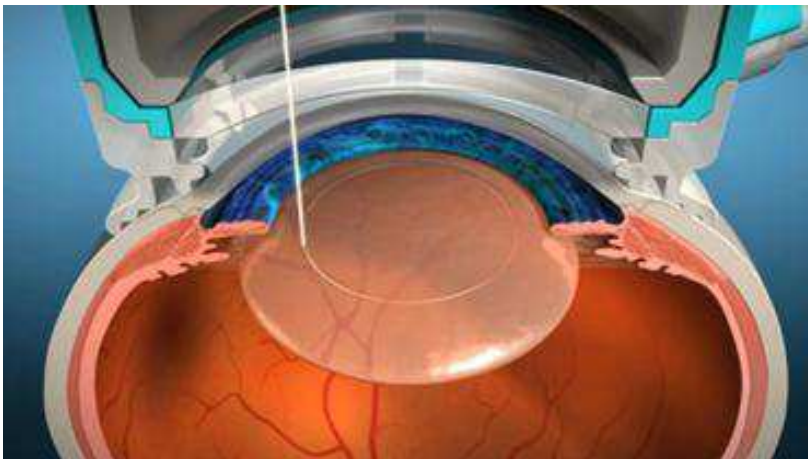
U operace katarakty je nutné zobrazit průřez anatomie celého segmentu oka v reálném čase. Je tedy nutné proniknutí do hlubších struktur, a to při kapsulotomii a fragmentaci jádra. Právě proto je nutné zobrazení hlubších struktur a to pomocí Optické koherentní tomografie nebo Scheimpflugovy kamery. [4]

Kapsulorexe:

Právě zde má operace femtosekundovým laserem největší potenciál. Pro správný výpočet nitrooční čočky se předpokládá standardní poloha čočky v oku, ta je ovlivněna velikostí a umístěním kapsulorexe.



Obr. 6 Klasická kapsulorexe



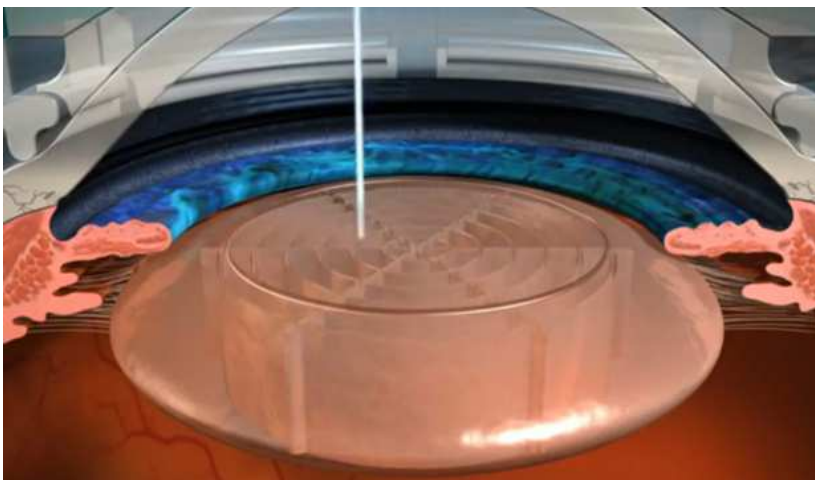
Obr. 7 Kapsulorexe pomocí femtosekundového laseru

Rozdělení jádra:

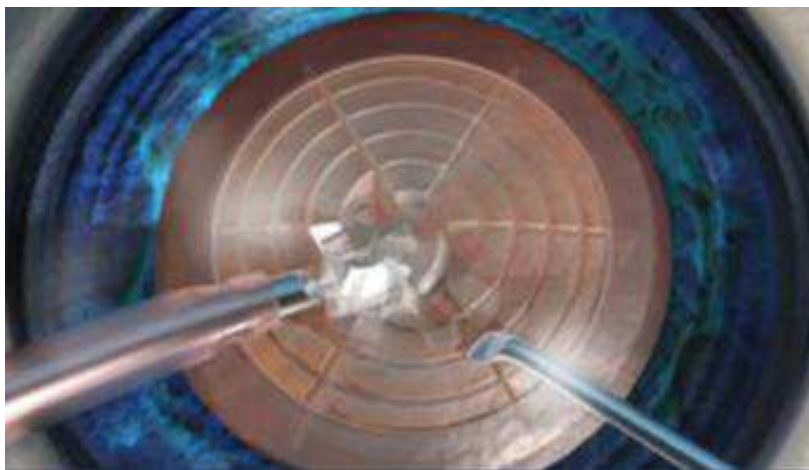
Při klasické fakoemulzifikaci jsou vytvořeny velké šokové a akustické vlny, které mohou poškozovat endotelové buňky. Použitím femtosekundového laseru se výrazně sníží použití ultrazvukové energie.



Obr. 8 Rozdělení jádra při klasické fakoemulzifikaci



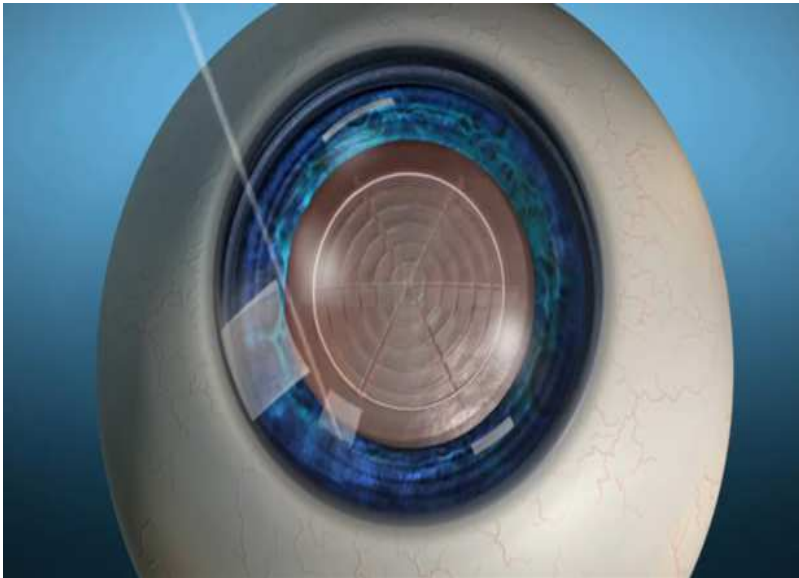
Obr. 9 Rozčtvrcení jádra laserovým paprskem



Obr. 10 Rozdělené jádro odsáté klasickým fakoemulsifikačním přístrojem

Rohovkové vstupy

Vytvořené rohovkové vstupy provedené femtosekundovým laserem mají přesně plánovanou geometrii a jejich uzávěr je pevný a spolehlivý.



Obr. 11 Vytvoření rohovkových vstupů

Výhody femtosekundového laseru jsou:

- Postup je méně závislý na chirurgické dovednosti, má větší přesnost než při použití tradičních chirurgických metod.
- Řez je čistější a hojení rychlejší.
- Za pomoci femtosekundového laseru se docílí fragmentaci jádra, která usnadní operaci.
- Řezy na povrchu oka jsou třístupňové, zajišťující pevnost rány před zavedením nástrojů pro dokončení operace.

Budoucnost femtosekundového laseru

Jednou z překážek zavedení tohoto přístroje do běžné praxe je jeho vysoká cena. Navíc se bez přístroje pro samotnou fakoemulsifikaci nelze obejít, přístroj je nutný pro dokončení operace. Do budoucna se očekává rozšíření operace

katarakty právě femtosekundovým laserem, neboť jsou zde velké výhody v podobě přesnosti, kterou nelze manuální technikou provést. [5]

Závěr

Jak již bylo řečeno, operace femtosekundovým laserem má velký potenciál, za pomoci femtosekundového laseru se docílí fragmentace jádra, která usnadní samotnou operaci. Je jisté, že operační technika právě šedého zákalu se bude nadále zdokonalovat. Ještě stále má použití femtosekundového laseru u katarakty své odpůrce, ale stejně tak, jak se stala fakoemulzifikace rutinní záležitostí, bude do budoucna rutinní záležitostí i použití právě femtosekundového laseru.

Literatura:

- [1] KAŇOVÁ, Lucie. Kvalita života před a po operaci šedého zákalu Lucie Kaňová První soukromé. Hradec Králové, 2011. Dostupné z: <http://www1.fs.cvut.cz/stretech/2011/sbornik/71.pdf>
- [2] Léčba šedého zákalu nitrooční umělou čočkou. [online]. 2014 [cit. 2014-08-25]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/novinky/co-nevite-o-sedem-zakalu>
- [3] ČERMÁKOVÁ, Sabina. Katarakta. Brno, 2009
- [4] DONALDSON, Kendall. Femtosecond laser–assisted cataract surgery. [online]. 2013 [cit. 2014-08-25]. Dostupné z: http://www.ascrs.org/sites/default/files/resources/Femtosecond%20Cataract%20Surgery%20Review_0.pdf
- [5] ROZSÍVAL, Pavel. Operace čočky femtosekundovým laserem. 2014.

Poděkování:

Poděkování patří doc. MUDr. Svatoplukovi Synkovi, CSc., dále bych chtěla poděkovat personálu Oční klinika v Hradci Králové a Zlíně za zhlédnutí samotné

operace pomocí femtosekundového laseru a poskytnutí informací, bez kterých by tento příspěvek nebyl úplný.

THE USE OF FEMTOSECOND LASER IN CATARACT SURGERY

Bc. Kateřina Strouhalová

Supervisor: doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc.

Department of optometry and orthoptics, Masaryk university

Abstract:

The very first chapter called The use of the femtosecond laser in cataract surgery describes the exact location of the disease itself. Following chapter contains the description of the various techniques in the cataract surgery being used over the past few decades as well as those techniques we are able to provide nowadays. The information about the principles of the femtosecond laser itself are provided including the photos thanks to whose we can compare the classic method of the cataract surgery with the one uses the femtosecond laser therapy. The thesis mentions the advantages of the femtosecond laser surgery as well. The final chapter contains the information of the possible use of the femtosecond laser for the cataract surgery in a future.

Introduction

Cataract is one of the most common causes of blindness. For this reason there are high standards for the quality and the improvement of the treatment of this kind of disease to be expected. The cataract surgery recorded a great development in the past forty years and the most helpful and innovative method being used that time was phacoemulsification. The researchers then continued in searching for new methods that helped to make the incision in capsula smaller and even more

precise.

The term cataract means any opacification of the lens capsula which obstructs light from passing and being focused on the retina. The only option to treat the cataract is the surgery in combination with the implantation of an intraocular contact lens.

Most common symptoms are low vision acuity, glare, the changes of refraction and low contrast sensitivity.

History of the cataract surgery

The cataract surgery itself is one of the oldest techniques in the surgery area in a history of medicine.

500 years BC the special treatment called the reclinatio by the Indian doctors in Babylon have been demonstrated. The reclinatio is the push of the lens into the vitreous body with a help of sharp needle which is sterilized in a fire before used. Procedure described above doesn't involve any anesthesia.

Reclinatio as a treatment has been promoted as a successful surgery technique almost for 4000 until 1745. Technique mentioned above is still being used in India and Africa which are known for the highest rate of cataract in the world.

Some side effects in reclinatio surgery technique can be included and cause retina detachment or secondary glaucoma. The removal of the lens in the eye leads into the high hyperopia due to this treatment (20DPT).

In the middle of 18th century J. Daviel the first extracapsular extraction out of the posterior chamber of the eye has been promoted. This technique involved extraction of the capsula and nucleus.

The main disadvantage of this technique was a great incision requiring longer recovery.

In 2nd half of the 19th century the linear extraction of the lens including the

periphery iridectomy was promoted by A. von Graefe.

Phacoemulsification is a type of cataract surgery in which the lens with the cataract is broken up by ultrasound, irrigated and suctioned out.

At the beginning of the 21st century the femtosecond lasers started to be in charge as a replacement of mechanic microkeratom for cornea lamel in LASIK surgery.

Stages of cataract surgery:

1. **Capsulorhexis** - the opening of the anterior capsule.
2. **Hydrodissection** - the separation of the nucleus from capsule of the lens with the special liquid.
3. **Phacoemulsification** - the lens with the cataract is broken up by ultrasound, irrigated and suctioned out.
4. **Lens aspirations.**

Femtosecond laser

Femtosecond laser has been used in 2001 for the first time and it's wavelength is 1053 nm.

The most critical is its speed in which the light is being spread. The light ray has a short amount of time in which pulses are being made – 10-15s. Such a short time of making those light pulses is important for photodisruption of the tissue.

When laser used cavitation bubbles are being made, a little volume of a tissue is evaporated and it leads into formation of the carbon dioxide and water . Photodisruption is a transformation mechanic energy out of laser one.

Femtosecond laser surgery

Special system able to display an anterior segment of the eye is a part of femtosecond laser thanks to the OCT or Scheimpflug's camera.

When femtosecond laser used a great improvement has been found in all the stages in classic cataract surgery: keratotomy, capsulotomy and a removal of the nucleus.

Cataract femtosecond laser surgery

During the cataract surgery itself it is necessary to display the cross-section anatomy of the whole eye segment in a real period of time -P. For this reason it is extremely important to display its structures located deeper in a tissue with OCT or Scheimpflug's camera.

Capsulorhexis:

For the correct calculation of an intraocular lens we have to make sure we count in the classic location of the lens within the eye which depends mostly on size and location of capsulorhexis.

The separation of nucleus:

When femtosecond laser used the use of the ultrasound energy decreases to its minimum.

Corneal entancies

To make entancies in the cornea the geometry has to be planned strictly and their closure has to be stable and solid.

The advantages femtosecond laser surgery offers compares to those in classic surgery:

- More precise

- Clearer incision with faster recovery
- Easier surgery thanks to the nucleus fragmentation
- Incisions on a surface help the wound to stay steady

The future of the femtosecond laser

The main problem to start use in cataract surgery femtosecond lasers only is these lasers are very expensive and every hospital or private clinique is able to afford them. It is believed that femtosecond lasers will be used more in a future in cataract surgery for its great precision which cannot be managed by manual routine.

Conclusion:

Femtosecond laser surgery has a high potential. Thanks to femtosecond lasers fragmentation of the nucleus is reached and makes the surgery itself easier. Its obvious that surgery techniques for cataract are going to be improved year by year. There are still arguments againts the use of this technique in cataract surgery but as phacoemulsification became the routine so femtosecond laser surgery will soon replace techniques used nowadays.

References:

- [1] KAŇOVÁ, Lucie. Kvalita života před a po operaci šedého zákalu Lucie Kaňová První soukromé. Hradec Králové, 2011. Dostupné z: <http://www1.fs.cvut.cz/stretech/2011/sbornik/71.pdf>
- [2] Léčba šedého zákalu nitrooční umělou čočkou. [online]. 2014 [cit. 2014-08-25]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/novinky/co-nevite-o-sedem-zakalu>
- [3] ČERMÁKOVÁ, Sabina. Katarakta. Brno, 2009
- [4] DONALDSON, Kendall. Femtosecond laser–assisted cataract surgery. [online]. 2013 [cit. 2014-08-25]. Dostupné z: http://www.ascrs.org/sites/default/files/resources/Femtosecond%20Cataract%20Surgery%20Review_0.pdf
- [5] ROZSÍVAL, Pavel. Operace čočky femtosekundovým laserem. 2014.

19. **PROBLEMATIKA VÝPOČTU OPTICKÉ MOHUTNOSTI IOL**

Bc. Lucie Malíková

Vedoucí práce: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská Fakulta, Masarykova Univerzita, Brno

Abstract

Percentage of refractive cataract surgery depends on the viewpoint of calculating the optimum value of the optical power of the intraocular lens. With the growing demands of patients in refractive outcome is a strong emphasis on accuracy of preoperative measurements (keratometry and biometry). The thesis deals with the problem of intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery. The aim of this study is to determine the refractive state before and after cataract surgery.

Problematika výpočtu optické mohutnosti IOL

Nejčastější oční komplikací, která se řeší operací, je šedý zákal neboli katarakta. Při této operaci je odstraněn obsah nitrooční čočky a následně je vložena umělá intraokulární čočka (IOL) o určité optické mohutnosti. Tato čočka, poté kompenzuje vzniklý dioptrický deficit. Operace se hodnotí za úspěšnou, v tom případě, pokud dotyčný vidí na požadovanou vzdálenost a potřebuje pouze jedny brýle na běžnou denní činnost.

Katarakta

Současné vzorce sloužící k výpočtu optické mohutnosti velmi dobře popisuje historický podtext celého problému. Poprvé byla operace katarakty datována již ve 12. století před naším letopočtem. Čočka se jednoduše dislokovala do sklivce vpichem pomocí ostré jehly v místě 3-4 mm od limbu a tím byl odstraněn mlžný efekt čočky. Negativem tohoto zákroku byla pooperační korekce, která u běžného

emetropického oka dosahovala + 12D (afakie). Problém s pooperační refrakcí se neřešil až do 50. let 19. století, jsou-li opomenuty experimenty v 18. století. Až anglický lékař Ridley se v roce 1949 pokusil o první implantaci nitrooční čočky z PMMA (v těle se chová jako inertní materiál). [1,2]

Etiologie katarakty

Katarakta, neboli šedý zákal, je stav, kdy je porušená transparentnost lidské čočky. I při současných znalostech není zcela objasněna příčina způsobující kataraktu. Prvotní projevy katarakty jsou subjektivně často nepostřehnutelné a pro jejich lokalizaci se musí použít speciální metoda pro zjištění drobných opacifikací. Operativní řešení šedého zákalu je úkonem, který je podložen subjektivním rozhodnutím klienta. Zachování transparentnosti je jedna ze základních funkcí lidské čočky a úzce souvisí s biochemickými pochody v oku.

Klasifikace katarakty podléhá příčině vzniku, pozici, stupni pokročilosti nebo kauzalitě s jiným jevem. Není všeobecné klasifikační schéma. V závislosti na účelu lze kataraktu klasifikovat dle tohoto dělení:

- a) **Senilní katarakta** – katarakta způsobená poruchou transportu živin. Dělíme ji na nukleární, kortikální, zadní subkapsulární a přední subkapsulární.
- b) **Léková katarakta** – způsobená užíváním léků. Nejprůkaznější je účinek kortikosteroidů, fenothiazinů (psychotropní látky), miotik (látky ovlivňující svalovou funkci) nebo konkrétně Amiodaron (antiarytmikum).
- c) **Traumatická katarakta** – způsobená úrazem. Může se jednat o tupé poranění, subluxaci (dislokaci) čočky, perforující poranění, cizí tělísko, chemické poranění.
- d) **Radiační katarakta** – vzniká na základě vlivu elektromagnetického záření. To může být ionizující (RTG) záření, ultrafialové záření, infračervené záření nebo se může jednat o mikrovlnou radiaci.
- e) **Metabolická katarakta** – v důsledku onemocnění cukrovkou, galaktosémií (porucha přeměny galaktózy na glukózu) nebo hypokalcémií.
- f) **Klasifikace dle stupně zralosti** – brunescenční (opakní až hnědá), incidentní (drobné zákalky), intumescenční (bobtnavá), maturní (opalescenční až bílá),

hypermaturní (přezrálá, záhyby na kapsule) až katarakta Morgani (přezrálá, jádro se volně pohybuje v čočkovém pouzdru).

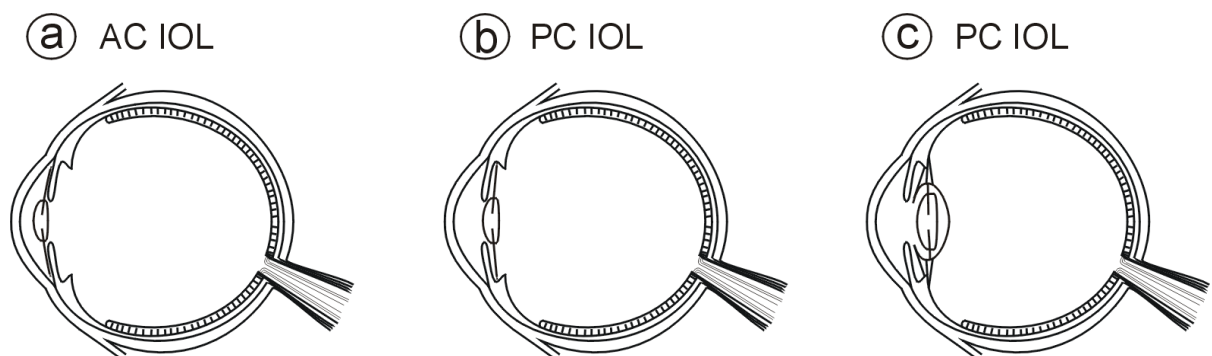
g) **Klasifikace dle lokalizace katarakty** – zákal předního pólu, zákal čočkového jádra, zákal perinukleární části, zákal zadního pólu nebo katarakta celková. [1,2]

Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky

Chceme-li matematicky popsat oko jako optickou soustavu, musíme pracovat s dílčími optickými plochami a jejími základními charakteristikami (poloměrem křivosti, pozicí na optické ose, indexem lomu). Pokud tedy známe zcela přesně všechny parametry a použijeme přesnou matematickou metodu pro vyhodnocení, měli bychom být schopni vypočítat optickou mohutnost implantátu. Zde však narážíme na dva základní problémy: 1) ne všechny hodnoty jsme totiž schopni přesně změřit (resp. určíme je s neznámou přesností); 2) samotný operační zákrok je pro každé oko individuální a při výpočtu IOL nelze předvídat změny související s operací (zejména pozice IOL po zákroku a operací indukovaný rohovkový astigmatismus).

Oba dva problémy jsou podmíněné biometrickou individualitou každého oka. Pro správné určení IOL je tak zapotřebí jistých předpokladů, které statisticky vedou k nejlepším výsledkům. [3, 4, 5, 9]

IOL lze umístit do oka do jedné ze tří poloh (obr.1) . Pozice a) (přední komora) a pozice b) (do sulku) vyžadují kompletní extrakci původní zkalené čočky, zatímco poloha c) vyžaduje umístění implantátu do kortexu čočky (zbylého obalu). Tento obal vznikne speciální technikou, která umožní otevření pouzdra čočky (kapsulorexe) a následně jsou aspirovány zkalené čočkové hmoty (fakoemulzifikace). [3, 4, 5, 9]



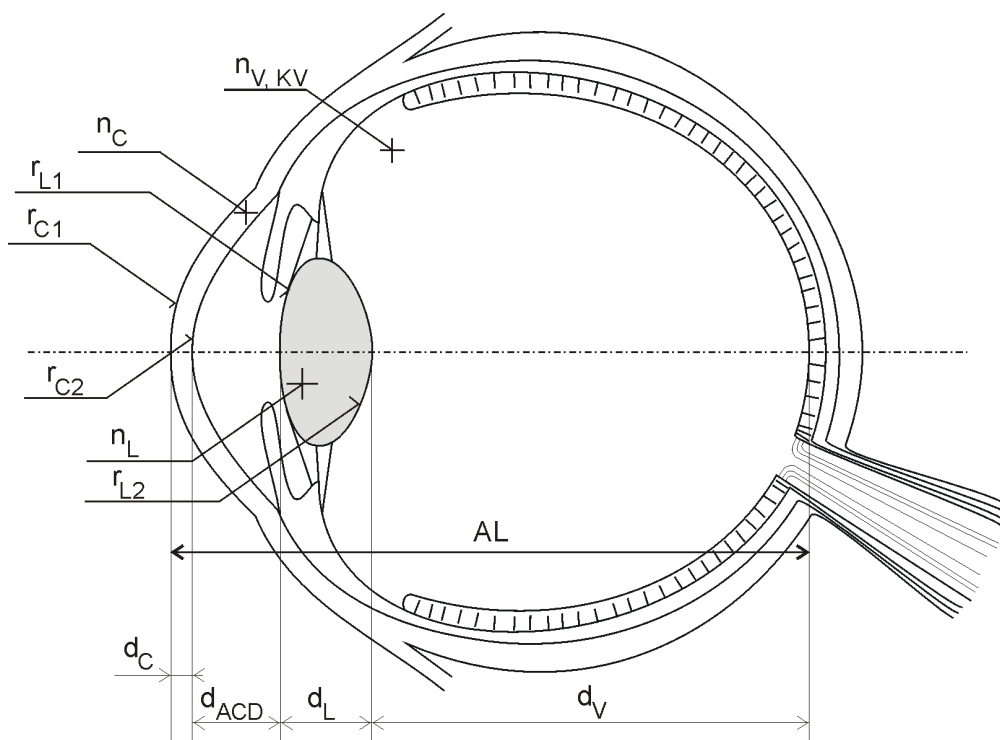
Obr. 1 - Možné pozice intraokulárních čoček. Předněkomorové čočky se označují AC IOL (Anterior chamber IOL), zadněkomorové čočky pak jako PC IOL (Posterior chamber IOL). [9]

Generační vývoj vzorců

Vzorce I. generace

V obdobích prvních implantací se do oka vkládala čočka o konstantní hodnotě +18 D. Tento přístup však vedl v extrémních případech k pooperační zbytkové refrakci, která přesahovala až + 9 D. Výsledky přirozeně nastolily potřebu přesně vypočítat optickou mohutnost čočky. Nejjednodušší cesta, jak dosáhnout hodnoty implantované nitrooční čočky je jednotná standardní hodnota modifikovaná faktorem brýlové korekce: $P = 21 + 1,25B$, kde: P – předpokládaná optická mohutnost IOL [D], B – korekční hodnota brýlové čočky [D].

Uvedený vztah nabízí jen hrubé přiblížení, neboť nerespektuje individuální biometrická specifika (Obr. 2). [3, 5, 9]



Obr. 2 – Biometrická specifika každého oka; parametr r značí poloměry křivosti, parametry n indexy lomů a parametr d pak jejich vzájemné vzdálenosti [9]

První náznak řešení přišel v roce 1967, kdy ruský chirurg Fjodorov uvedl tzv. vergenční rovnici:

$$IOL = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{\frac{1336}{1000} + K}{\frac{1000}{DPostRx} - V} - ELP},$$

kde: IOL – optická mohutnost čočky [D], AL – axiální délka oka [mm], ELP – efektivní pozice čočky (pozice implantované čočky po operaci) [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D], V – vertikální vzdálenost korekční brýlové čočky od oka [mm], DPostRx – požadovaná pooperační refrakce [D].

S obdobnými vztahy přišli následně i Binkhorst, Colenbrander, Hoffer; jejichž vzorce byly velmi podobné. Většinou se lišily v rozdílné interpretaci, použití jiných rohovkových indexů lomu aj. Časem se ujal ještě jednodušší Binkhorstův vzorec:

$$IOL = \frac{1336}{AL - PK} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - PK},$$

kde: IOL – optická mohutnost emetropizující čočky [D], AL – axiální délka bulbu [mm], PK – hloubka přední komory [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D].

Vzorec byl díky své přesnosti poměrně dobře použitelný pro předněkomorové čočky. Binkhorst zavádí tzv. vitreosenzorickou vzdálenost, což je přírůstek +0,25 mm k naměřené axiální délce bulbu. Tato hodnota se doporučuje přičíst k parametru AL, protože ultrazvukové měřící echo se odráží od prvních sítnicových struktur za sklivcem, což je vrstva výživových cév. Samotná sensorická část sítnice je ale uložena o +0,25 mm dále. [3, 4, 5, 9]

Vzorce II. generace

Období teoretických vzorců první generace byla ukončena rokem 1980, kdy trojice autorů Sanders, Retzlaff a Kraff zveřejnila vzorec jednoduše nazvaný SRK (zkratka složená z prvních písmen jejich příjmení). Tato trojice autorů se odklonila od řešení pomocí vergenčních vztahů a jako stěžejní hodnotící metodu použila statistiku. Vzorec SRK odvodili jednoduchou lineární regresní analýzou pooperační zbytkové refrakce ze souboru 1200 pacientů. Velkou oblibu si vzorec získal především díky velmi snadné aplikovatelnosti a jednoduchosti. Jeho znění je:

$$IOL = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K ,$$

kde: IOL – výsledná optická mohutnost implantované čočky [D], AKonst – velikost konstanty příslušná pro implantovanou IOL [-], AL – axiální délka bulbu v [mm], K – optická mohutnost rohovky [D]. [3, 4, 9]

Vzorec SRK byl navržen s předpokládanou 60 – 70% přesností, kdy pooperační refrakce oka nepřesáhne ± 1 D. Původně měla A-konstanta (AKonst) hodnotu 116,5. Vzorec vykazoval uspokojivé výsledky v případě předněkomorových čoček, v oblasti zadněkomorových čoček byla velikost chyby nepoměrně větší.

Autoři tedy přistoupili k proměnné A-konstantě, která byla vždy specifická pro každou IOL čočku. A-konstanta závisela na fyzikálně-optických parametrech intraokulární čočky, jde o číselný parametr, který vyjadřuje působení čočky na optické zobrazení oka. Hodnota A-konstanty je nízká pro předněkomorové čočky (hodnoty okolo 114 až 116) a vyšší pro zadněkomorové (118 až 118,7). Došlo tedy k odlišení předněkomorových čoček od zadněkomorových. [4, 5, 9]

Od začátku byla patrná závislost přesnosti vzorců na axiální délce oka. Nejlepších výsledků bylo dosahováno při axiálních délkách oka 22 až 24 mm (délka průměrného lidského oka). Je-li bulbus krátký ($AL < 22$ mm), vypočtená hodnota IOL je příliš velká a oko se myopizuje; je-li bulbus dlouhý ($AL > 24$ mm), vypočtená hodnota IOL je naopak nedostatečná a oko se hypermetropizuje.

Aby se autoři SRK co nejvíce přiblížili požadované (většinou nulové) refrakci, snažili se nalézt ideální hodnotu pro A-konstantu, která bude přesně odrážet nejen

poměry mezi implantovanou IOL a okem, ale zároveň by obsahovala i údaje o přední komoře. Po implantaci změřili zbytkovou refrakci každého oka a pro každé oko, operátéra a pro každou IOL spočítali předpokládanou A-konstantu dle vztahu:

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = \frac{8,55 \cdot B - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K - IOL}{0,0875 \cdot B - 1},$$

kde: B – pooperační brýlová korekce [D], AL – axiální délka bulbu [mm], K – optické mohutnost rohovky [D], IOL – optická mohutnost implantátu [D]. [6, 8]

Rozdíly mezi původní A-konstantou a individualizovanou A-konstantou se statisticky zprůměrují a vypočtená hodnota se do budoucna přičítá k původní A-konstantě.

Motivací k vydání nového vzorce byly nepřesnosti u extrémních délkách bulbů (vzorec SRK vykazoval velkou myopizaci u krátkých bulbů). Nový vzorec nazvali SRK II a byl publikován v roce 1988. Základní vztah je stejný jako u SRK, navíc se ale dodatečně upravují vstupní parametry:

$$IOL = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K,$$

kde pro:

- AL < 20 mm: AKonst = AKonst + 3
- 20 mm ≤ AL < 21 mm: AKonst = AKonst + 2
- 21 mm ≤ AL < 22 mm: AKonst = AKonst + 1
- 22 mm ≤ AL < 24,5 mm: AKonst = AKonst
- AL > 24,5 mm: AKonst = AKonst - 0,5. [9]

Nedostatek předcházejícího vzorce měl být řešen přičtením příslušející celočíselné hodnoty k původní A-konstantě. Velikost celočíselné hodnoty je závislá na velikosti axiální délky oka. Vztah individualizující A-konstantu pro SRK II:

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = IOL + B \cdot rf + 2,5 \cdot AL + 0,9 \cdot K - C,$$

kde: B – pooperační brýlová korekce [D], AL – axiální délka bulbu [mm], K – optická mohutnost rohovky [D], IOL – optická mohutnost implantátu [D], C – faktor upravující A-konstantu v závislosti na axiální délce [-], rf – refrakční faktor [-]. [8]

Pro refrakční faktor dále platí: pro IOL <16 je rf = 1,00; pro IOL >16 je rf = 1,25.

Pro faktor C upravující funkci:

- AL < 20 mm: C = C + 3
- 20 mm ≤ AL < 21 mm: C = C + 2
- 21 mm ≤ AL < 22 mm: C = C + 1
- 22 mm ≤ AL < 24,5 mm: C = C
- AL > 24,5 mm: C = C - 0,5.

Oba vzorce neberou v úvahu vlastnosti čočky, ani její pozici v oku (nepracují s před- nebo po-operační hloubkou přední komory). Proto vzorec, jenž vykazoval značné chyby v oblasti krátkých a dlouhých bulbů pobízel různé autory k individuálním úpravám. [4, 5, 9]

Vzorce III. generace

Tuto generaci vzorců charakterizuje kombinace teoreticko-statistického přístupu a poprvé se začíná pracovat s hloubkou přední komory. Jedná se již o soustavy zhruba deseti vzorců. Ty jsou však již integrované v přístrojích měřících axiální délku oka, takže odpadá pracné dosazování. Díky tomu se otevřela cesta pro složitější kalkulace. Jako první byl vzorec Holladay – nazvaný po svém strůjci J. T. Holladayovi. Vzorec uvedl v roce 1988 a byl určen na plankonvexních čočkách a opět byl postaven na vergenčním popisu s konstantami odvozenými běžnou regresní analýzou. Vitreosenzorickou vzdálenost započítává jednoduchým přičtením 0,2 mm k celkové axiální délce oka. Na rozdíl od rodiny SRK vzorců svůj individualizující parametr nazývá Surgeon Factor (SF). SF vychází z původní A-konstanty, která je dána pro každou čočku, a její hodnotu navyšuje o kulový vrchlík tvořený rohovkou. [9]

Holladay si i při výpočtu pooperační hloubky přední komory pomáhá regresní analýzou. V intervalu 20 až 25,32 mm uvádí proporcionální závislost hloubky přední komory na axiální délce oka. Po překročení hodnoty 25,32 považuje hloubku přední komory za konstantní. Zbývá vzdálenost (vzdálenost roviny duhovky po přední plochu implantované čočky) je parametrem zohledňujícím právě SF.

Na Holladayovu formuli reaguje trojice autorů vzorce SRK uvedením nového vztahu, s názvem SRK/T (1990). Tento nový vztah je založen na rozšířeném zápisu vergenčních závislostí, poupravený regresní analýzou. Několik let nato se objevil vzorec Hoffer Q pracující zejména s krátkými a normálními axiálními délkami oka (k predikci velikosti hloubky přední komory využíval tangentu K).

Vzorce Hoffer Q, Holladay 1 a SRK/T jsou založeny na stejných matematických principech. Jejich hlavní rozdíl spočívá ve výpočtu konečné pozice IOL. Vzorce jsou poměrně spolehlivé pro vzorové oko ($AL = 24$ mm), které je však plné různých předpokladů. Předpokládá se proporční závislost mezi přední a zadní částí oka, dále se například předpokládá závislost mezi rohovkovou optickou mohutností a pozicí tenké čočky (to obzvláště neplatí v případě axiální hypermetropie). [3, 5, 9]

Vzorce IV. generace

V roce 1991 přišel Haigis s novým vzorcem, který byl založený na shodném matematickém základě jako předchozí vzorce, s tím, že rozšiřuje počet vstupních proměnných (a_0 , a_1 , a_2). Jednotlivé parametry modifikují optickou mohutnost čočky, hloubku přední komory a axiální délku oka. Důležité je, že se všechny tyto proměnné dají individualizovat zvlášť, zatímco všechny ostatní vzorce slučují individualizaci do jedné jediné proměnné. Vzorec tak vykazuje uspokojivé výsledky napříč všem axiálními délkám. [9]

Biometrie

Biometrie je metoda, která slouží k změření axiální délky oka. Axiální délka oka je definovaná jako vzdálenost mezi centrem povrchu rohovky a místem

nejostřejšího vidění na sítnici – foveou centralis. Změřená hodnota je potřebná k výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky, která má být implantována do oka.

Axiální délka oka se v současné praxi operativy katarakty měří vývojově mladší metodou optickou nebo vývojově starší metodou ultrazvukovou. [1, 6, 7, 8]

A) Ultrazvuková (akustická) biometrie

Tato technika využívá částečného odrazu ultrazvukového signálu od echogenního prostředí. V oftalmologii se používá ultrazvuk o frekvenci mezi 8 až 20 MHz.

V oku je rozeznáváno 5 prostředí, ve kterých se ultrazvuk šíří různou rychlostí, na jejichž rozhraní dochází k odrazu ultrazvuku. Čím větší je rozdíl akustické impedance, tím více se ultrazvukového signálu odráží. Jedná se o přechod rohovka-komorová voda, komorová voda-čočka, čočka-sklivec, sklivec-sítnice, bělima-retrobulbární tkáň. [1, 6, 7, 8]

B) Optická biometrie

Jedná se o nekontaktní formu biometrie založenou na principu parciální koherentní interferometrie. Výhoda spočívá v nekontaktním měření, kdy pacient fixuje světelný bod a měří se axiální délka oka podél zrakové osy. U vysokých myopů jsou naměřené hodnoty v porovnání s ultrazvukovým měřením přesnější. Optický biometrický přístroj dokáže měřit také keratometrii, hloubku přední komory a šíří skléry. Jeho další výhodou je jednodušší měření u dětských pacientů. Velkým negativem je fakt, že není schopen biometrického měření pokud je některé optické prostředí zkalené, protože jimi neprojde paprsek. [1, 6, 7, 8]

Literatura

1. **SKORKOVSKÁ, Š., J. MICHÁLEK, M. RUBERTOVÁ, S. SYNEK,** *Srovnání ultrazvukové a optické biometrie s ohledem na refrakci očí po operaci katarakty. Čes. a slov. Oftal., , 2004, No.*

2. KUCHYNKA, P. a kolektiv. *Oční lékařství.* Pořadatel.Kuchynka P., Praha: Grada Publishing,a.s., 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.

3. SANDERS, D.J., J.A. RETZLAFF a M.C. KRAFF. Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. *Http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2355322* [online]. 1990, roč. 16, č. 3, s. 341-6.

4. YOUNG, R.R., L.M. SANG a K.K. MEE. Intraocular Lens Power Calculation Using IOLMaster and Various Formulas in Short Eyes. *Korean J Ophthalmol.* [online]. 2011, roč. 25, č. 3, s. 151-55 [cit. 2014-07-23]. Dostupné z <http://ekjo.org/DOIx.php?id=10.3341/kjo.2011.25.3.151>

5. RUTRLE M.: Brýlová optika. Vydal: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně 1993. 2. vydání, ISBN 80-7013-145-4.

6. KORYNTA, J., CENDELÍN, J.: Teoretické základy bezchybné biometrie. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1995, roč. 51, č. 1, s. 44-55.

7. KORYNTA, J.: Přesnost výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty. *Česká a slovenská oftalmologie*, 1994, roč. 50, č. 3, s. 168-183.

8. KORYNTA, J.: Výpočet optické mohutnosti implantátu a chyby výpočtu. *Československá oftalmologie*, 1992, roč. 48, č. 4.

9. Optikarium. [Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček](#). [online]. ©2012 [cit. 2014-07-23]. Dostupné z:

<http://www.gama.optikarium.cz/nitroocni-cocky/vzorce-pro-vypocet-opticke-mohutnosti-intraokularnich-cocek>

THE PROBLEM OF CALCULATING THE OPTICAL POWER OF THE IOL

Bc. Lucie Malíková

Supervisor: Mgr. Petr Vesely, DiS, Ph.D.

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk University, Brno

Abstract

Percentage of refractive cataract surgery depends on the viewpoint of calculating the optimum value of the optical power of the intraocular lens. With the growing demands of patients in refractive outcome is a strong emphasis on accuracy of preoperative measurements (keratometry and biometry). The thesis deals with the problem of intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery. The aim of this study is to determine the refractive state before and after cataract surgery.

The problem of calculating the optical power of the IOL

The most common ocular complication that resolves operations, cataract or cataract. During this operation, the contents removed, and then the intraocular lens is inserted in an artificial intraocular lens (IOL) of a certain optical power. This lens, diopter after offsets resulting deficit. The operation is evaluated as successful, in that case, if that sees the desired distance and only needs one eye on activities of daily living.

Cataracts

The current formula used to calculate the optical power very well describes the historical subtext of the problem. It was first cataract surgery dates back to the 12th century BC. The lens is easily deployed into the vitreous body incision with a sharp needle at the point 3-4 mm from the limbus was removed by a foggy lens

effect. The weakness of this procedure was postoperative correction that a normal eye reached emetropického + 12D (aphakia). Problem with postoperative refraction did not address until the 50s of the 19th century, when omitted experiments in the 18th century. When English physician Ridley in 1949 tried first implantation of intraocular lenses made of PMMA (in the body acts as an inert material). [1,2]

The etiology of cataract

Cataract or cataract is a condition which impairs the transparency of the human lens. Even with the current level of knowledge is not fully understood condition causing cataracts. Initial symptoms of cataracts are often subjectively imperceptible and their location must use a special method to detect small opacification. Operational solutions cataract is an act that is based on the client's subjective decision. Maintaining transparency is one of the basic functions of the human lens and is strongly associated with biochemical processes in the eye.

Classification of cataracts cause of the subject, position, degree of progress or causality with another phenomenon. There is a general classification scheme. Depending on the purpose of cataract can be classified according to this division:

a) **Senile cataract** - cataract caused by impaired transport of nutrients. We divide it into nuclear, cortical, and posterior subcapsular anterior subcapsular.

b) **Pharmaceutical cataract** - caused by the use of drugs. The most evident is the effect of corticosteroids, phenothiazines (psychotropic substances), miotics (substances that affect muscle function) or specifically Amiodarone (antiarrhythmic).

c) **Traumatic cataract** - due to the accident. It may be a blunt trauma, subluxation (dislocation) of the lens, perforating injury, foreign body, chemical injury.

d) **Radiation Cataracts** - occurs under the influence of electromagnetic radiation. This may be ionizing (X-ray) radiation, ultraviolet radiation, infrared radiation or it may be a microwave radiation.

e) **Metabolic cataracts** - as a result of diabetes, galactosaemia (Disorders of galactose to glucose) or hypocalcaemia.

f) **Classification according to the degree of maturity** - brunescenční (opaque brown), incident (small opacities), intumescent (creeping), mature (opaque to

white), hypermaturní (overripe, the folds of the capsule) to cataract Morgan (overripe, the nucleus moves freely in the lens casing).

g) Classification according to the localization of Cataract - clouding of the front pole, clouding of the lens nucleus, perinuclear of turbidity, cloudiness of the posterior pole or total cataract. [1,2]

The formulas for calculating the optical power of intraocular lenses

If we want to mathematically describe the eye as an optical system, we have to work with individual optical surfaces and its basic characteristics (radius of curvature, the position of the optical axis, refractive index). So if you know exactly all the parameters we use a mathematical method for its evaluation, we should be able to calculate the optical power of the implant. Here, however, we encounter two main problems: 1) not all values because we are able to accurately measure (or determine it is of unknown accuracy); 2) The actual surgery is different for each individual eye and calculating IOL can not predict changes related to operations (particularly positions after surgery and IOL operations induced corneal astigmatism). Both problems are subject to biometric individuality of each eye. To correctly determine the IOL is so needed certain assumptions, which statistically leads to the best results. [3, 4, 5, 9]

The IOL can be placed into the eye in one of three positions (Fig. 1). Position a) (anterior chamber) and position b) (in the sulcus) require a complete extraction of the original clouded lens, while the position c) requires the placement of the implant into the cortex of the lens (the remaining packaging). This package created with a special technique that allows the opening of the lens capsule (kapsulorexe) and subsequently aspirated clouded lens materials (phacoemulsification). [3, 4, 5, 9]

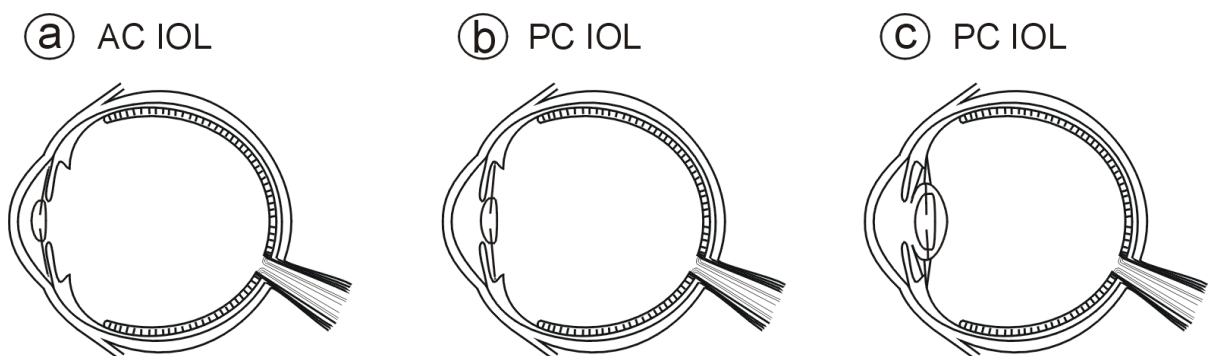


FIG. 1 - Possible position of intraocular lenses. Anterior coky are called AC IOL (anterior chamber IOL), posterior chamber lenses then as a PC IOL (Posterior chamber IOL). [9]

Generational development patterns

Formulas I. Generation

In the first implantation in the eye lens of inserting a constant value of +18 D. This approach has resulted in extreme cases of postoperative residual refractive error, which exceeded to + 9 D. Results of naturally raised the need to accurately calculate the optical power of the lens. The easiest way to reach the intraocular lens is a single default value modified spectacle correction factor: $P = 21 + 1.25 B$, where: P - estimated optical power IOL [D], B - correction value lenses [D].

The relationship provides only a rough approximation, since it fails to individual biometric specifications (Fig. 2). [3, 5, 9]

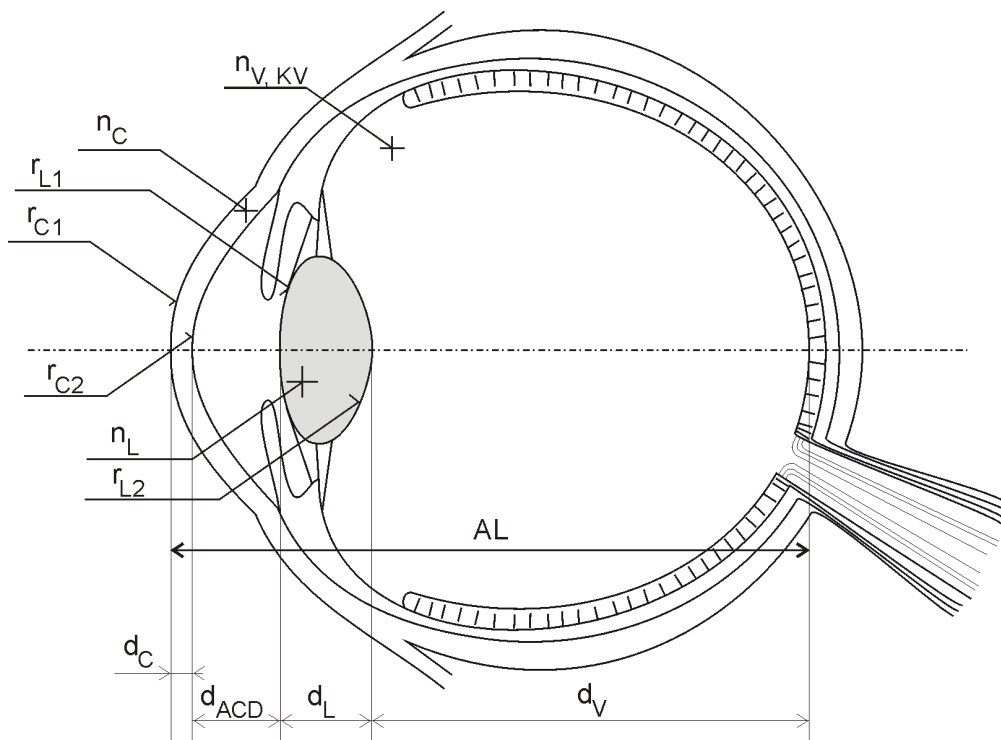


FIG. 2 - Biometric specifics of each eye; parameter r denotes radius of curvature, refractive index n parameters, and the parameter d, then their mutual distance [9]

The first hint of the solution came in 1967, when a Russian surgeon Fedorov said the vergenční equation:

$$IOL = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{DPostRx}} + K - ELP},$$

Where: IOL - optical power of the lens [D], AL - axial length of the eye [mm], ELP - effective lens position (the position of the implanted lenses after surgery) [mm], K - total optical power of the cornea [D], V - vertical distance corrective lenses from the eye [mm], DPostRx - required postoperative refraction [D].

With similar relations came subsequently Binkhorst, Colenbrander, Hoffer; whose patterns were very similar. On average they differed in different interpretations, the use of other corneal refractive indices, etc. Over time, took even easier Binkhorstův formula:

$$IOL = \frac{1336}{AL - PK} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - PK},$$

Where: IOL - emetropizující optical power of the lens [D], AL - axial length of the eyeball [mm] PK - anterior chamber depth [mm], K - total optical power of the cornea [D].

The formula was due to its accuracy relatively well applicable for anterior lens. Binkhorst introduces the vitreosenzorickou distance, which is an increase of +0.25 mm to the measured axial length of the eyeball. This value is recommended to be added to the parameter AL because measuring ultrasonic echo reflected from the first retinal structures for the vitreous humor, which is a layer of nutrient vessels. The actual sensory part of the retina is saved by +0.25 mm further. [3, 4, 5, 9]

Formula II. generation

Period theoretical formulas of the first generation were discontinued in 1980 when the trio of authors Sanders, Retzlaff and Kraff published formula simply called SRK (an acronym composed of the first letters of their surnames). This trio of authors have deviated from the solution using vergenčních relations as a fundamental evaluation method applied statistics. SRK derived a simple linear regression analysis of postoperative residual refraction of a set of 1,200 patients.

Great formula gained popularity because of its very simplicity and ease of application. Its wording is:

$$IOL = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K,$$

Where: IOL - the resulting optical power of the implanted lens [D] AKonst - the size of the relevant constants for IOL [-], AL - axial length of the eyeball in [mm], K - optical power of the cornea [D]. [3, 4, 9]

SRK has been designed with an estimated 60-70% accuracy, the postoperative refraction does not exceed ± 1 D. Originally, the A-constant (AKonst) value of 116.5. The formula exhibited satisfactory results in the case of anterior lens in the posterior chamber lens was disproportionately greater amount of error.

The authors therefore came to the variable and constant-that was always specific for each IOL lens. A-constant dependent on the physicochemical parameters of optical intraocular lenses, it is a numerical parameter which expresses the effect of the lens on the optical appearance of the eye. A constant-value is low for the anterior lens (values around 114 to 116) and higher for posterior chamber (118 to 118.7). There has therefore to distinguish anterior from posterior chamber intraocular lenses. [4, 5, 9]

From the beginning it was obvious dependence of the accuracy of the formulas of the axial length of the eye. The best results were achieved when the axial length of the eye 22-24 mm (length of an average human eye). When the bulb of the short (AL <22 mm), the calculated value of IOL is too large and the eye myopizuje; if eyeball length (AL > 24 mm), the calculated value of the IOL is insufficient and conversely eye hypermetropizuje.

To the authors SRK as closely as possible the desired (usually zero) refraction, trying to find the ideal value for the A-constant that will accurately reflect not only the ratios between the IOL and the eye, but also would include details of the anterior chamber. After implantation of the measured residual refractive error of each eye and each eye, the surgeon and for each IOL calculated the estimated A-constant according to the equation:

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = \frac{8,55 \cdot B - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K - IOL}{0,0875 \cdot B - 1},$$

where: B - postoperative spectacle correction [D], AL - axial length of the eyeball [mm], K - optical power of the cornea [D], IOL - optical power of the implant [D]. [6, 8]

Differences between the original A-constant and personalized A-constant is statistically averaged a calculated value in the future added to the original A-constant.

The motivation for the release of new formulas were inaccurate at extreme lengths bulbs (SRK showed great myopizaci at short bulb). The new formula called SRK II and was published in 1988. Basic relationship is the same as SRK, but in addition to additionally modify the input parameters:

$$IOL = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K ,$$

wherein for:

- AL < 20 mm: AKonst = AKonst + 3
- 20 mm ≤ AL < 21 mm: AKonst = AKonst + 2
- 21 mm ≤ AL < 22 mm: AKonst = AKonst + 1
- 22 mm ≤ AL < 24,5 mm: AKonst = AKonst
- AL > 24,5 mm: AKonst = AKonst - 0,5. [9]

Lack of previous formula should be addressed by adding integer values pertaining to the original A-constant. Size of integer values is dependent on the magnitude of the axial length of the eye. Relationship distinguishing the A-constant for SRK II:

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = IOL + B \cdot rf + 2,5 \cdot AL + 0,9 \cdot K - C ,$$

wherein: B - postoperative spectacle correction [D], AL - the axial length of the eyeball [mm] K - optical power of the cornea [D] IOL - optical power of the implant [D] C - factor governing the A-constant depending on the axial length [-] rf - refraction factor [-]. [8]

For refraction factor also applies: IOL < 16, rf = 1.00; IOL > 16, rf = 1.25.

The C factor regulating the function:

- AL < 20 mm: C = C + 3
- 20 mm ≤ AL < 21 mm: C = C + 2
- 21 mm ≤ AL < 22 mm: C = C + 1

- $22 \text{ mm} \leq AL < 24,5 \text{ mm}: C = C$
- $AL > 24,5 \text{ mm}: C = C - 0,5.$

Both formulas do not take into account the characteristics of the lens, or its position in the eye (do not work with pre-or post-operative anterior chamber depth). Therefore, a formula that showed significant errors in the short and long bulbs prompted various authors to edit individual. [4, 5, 9]

Formula III. generation

This generation patterns characterized by a combination of theoretical and statistical approach and was first starting to work with the depth of the anterior chamber. This is the system roughly ten patterns. However, they are already integrated in the devices measuring axial length of the eye, eliminating the laborious appointing. Thanks to open the way for more complex calculations. The first pattern was Holladay - named after its architects of JT Holladayovi. The formula introduced in 1988 and was intended to plankonvexních lenses again and was built in vergenčním description with constants derived ordinary regression analysis. Vitreosenzorickou distance counted by simply adding 0.2 mm to the overall axial length of the eye. Unlike their families SRK patterns on the individual parameter called Surgeon Factor (SF). SF based on the original A-constant, which is given for each lens, and its value increases by a spherical cap formed by the cornea. [9]

Holladay and when calculating a postoperative anterior chamber depth helps regression analysis. In the interval 20 to 25.32 mm provides proportional relation between the depth of the anterior chamber of the axial length of the eye. After exceeding the value of 25.32 is considered anterior chamber depth constant. The remaining distance (distance along the plane of the iris anterior surface of the implanted lens) is a parameter that takes into account just SF.

The formula reacts Holladayovu trio of authors SRK formula by introducing a new relationship, called SRK / T (1990). This new relationship is based on an extended writing vergenčních addiction doctored regression analysis. A few years later appeared Hoffer Q, working in particular with short and normal axial length of the eye (the predictions of anterior chamber depth used tangent K).

Formulas Hoffer Q, Holladay 1 and SRK / T are based on the same mathematical principles. Their main difference lies in the calculation of the final

IOL position. The formulas are quite reliable for the model eye ($AL = 24$ mm), but this is full of different assumptions. It is assumed proportional relationship between the front and rear parts of the eye, as for example assumed correlation between the corneal optical power and the position of the thin lens (this is especially not the case for axial hyperopia). [3, 5, 9]

Formula IV. generation

In 1991 came a new Haigis formula, which was based on a consistent mathematical basis as the previous formula, with the expanding number of input variables (a_0, a_1, a_2). Individual parameters modify the optical power of the lens, the depth of the front chamber and an axial length of the eye. Importantly, all these variables can be individualized, whereas in all other formulas combine individualizing into a single variable. The formula and shows satisfactory results across all axial lengths. [9]

Biometrics

Biometrics is a method used to measure the axial length of the eye. The axial length of the eye is defined as the distance between the center of the corneal surface and the point of sharpest vision in the retina - the fovea centralis. The measured value is needed to calculate the optical power of the intraocular lens to be implanted into the eye.

The axial length of the eye with the current practice of cataract surgery measured by optical developmentally younger or developmentally earlier by ultrasound. [1, 6, 7, 8]

A) Ultrazvuková (acoustic) biometrics

This technique uses partial reflection of the ultrasonic signal echogenního environment. In ophthalmology used ultrasound frequency between 8-20 MHz. In the eye 5 is distinguished environment in which ultrasound propagates at different speeds, on which interface occurs ultrasonic reflection. The greater the difference of acoustic impedance, the more ultrasonic signal reflected. It is a transition cornea-aqueous humor, aqueous humor-lens, lens-vitreous, vitreous-retina, sclera-retrobulbar tissue. [1, 6, 7, 8]

B) Optical biometry

This is a form of non-contact biometrics based on the principle of partial coherent interferometry. The advantage of non-contact measurement, whereby the patient fixates light spot and measure the axial length of the eye along the visual axis. At high myopes are measured values compared with ultrasound measurement more accurate. Optical biometric device can measure also keratometry, anterior chamber depth and spread of the sclera. Another advantage is easier measurements in pediatric patients. The big downside is that it is unable to biometric measurement if some optical environment clouded because they do not pass the beam. [1, 6, 7, 8]

Literature

First Skorkovský, S., J. MICHÁLEK, M. RUBERTOVÁ, S. SYNEK, Comparison of ultrasound and optical biometry with regard to the refraction of the eye after cataract surgery. Ces. and words. OFTAL., 2004, no.

Second KUCHYNKA, P. et al. Ophthalmology. Pořadatel.Kuchynka P., Praha: Grada Publishing, Inc., 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.

3rd SANDERS, D. J., J. A., Retzlaff and M. C. KRAFF. Comparison of the SRK / T formula and other Theoretical and regression formulas. Http :/ / www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2355322 [online]. , 1990, Vol. 16, No. 3, pp. 341-6.

4th YOUNG, R. R., L. M. SANG and K. K. MEE. Intraocular Lens Power Calculation Using IOLMaster and Various Formulas in Short Eyes. Korean J Ophthalmol. [online]. 2011, Vol. 25, No. 3, pp. 151-55 [cit. 23.07.2014]. Available from <http://ekjo.org/DOIx.php?id=10.3341/kjo.2011.25.3.151>

5th Rutrle M.: Eyeglass lenses. Published by: The Institute for Continuing Education in Health pracovníkt Brno 1993. 2nd edition, ISBN 80-7013-145-4.

6th Korynta, J., Cendelín, J.: Theoretical foundations flawless biometrics. Czech and Slovak Ophthalmology, 1995, Vol. 51, No. 1, pp. 44-55.

7th Korynta, J.: Accuracy of calculating the optical power of the intraocular lens during cataract surgery. Czech and Slovak Ophthalmology, 1994, Vol. 50, No. 3, pp. 168-183.

8th Korynta, J.: Calculation of optical power of the implant and the error calculation. Czechoslovak Ophthalmology, 1992, Vol. 48, No. 4

9th Optikarium. The formulas for calculating the optical power of intraocular lenses. [online]. © 2012 [cit. 23.07.2014]. Available from: <http://www.gama.optikarium.cz/nitroocni-cocky/vzorce-pro-vypocet-opticke-mohutnosti-intraokularnich-cocek>

20. SUBJEKTIVNÍ A OBJEKTIVNÍ METRIKA PARCIÁLNÍCH OKLUZORŮ

Mgr. Dostálková Marcela

Autor: Dostálková, M. ^{1,2}

Vedení práce: M. Dostálek^{1,2}, K. Fliegel⁴, J. Hozman³, J. Hejda³, R. Aufrata⁵

¹ Masarykova universita, Katedra optometrie a ortoptiky, Brno, Česká republika

² BINOCULAR s.r.o., Centrum dětské oftalmologie, Litomyšl, Česká republika

³ České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno, Česká Republika

⁴ České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Praha, Česká Republika

⁵ Masarykova universita, Fakultní nemocnice, Klinika dětské oftalmologie, Brno, Česká republika

Okluzní terapie, jako základ pleoptické léčby, vede ke snížení útlumu postiženého oka a následně ke zlepšení zrakové ostrosti. Existuje několik forem okluze. Nejčastěji užívanou je okluze totální, která zcela zabraňuje vidění vedoucím okem. Další variantou je okluze parciální, jejíž cílem je snížení vizu vedoucího oka pod vizus oka amblyopického a nejméně často používanou formou je okluze sektorová, která vyřazuje z vidění pouze část zorného pole.

Parciální (částečnou) okluzi reprezentují dvě, vzájemně se prolínající penalizační taktiky: (1) penalizace farmakologická, tedy aplikace cykloplegik (nejčastěji atropinu) vyřazujících akomodaci a rozšiřujících zornici vedoucího oka a (2) penalizace optická prováděná pomocí adice spojného skla nebo použitím difuzních filtrů. Částečná okluze je považována za vhodnou alternativu k používání standardních (totálních) okluzorů.

Ve dvojité zaslepené studii sledujeme degradační účinky jednotlivých tzv. difuzních Bangerterových filtrů. Provádíme měření objektivních parametrů degradace obrazu (PSF a MTF) a subjektivních změn viděného obrazu (centrální zraková ostrost a kontrastní citlivost) s cílem matematického porovnání obou metrik.

Jednotlivé Bangerterovy filtry seřazené do série s progresivní mírou difuzibility jsou obvykle označeny číslicí vyjadřující zrakovou ostrost, na kterou příslušný filtr snižuje kvalitu vidění normálního oka. Degradace obrazu je

dosahováno různou hustotou mikrobublin ve folii tvořící filtr. S rostoucí hustotou mikrobublin výrobce očekává postupné zhoršování obrazu na sítnici sledovaného oka.

Studie je prováděna s difuzními filtry Trusetal Verbandstoffwerk GmbH, D (0,8, 0,6, 0,4, 0,3, 0,2, 0,1) a Ryser Optik AG, CH (0,8, 0,6, 0,4, 0,3, 0,2, 0,1) a dále se sférickými konvexními čočkami (+ 0,75, +1,0, +1,25, +1,5, +1,75, +2,0 D) a s vrstvenými fóliemi s aditivním difuzním efektem (2, 3, 4, 5, 6, 8 vrstev) jako dvěma referenčními sadami.

Objektivní charakteristiky difuzibilních vlastností těchto sad filtrů a konvexních čoček byly měřeny prostřednictvím PSF (Point Spread Function – míra rozptylu bodového zdroje studovanou optickou soustavou). Měření byla provedena na optické lavici sestávající se z He-Ne laseru (632,8 nm), prostorového filtru, kolimátoru, clony 3,5 mm (napodobující obvyklý průměr zornice za fotopických podmínek) a digitálního fotoaparátu, na kterém se zaznamenal výsledek měření. Pomocí výpočtů Fourierovy transformace vzorků PSF byla u každého filtru vypočtena modulační přenosová funkce (MTF) a následně popsán tvar MTF křivek.

Subjektivní měření se provádí na opticky presbiopizovaných dominantních očích 60 mladých, oftalmologicky zdravých dospělých pozorovatelů. Před samotným měřením je provedeno celkové oční vyšetření. Nejlépe korigovaná zraková ostrost (na standardním ETDRS optotypu, VectorVision, USA) a kontrastní citlivost (na standardním optotypu pro 1,5, 3, 6, 12, 18 CPD, VectorVision, USA) je měřena za fotopických podmínek dle doporučení FDA pro multicentrické klinické studie (tj. za kontinuální zpětnovazebné stabilisace svítivosti 85 cd/m²).

Předběžné výsledky měření v pilotní části studie odpovídají teoretickému očekávání. Dobrá shoda mezi objektivními a subjektivními parametry potvrzuje optimální nastavení obou metodik. Série filtrů Ryser Optik AG postrádají harmonickou progresi difuzibilních vlastností a to jak v subjektivních testech tak i při objektivním měření. Nejvíce vybočuje filtr označený 0,6. V našich subjektivních i objektivních měřeních je více difuzibilní (tj. více degraduje pozorovaný obraz) než filtry 0,4 a 0,3. Při objektivním měření MTF filtr 0,6 dokonce prokazuje nejvyšší rozptyl. Tyto výsledky jsou v dobré shodě např. s prací Péreze, Archera a Artala z roku 2010, ve které folie 0,6, 0,4 a 0,3 rozptylovaly světlo v podobné míře a vykazovaly podobnou degradaci obrazu, pouze folie s označením 0,8 způsobovala menší rozptyl a menší degradaci obrazu než ostatní tři filtry. U filtrů Trusetal Verbandstoffwerk GmbH představuje při subjektivním měření nejmenší míru degradace filtr s označením 0,6 a filtr 0,8 se nachází až na druhém místě. K inverzi výrobcem deklarované míry difuzibilních vlastností dochází také v nízkých prostorových frekvencích u filtrů 0,1 a 0,2. Při

objektivních měření ale tyto dyskongruence nebyly nalezeny a objektivní metrika této sady Bangerterových filtrů se podobala optimální progresi v obou referenčních seriích (tj. jak u spojných čoček tak u vrstvených difuzibilních folií).

Výsledky pilotní části naší studie lze souhrnně označit jako konsistentní. Dávají tak uspokojivý předpoklad získání reprodukovatelných výsledků po dokončení celé studie, jejímž cílem bude provedení matematické analýzy vztahu subjektivní a objektivní metriky difuzních vlastností Bangerterových filtrů a nalezení reprezentativního deskriptoru použitelného v klinické praxi pro bezpečné dávkování parciální okluze v pleoptickém cvičení.

Subjective and objective metrics of partial occluders

Occlusion therapy, as a basis of the pleoptic treatment, leads to a reduction of suppression of the affected eye, and consequently to improvement a visual acuity. There are several forms of the occlusion. The most frequently used is total occlusion, which completely prevents vision of the leading eye. Another option is partial occlusion, whose aim is a reduction of the visual acuity of the leading eye to amblyopic eye and the least frequently used form is sector occlusion, which excludes only one part of the visual field.

Partial occlusion represents two penalty tactics: (1) pharmacologic penalization, usually application of atropine eliminating accommodation and dilating the pupil of the leading eye and (2) optic penalization using an optical addition of a convex lenses or an application of diffusive filters. Partial occlusion is considered an appropriate alternative to the standard (total) occluders.

In our double-blind study, we follow the degradation effects of diffusive Bangerter's filters. We carry out an objective measurement of image degradation parameters (PSF and MTF) and subjective changes of a perceived picture (visual acuity and contrast sensitivity) to get mathematical comparison of the two metrics.

Bangerter's filters arranged in series with a progressive degree of diffusibility are usually identified by a number expressing the visual acuity for which a filter reduces the quality of normal eye vision. The degradation of the image is achieved by varying density of microbubbles in the film forming filter. With the increasing density of microbubbles manufacturer expects a gradual deterioration of the image on the retina.

The study is carried out with diffuse filters Trusetal Verbandstoffwerk GmbH, D (0.8, 0.6, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1) and Ryser Optik AG, CH (0.8, 0.6, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1) as well as with spherical convex lenses (+ 0.75, +1.0, +1.25, +1.5, +1.75, +2.0 D) and the multilayer foils with additive diffusion effect (2, 3, 4, 5, 6, 8 layers) as two reference sets.

The objective characteristics of the filters and the convex lenses were tested through the PSF (Point Spread Function). Measurements were made on the optical bench, consisting of a He-Ne laser (632.8 nm), the spatial filter, the collimator, the aperture 3.5 mm (simulating normal pupil diameter under photopic conditions) and the digital camera for recording of degraded images. With the calculation of the Fourier transform samples of the PSF for each filter was calculated modulation transfer function (MTF) and then describes the shape of the MTF curves of the individual samples.

Subjective measurements are performed on an optically presbiopized dominant eyes of 60 young, healthy adults. The eye examination is carried out before the measurement. The best corrected visual acuity (ETDRS – standard optotype, VectorVision, USA) and contrast sensitivity (standard chart for 1.5, 3, 6, 12, 18, CPD, VectorVision, USA) are measured under photopic conditions recommended by the FDA for multicenter clinical studies (i.e. continuous feedback stabilization of luminance 85 cd/m²).

Preliminary results of measurements of the pilot study correspond to the expectations. Good agreement between objective and subjective parameters confirms the optimal settings of the two methodologies. A series of filters Ryser Optik AG deviates harmonic progression of diffusible properties in subjective tests as well as in objective measurements. The filter labeled 0.6, was deviating the most. This one is more diffusible than 0.4 and 0.3. An objective measurement of MTF of filter 0.6 shows even the highest anomaly. These results are in good agreement with the work of Pérez, Archer and Artal (2010), in which the film 0.6, 0.4 and 0.3 scatter the light in a similar extent; only the film labeled 0.8 caused less dispersion and less image degradation than previous three filters.

For filters Trusetal Verbandstoffwerk GmbH in the subjective measurement the filter labeled 0.6 shows the lowest level of degradation and the filter 0.8 is the second lowest. The inversion of diffusible properties declared by the manufacturer occurs also for filters labeled 0.1 and 0.2 in low spatial frequencies. But these dyscongruences were not found in objective measurements and objective metrics of Bangerter's filters match the optimal progression in both reference series (convex lenses and multilayer foils).

The results of our pilot study can be summarized as consistent. They give us satisfactory prerequisite to obtain reproducible results after completion of the study. The aim will be to implement the mathematical analysis of the relationship of subjective and objective metrics diffusion properties Bangerter's filters and to find representative descriptor applicable in clinical practice for the safe dosage of partial occlusion in pleoptic exercises.

Zdroje:

Pérez, GM., Archer, SM., Artal, P. Optical characterization of Bangerter foils. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. 2010 Jan;51(1): 609-613.

SUBJECTIVE AND OBJECTIVE METRICS OF PARTIAL OCCLUDERS

Mgr. Dostálková Marcela

Leaders: M. Dostálek^{1,2}, K. Fliegel⁴, J. Hozman³, J. Hejda³, R. Aufrata⁵

¹ *Masaryk's university, Medical Faculty, Department of Optometry and Ortoptics, Brno, Czech Republic*

² *BINOCULAR s.r.o., Center of Paediatric Ophthalmology, Litomyšl, Czech Republic*

³ *Czech Technical University in Prague, Faculty of Biomedical Engineering, Kladno, Czech Republic*

⁴ *Czech Technical University in Prague, Faculty of Electrical Engineering, Prague, Czech Republic*

⁵ *Masaryk's University, University Hospital, Department of Paediatric Ophthalmology, Brno, Czech Republic*

Occlusion therapy, as a basis of the pleoptic treatment, leads to a reduction of suppression of the affected eye, and consequently to improvement a visual acuity. There are several forms of the occlusion. The most frequently used is total occlusion, which completely prevents vision of the leading eye. Another option is partial occlusion, whose aim is a reduction of the visual acuity of the leading eye to amblyopic eye and the least frequently used form is sector occlusion, which excludes only one part of the visual field.

Partial occlusion represents two penalty tactics: (1) pharmacologic penalization, usually application of atropine eliminating accommodation and dilating the pupil of the leading eye and (2) optic penalization using an optical addition of a convex lenses or an application of diffusive filters. Partial occlusion is considered an appropriate alternative to the standard (total) occluders.

In our double-blind study, we follow the degradation effects of diffusive Bangerter's filters. We carry out an objective measurement of image degradation parameters (PSF and MTF) and subjective changes of a perceived picture (visual

acuity and contrast sensitivity) to get mathematical comparison of the two metrics.

Bangerter's filters arranged in series with a progressive degree of diffusibility are usually identified by a number expressing the visual acuity for which a filter reduces the quality of normal eye vision. The degradation of the image is achieved by varying density of microbubbles in the film forming filter. With the increasing density of microbubbles manufacturer expects a gradual deterioration of the image on the retina.

The study is carried out with diffuse filters Trusetal Verbandstoffwerk GmbH, D (0.8, 0.6, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1) and Ryser Optik AG, CH (0.8, 0.6, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1) as well as with spherical convex lenses (+ 0.75 +1.0, +1.25, +1.5, +1.75, +2.0 D) and the multilayer foils with additive diffusion effect (2, 3, 4, 5, 6, 8 layers) as two reference sets.

The objective characteristics of the filters and the convex lenses were tested through the PSF (Point Spread Function). Measurements were made on the optical bench, consisting of a He-Ne laser (632.8 nm), the spatial filter, the collimator, the aperture 3.5 mm (simulating normal pupil diameter under photopic conditions) and the digital camera for recording of degraded images. With the calculation of the Fourier transform samples of the PSF for each filter was calculated modulation transfer function (MTF) and then describes the shape of the MTF curves of the individual samples.

Subjective measurements are performed on an optically presbiopized dominant eyes of 60 young, healthy adults. The eye examination is carried out before the measurement. The best corrected visual acuity (ETDRS – standard optotype, VectorVision, USA) and contrast sensitivity (standard chart for 1.5, 3, 6, 12, 18, CPD, VectorVision, USA) are measured under photopic conditions recommended by the FDA for multicenter clinical studies (i.e. continuous feedback stabilization of luminance 85 cd/m²).

Preliminary results of measurements of the pilot study correspond to the expectations. Good agreement between objective and subjective parameters confirms the optimal settings of the two methodologies. A series of filters Ryser Optik AG devoids harmonic progression of diffusible properties in subjective tests as well as in objective measurements. The filter labeled 0.6, was deviating the most. This one is more diffusible than 0.4 and 0.3. An objective measurement of MTF of filter 0.6 shows even the highest anomaly. These results are in good agreement with the work of Pérez, Archer and Artal (2010), in which the film 0.6, 0.4 and 0.3 scatter the light in a similar extent; only the film labeled 0.8 caused less dispersion and less image degradation than previous three filters.

For filters Trusetal Verbandstoffwerk GmbH in the subjective measurement the filter labeled 0.6 shows the lowest level of degradation and the

filter 0.8 is the second lowest. The inversion of diffusible properties declared by the manufacturer occurs also for filters labeled 0.1 and 0.2 in low spatial frequencies. But these dyscongruences were not found in objective measurements and objective metrics of Bangerter's filters match the optimal progression in both reference series (convex lenses and multilayer foils).

The results of our pilot study can be summarized as consistent. They give us satisfactory prerequisite to obtain reproducible results after completion of the study. The aim will be to implement the mathematical analysis of the relationship of subjective and objective metrics diffusion properties Bangerter's filters and to find representative descriptor applicable in clinical practice for the safe dosage of partial occlusion in pleoptic exercises.

References:

Pérez, GM., Archer, SM., Artal, P. Optical characterization of Bangerter foils. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. 2010 Jan;51(1): 609-613.

21. RGP PACIENT EDUCATION

Mirna Filković¹, Kristina Mihić², Sonja Drugović²

¹student at University of Applied Sciences Velika Gorica

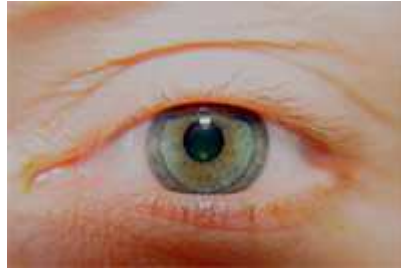
²assistants at University of Applied Sciences Velika Gorica

What are rgp lenses?

At the very beginning of lenses the first lens material was PMMA, these lenses had a very hard material that came to market in 1957. The material itself was very uncomfortable, hard, very hard to carry and conducted no oxygen. Until the beginning of the seventies it was the only one on the market. About that time new materials started coming and they were much softer and consisted of a hydrogel. The materials in themselves were a lot more comfortable, easier to carry and better for oxygen permeability and slightly began to dominate the market. Although the arrival of these materials meant better and more comfortable lens wearing, doctors have completely ignored the hard lenses and stopped fitting. The problem with the new material was that they were causing problems in the cornea, but also an optical system was by no means as good as the material of hard lenses. At the end of 70' better rgp lenses started coming, with better materials and better oxygen permeability. The materials in themselves were hard but not uncomfortable and painful to wear as PMMA. They were also much simpler to fit due to advanced design.



Picture 9. Soft lens



Picture 10. Rgp lens

When talking about RGP lenses we must keep in mind that they are not the same as soft contact lenses. RGP lenses have a small diameter, which is approximately 9.0 millimeters. Also, we need to know that the RGP lenses must be moving at least a little bit when they are in the eyes because oxygen could circulate through tears to the cornea and this movement is about 2-3 millimeters. Since RGP lenses are made of hard materials it takes some time to adjust on them. After fitting the patient usually feels uncomfortable because the upper eyelids presses the lens, this discomfort leads to frequent watery eyes blink first few minutes after curve fitting and therefore patients are advised to keep your head straight and gaze toward the knees. Before fitting the need to review to determine whether the patient can wear RGP lenses and whether he is able to adjusting and maintenance. Before fitting the RGP lens is necessary to make a slit-lamp Reviewing the patient and make Keratometry in order to know which type of lens curvature and be patient. RGP lenses are easier to maintain, and the presence of bacteria on them is much smaller than soft lenses. While getting used to the RGP lenses should be noted that the patient need to every day extend the period of wearing lenses, of course it does not mean you should suffer if there is a strong discomfort during the first few days of wear. In these cases it is recommended to wear them when you do not feel the discomfort. Customize lasts until the patient is capable of wearing lenses the whole day. With RGP lenses is not recommended to sleep because they can move through the cornea and cause erosion, also occurs that the lens moves from the cornea to the sclera, and also causes erosion.

Rgp lens wear and examination

There are several factors for which patients should not wear contact lenses, and we will be describing it in details and make a specification. How do we know that the patient is able to wear contact lenses? First of all we need ophthalmological documentation, if a patient had a history of any problems with the eye or cornea, before any trial fitting it is necessary to eliminate any ocular pathology. Patients must also be informed of all factors of wearing contact lenses to help themselves have decided whether to wear them or not. The most important item is the eye health. It is necessary to eliminate any erosion or eye abnormalities in epithelium. Any previous bacterial infection may increase the risk of microbial keratitis and patients with a history of this disease aren't recommended to wear rgp lenses. The most common condition when wearing RGP lenses is a dry eye, dry eye is unfortunately nowadays often represented state. This phenomenon makes it difficult to carry and causes erosion to the eye due to small tear and the tear film fails to connect with the lens which leads to corneal scraping the edges of the lens. Patients who have minor symptoms of dry eye is usually attributed RGP lenses but not on all day wear. When we talk about the general health of future carrier RGP lenses we need to assess its propensity to allergies and chronic infections. Allergies can be associated with poor tear film and the tendency of development of inflammatory reactions in solution or in the deposits on the lenses, in patients with frequent allergies are attributed to daily soft lenses. In chronic infections can happen that patients have excess mucus in tears as the same means susceptibility to infections. Also, people with hypertension are prone to dry eye due to diuretics that treat their condition, people with thyroid dysfunction are also prone to developing dry eye. Every hormonal changes whether they are associated with pregnancy, lactation or menopause may lead to the creation of corneal edema and accumulation of mucus. Oral contraceptives can also lead to similar effects, although recent research proves that the correlation with contraception today is very low because the latest pills contain a lower dose of hormones than their predecessors.

Psychological factors

The psychological attitude towards wearing and maintaining lens has a major impact on quality and customer satisfaction carry in the future. There are patients who can quickly adapt to the lenses, and for them they are not a problem during

several days of wearing and cleaning after removal. We also have patients who are very difficult to get used to wearing lenses, and they look at a RGP lenses with fear of pain and injury. It is important to emphasize that the adaptation is possible. The latest research shows that people who had changed many types of glasses are prone to adapting very quickly and had no problems with further maintenance and regular check-ups with your optometrist.

Use of positive terms when presenting GP lenses to patients is advised by GP experts. Negative terms such as “pain” should be avoided. For the optometrist who uses negative terms, he or she has already implied that some degree of pain is usually associated with the use of GP contact lens. Most patients will accept a slight sensation associated with the application of a GP lens. Put the patient in a relaxing mood and advise not to force blink and not to close the eyelids tightly. Words such as “having a tickling sensation” should be avoided because being tickled is generally not considered enjoyable. The words “a slight irritation,” the antonym of which is calmness, should also be avoided. Positive terms are preferred to encourage the patient

Slit-lamp and keratometry examination

A biomicroscope, or slit lamp features a detailed, stereoscopic, noninvasive view of the anterior segment. The transparent ocular tissues allow the use of several different types of illumination. Types of illumination vary with the positioning, size, shape, focus, and filtration of the beam. Mastery of the biomicroscope is essential for the competent contact lens practitioner. After the opening of dialogue with the patient about RGP lenses begin check-up. First we check whether an eye has any anomalies or scratches

We look at the second form eyelid to make sure that the patient's best selection are RGP lenses. Shape of the eyelid should be such that the upper eyelid covers the cornea and a lower eyelid needs to be at the edge of the cornea.

We look at the blinking, and blinking for us it is important to see detritus because the movements of detritus conclude what the patient's tear film is.

We analyze tears at which we see the tear meniscus, rate of flow, content detritus and interference colors.

We are looking at the conjunctive to see if there is any damage

We see the corneal profile of a patient and based on that, we conclude which lens we put in. The most common profile is the current tangent and we have the distinctive convex, strikingly tangential, one-curved profile and concave.

Checking the transparency of the cornea

The keratometer is the most commonly used instrument for corneal curvature measurements. It not only measures radius of curvature, but it can also verify base curves of rigid lenses and detect corneal distortion.

Lens fitting

Important factors of an optimal gas-permeable lens fit includes the lens–cornea alignment, good lens centration, and patient comfort. Lens comfort is determined principally by the interaction of the lens with the eyelids. Assessment of the lens interaction with the eyelids at the time of fitting will assist the optometrist in advising the patient regarding the prospects for a successful fitting and good lens comfort.

Gas-permeable lens centration is largely determined by patient factors. Although the optimal lens centration is affected by the lens back optic zone radius in relation to the keratometric readings, the lens centration is also influenced by a number of other important patient factors:

1. Upper and lower lid positions (stabilizes lens, reduces sensation).

2. Tighter lid tension (gauge by difficulty of eversion). An example is the Asian eye.

If either the upper or lower lid hits the lens edge during a blink, lens comfort will be reduced. This is of particular importance during the initial adaptation period of 1 to 2 weeks. Try to have the lid either approximately 1 mm from the lens edge, or have the lid overlap the lens edge by a similar distance. Good comfort is affected by the lens-to-lid relationships. Upper lid that overlaps the lens and does not hit the edge with each blink is usually comfortable. An area of clearance or a gap between the lower lid and lens edge also is a good sign to look for with a comfortable lens. Poor comfort is also affected by the lens-to-lid

relationships. Upper lid that does not overlap the lens and hits the edge with each blink is usually not comfortable.

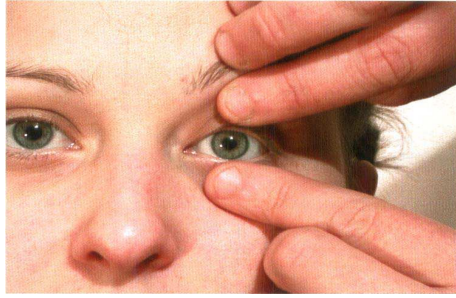
Lower lid and lens edge bumping up against each other as the lens drops can indicate an uncomfortable lens. Good comfort case shows a first-time wearer who experienced good comfort soon after the delivery visit. . Inform the patient that the majority of patients will experience a slight awareness when the GP contact lens is placed on the cornea. This new sensation will dissipate a little each day as the body adapts to the new situation. Before the trial fit The GP contact lens should be thoroughly cleaned with a good GP contact lens cleaner and visually inspected for unwanted foreign particles and debris. The cleaned GP contact lens should be conditioned before placing it on the eye, where it will be examined for hazing, dry patches, and areas of poor wetting ability. If deposits are present, the patient may be predisposed to future problems. GP contact lens care procedures may necessitate customization at a later time. Poor wetting ability of the GP contact lens is often associated with deposits from bad cleaning or secretions from the patient's own system. This poor wetting ability may be a warning sign of a possible dry eye. Procedures performed during every GP contact lens progress report includes, but is not limited to, comfort with the contact lenses, the wearing schedule, visual acuity, overrefraction (usually with loose ophthalmic lenses), fluorescein pattern analysis, keratometry or topography, spectacle refraction, biomicroscopy (with and without the contact lenses), and GP contact lens inspection. Other helpful tests are retinoscopy and overkeratometry (also called front surface keratometry).

Success with trial fitting can be assured when four factors are taken into account: spectacle astigmatism, contact lens itching, contact lens awareness (comfort), and spherical refractive error. According to one study, high success rates are obtained with low astigmatism, no itching, good comfort, and low spherical error. For high astigmats, those with more than 0.75 D, the presence of itching is possible. When there is no itching, the success rate is 90%. When there is high astigmatism with itching, the success rate is 62%. When we are taking the lens out of an eye there are a few ways to do it, note that whatever way you are doing it you should inform a patient about it.

Inserting the lens into the eye is easy if you know how and in what way, and if you have done it before, but the past practice is required. When placing lenses ask the patient to look straight ahead and stand beside him. If you first put the lens in the left eye stand with his left. Positioning your right hand so that his head with your elbow reserve at the back that would not allow his head to move. Put a lens to the index finger of your left hand. Ask the patient to look down and put the middle finger of your right hand raise the upper eyelid, then ask the patient to look up and put the middle finger of his left hand catch the lower eyelid, the patient should stare straight at an object and then we put the lens on the cornea. It is important to emphasize that RGP lenses are going to specifically and only to the cornea which means that there are no movements in the eye because of the potential erosion. The patient will feel some discomfort and it instructed to hold his head straight and look pointed to his knees. Repeat this procedure with the other eye.

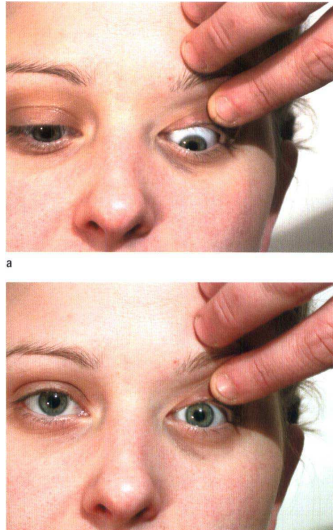
When it comes to taking a lens out of an eye, most people have problems in the beginning so we show them two techniques.

1. The "pinch" technique involves controlling the upper and lower lids by placing a finger or thumb on the lid margin of each Starting with the lids parted somewhat wider than the total diameter of the lens, gently bring them together so that the lid margins burrow under the periphery of the lens, than popping the lens out. If the lids are controlled and positioned correctly, almost no force is required to break the surface tension holding the lens in. The lens should release from the cornea with a gentle "pop" to be collected. If you want to show off, with practice it is often possible to get the lens to settle on a finger or the thumb of the hand controlling the lower lid, which can then be shown to the patient with a bit of a flourish. A cheap and flashy trick undoubtedly, but also a demonstration of skill which can reassure a patient who is nervous that removal might be difficult. The pinch technique is probably the most commonly used technique these days, but it doesn't work on everyone. Some patients respond to touching of their lid margins by going into blepharospasm.



Picture 11. The "pinch" technique

2. The "pull and blink" method used to be the first choice in the days of PMMA lense. However, it still works well on many lenses, often in those patients who respond badly to the pinch technique. The method is as follows. The patient fixates an object chosen so that the cornea, and the lens, is positioned between the lids at the point where the parpalpebral distance is at a maximum. The patient is then told to open their eyes as wide as they can. The lids are tensioned by pulling at the outer canthus until the surface tension of the tear film is broken. This can be done with a finger, but is usually more easily done with the practitioner's thumb, which has a greater contact area. If the eyes are positioned correctly and the lids tensioned evenly, little force may be required. However, sometimes the tensioning of the lids is insufficient to break the surface tension, and this must be achieved by asking the patient to blink. The lens may be ejected from the eye rather quickly in these circumstances, so be prepared to catch it, unless you would like to spend the next 5 minutes on the consulting room floor looking for the lens. If the blink is rather violent, the patient may hurt the eyelid too.



Picture 12. the "pull and blink" method

If all else fails, you can always use a suction holder. These handy devices were once found everywhere that contact lenses were fitted, in the days when PMMA and early RGP lenses dominated the market. They seem to have all but disappeared, but if a lens sticks hard on the sclera - as they occasionally do – a suction holder is the tool of choice. It is therefore a good idea to have a supply in the consulting room.



Picture 13. suction holder

Lens care

When a patient starts wearing lenses we should inform him and show him how to properly take care of his lenses. Rgp lenses are easy to maintain and in the following steps it will be shown how. In a lens care kit we have: Disinfecting, storing and cleaning solution, daily cleaner and a protein remover tablets. It all comes with a lens storage boxes. Every day before the lens is put in to the eye it needs to be cleaned and that is with no excutions!!



Picture 14. lens care kit

First we open the lens boxes and put one lens in our hand. Then we use a day cleaner and start cleaning our lens with one finger rubbing it in to the palm of our hand. When we are done with that, we use cleaning solution to remove all the extras from the day cleaner, because in a case of not removing it our eyes could 'burn' a little bit when we put a lens, than, when we are completely sure that the lens is clean we put it on the cornea. Every week lens needs to be cleaned with protein tablets. We put both lenses in a box on its place, fill it with a storing solution, put a protein tablet an leave it over the night. In the morning lenses must be washed again with a cleaning solution.



Picture 15. Lens cleaning

Regular examination every six months

After we fit the lens and the patient learned all about proper care, arrange inspection every six months. Examination is essential therefore to see whether

there is on the eye appeared erosion, and gave the appearance of certain anomalies due to lack of oxygen. We make a review of the cornea in order to see if there is any damage to it, we do it with a diffuser. We also do a fluorescent probe to see how the lens stands on an eye. If we notice microcysts or vacuoles which means that there are not enough oxygen, also if there occurs to be blebs they point to a lack of oxygen. On the lens we look at whether they appeared such deposits or bacteria.

22. SOFT CONTACT LENSES AND TEAR FILM

Nikolina Puntarić¹, Kristina Mihić², Sonja Drugović²

¹student at University of Applied Sciences Velika Gorica

²assistants at University of Applied Sciences Velika Gorica

Introduction

The contact lens is the common name of all the aid for vision correction that is used in direct contact with the front of the cornea. There are several types of contact lenses, such as RGP lenses GP lenses and soft contact lenses. In what follows we will talk about soft contact lenses and tear film.

Soft contact lenses

A soft lens may be defined as a contact lens made from a hydrophilic material and with a diameter larger than the cornea (semi scleral design). The hydrophilic material provides pliability to the lens, allowing it to conform to the shape of the eye. Because soft lenses readily conform to the shape of the eye, they tend to be easy to fit and to be relatively comfortable. The hydrophilic material also maintains lens movement, because the pores in the material allow tear flow through the lens itself avoiding any suction onto the eye. The large diameter is necessary to maintain adequate lens centration on the cornea, and also assists with lens comfort and retention in the eye. Soft lenses are the most popular contact lens wear modality, accounting for some 88% of lens wearers.



Slika 1. Soft contact lens

Advantages and disadvantages

Soft contact lenses offer certain advantages and disadvantages.

The best part of wearing soft contact lenses is immediate comfort, adaptation time is short owing to minimal movement and material of the lens. Other advantages of soft contact lenses are that they are suitable for long and short wearing times and variable wearing schedules, they cause minimal central corneal distortion so spectacle blur is rare. Furthermore, the large optic zone makes for minimal flare and soft lenses are rarely dislodged thus making them good choice for sporting activities.

On the other side there are certain limitations such as short life of a lens, since they are fragile and subject to rapid accumulation of surface deposits. In extended wear, soft lenses may cause inflammatory complications. Ongoing lens care takes a significant amount of time (lens cleaning and disinfection are essential). They may be inadequate for correcting low astigmatism and it is difficult to verify soft lens parameters.

Types

Several soft lens modalities are available, including the following:

Conventional daily wear lenses are those that have a replacement interval of 6 to 12 months. A more traditional definition of conventional wear is a lens that is

worn until change is necessary due to deteriorating lens performance, lens loss, or lens damage. Planned or frequent replacement systems use conventional daily wear lenses with a prescribed replacement interval. Common replacement intervals are annual, semi-annual, and quarterly. Conventional care and maintenance systems are used. The main advantage of conventional daily wear lenses over other lens modalities is that they can custom-fitted in a wide range of spheric, toric, and multifocal designs in materials of low, medium, or high water content. The disadvantage is that they require complex care systems that include protein-remover tablets.

Hydrogel disposable lenses reduce the amount of lens maintenance required, thereby reducing the cost and compliance burden on the patient. A wide variety of disposable lenses are available, such as two-week/monthly disposable and daily disposable. Two-week/monthly disposable hydrogel lenses became possible with the introduction of molding technology, which brought the unit cost of lenses down enough to permit disposing of lenses rather than protein-cleaning them. For daily disposable lenses there is no care system and lens storage case is no longer needed.

Silicone-hydrogel lenses were introduced in 1999 intended primarily for extended wear, they are also prescribed for daily wear as a premium lens type. The inclusion of silicone allows oxygen transmissibility values in excess of 100, considered sufficient for overnight lens wear with the majority of patients. Because silicone is hydrophobic, the silicone-hydrogel materials are surface modified by a plasma batch process in order to ensure in vivo wettability. A water content of 20% to 40% gives sufficient water transmissibility to ensure rapid recovery from any lens adherence after overnight wear. The aqueous phase of the tear film is able to penetrate the lenses, replenish the post-lens tear film, and thereby restore lens movement with blinks. There are anecdotal reports that these low-water content materials also reduce symptoms of dryness in some patients. The second generation silicone-hydrogel disposable lenses introduced in 2004 are being marketed for daily wear. These lenses have a lower silicone content and correspondingly higher water content, in order to reduce the need for surface modification and to reduce manufacturing costs. Their oxygen transmissibility is

still much higher than traditional hydrogel lenses, without the tendency to dehydration associated with high water content materials.

Tear film

The tear film is critical to the normal functioning of the eye. It has four main functions: it provides the first refracting surface of the eye, it protects the eye by flushing away cellular debris and foreign matter, it gives the cornea nutrition, and it provides lubrication for the lids and for contact lenses.

The average volume of the tear film is 6 to 8 μL . Under normal conditions, tear film is secreted at a rate of approximately 1.2 μL per minute. Absorption occurs through the mucous lining of the eye and the nasolacrimal duct at a rate of up to 2 μL of fluid per minute. Thus, under normal conditions all the tears are removed by evaporation and absorption. Tear drainage is through the puncta into the nasolacrimal duct. The tear pH of the open eye is 7.14 to 7.82, the average being 7.45. Contact lens wear may decrease the pH in the tears under the lens. The oxygen tension in the precorneal tear film is 140 to 160 mm Hg, and this will decrease with contact lens wear.

Tear composition includes electrolytes, proteins, sterols, and vitamins. Other components are glucose and various metabolites.



Slika 2. Glands of the eye

Layers

The tear film is historically considered to be consisting of three layers: oily, or lipid; aqueous; and mucoid, or mucous layers. The overall thickness of the tear layer is 7 to 9 μm .

The lipid layer is principally secreted by the meibomian gland and released into the tears by the mechanical action of the blink. Oil production in the meibomian gland may be regulated by the parasympathetic system. The glands of Zeiss and Moll also

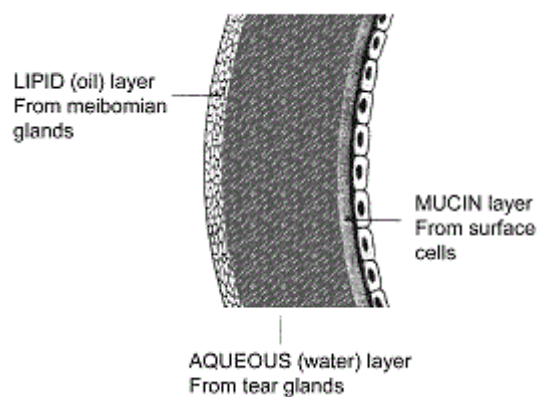
produce oil. Tear lipids inhibit evaporation and prevent tear spillage onto the lids. The evaporation rate of the tears increases 10-fold if the oil layer is removed. The lipid layer consists of cholesterol esters, lecithin, fatty acids, free cholesterol, and phospholipids. The lipid layer is normally approximately 0.1 μm thick. Contact lens wearers exhibit more meibomian gland dysfunction.

The aqueous layer is produced by the lacrimal gland and the glands of Krause and Wolfring (accessory lacrimal glands). The aqueous thickness is from 6 to 8 μm . Basal tears constitute normal lacrimation. Reflex tears, or stimulated tears, are the result of excessive lacrimation produced by the lacrimal gland. Basal and reflex tear production can be measured with the Schirmer tests. Reflex tearing can be triggered by a host of factors, including the presence of a foreign body under a contact lens, a bad edge of a contact lens, a torn lens, corneal abrasion, or toxic solution reactions.

The mucous layer is composed of a double layer. The inner layer called the glycocalyx is produced by the underlying epithelial cells and is from 0.02 to 0.04 μm thick. The outer layer is mucus produced by goblet cells, Manz glands, and crypts of Henle and is 0.6 to 1 μm thick. The mucus from the goblet cells attaches to the underlying glycocalyx. There are approximately 1.5 million goblet cells per eye located mainly in the inferior, medial conjunctiva. Contact lens wear increases the number of goblet cells and, thus, increases mucous production. Mucins are high-molecular-weight glycoproteins that have a protein backbone with side chains of carbohydrates. These molecules have both a polar and nonpolar component. The nonpolar end aligns with the hydrophobic epithelial cells; the polar end attracts water. This allows the mucin to coat the epithelium and make it

more hydrophilic. In addition to making the epithelial surface hydrophilic, mucus also traps and removes debris from the eye. Poor spreading of mucus results from abnormalities such as improper blinking and lagophthalmos. Inadequate mucus may result from goblet cell loss, vitamin A deficiency, and chemical burns.

Contact lenses remain on the cornea by means of the surface tension of the tear film. The lens floats in the tear film. Thus, there is a tear layer anterior and posterior to the lens. The tear film on the anterior surface of the lens pulls the lens onto the corneal surface. The surface tension of the tear film on the anterior contact lens surface at ordinary temperature (32.1 °C) is 46 dynes/cm².



Slika 3. Layers of tear film

Post-lens and pre-lens layer

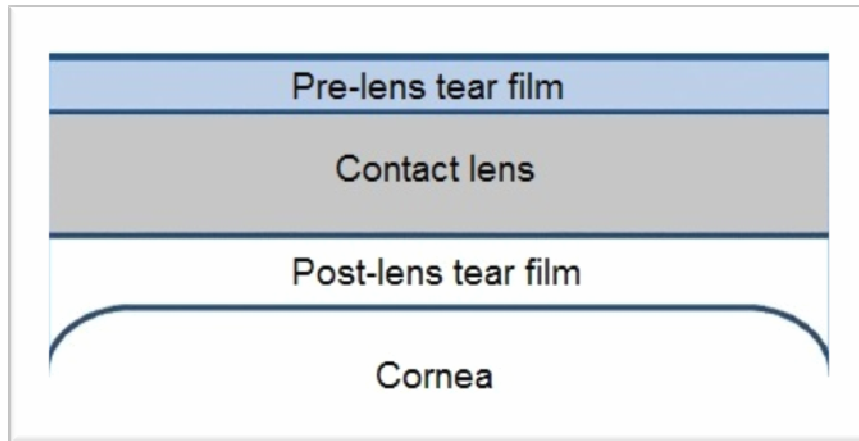
There are **two tear film layers** anterior to the cornea in contact lens wear. The contact lens creates a tear film layer both in front of the lens and behind the lens, known respectively as the pre-lens tear film and the post-lens tear film.

The **pre-lens tear film** is important to the patient for good lens comfort and vision. The pre-lens tear film is the layer overlying the contact lens, creating the all-important anterior optical surface of the eye and providing lubrication for the upper eyelid during blinks. If the pre-lens tear film is not stable and complete for the duration of the interblink interval, then comfort and vision will be compromised.

The **post-lens tear film** is importance for corneal health. The post-lens tear film is the layer in contact with the cornea. It has important roles in preventing corneal

infection (antibacterial components), foreign body and debris removal, facilitating epithelial exfoliation, maintaining corneal epithelial nutrition, and hydration.

Both the pre-lens and post-lens tear film layers are important for maintaining hydration of a soft lens, and in providing the lubrication that allows for lens movement with blinks.



Slika 4. Tear film pre-lens and post-lens

Examination of the tear film

Specular illumination with the slit lamp is the most useful method of observing the tear film. Specular illumination allows several different observations: Reflective tear film surfaces, noninvasive breakup time and interference patterns.

Slit-lamp direct illumination and optic section often show little of the tear film, owing to the high transparency and extreme thinness of the layer. Particulate matter and debris in the tear film may be visible in direct illumination.

Tear meniscus assessment is another relatively noninvasive tear film assessment procedure.

Cotton thread test is a fast and comfortable test of tear film aqueous deficiency.

Tearscope is a very useful technique for assessing both tear film stability and the lipid layer.

Meibomian gland evaluation is an important part of a tear film workup, since meibomian gland dysfunction causes evaporative dry eye, one of the most common types of dry eye.

Fluorescein tear film breakup time (BUT) is the time for tear film breakup assessed with fluorescein instilled into the tear film.

Fluorescein staining is typically evaluated as one of the last tests in a tear film assessment, to avoid the influence of the dye on the noninvasive tests.

Rose Bengal is considered the definitive test for a dry eye but is rarely used in contact lens practice. It is a toxic and somewhat painful dye that demonstrates ocular surface damage.

Tear film assessment

Pre-lens tear film is easy to assess with the slit lamp.

Routine assessment of the pre-lens tear film can be made at soft lens fittings and aftercare visits, in the same way that soft lens centration and movement are assessed routinely.

Benefits of assessment of pre-lens tear film wetting are several:

1. In comparing lens performance at fittings, particularly if two brands of lens are trialed with one to each eye.
2. In making management decisions at aftercare visits, such as evaluating the need for the patient to dispose of lenses or be refitted, particularly if patient symptoms are present.

Slit-lamp signs of pre-lens tear film performance include:

Pre-lens tear film stability is evident when an aqueous tear film can be seen overlying the whole lens surface, with particle movement following blinks.

Instability of the pre-lens tear film is evident from incomplete coverage of the lens surface with tears, with the appearance of dry spots or irregular reflections in the specular reflection of the slit-lamp beam focused on the lens surface.

Thinning of the pre-lens tear film is evident when colored interference fringes appear in the specular reflection of the slitlamp beam.

Deposits on the soft lens surface appear as raised dots prominent above the tear film surface that do not flow with the tear film movement following blinks, but may move to a lesser degree if lens movement occurs.

A **mucin layer** covers a contact lens when it is in the eye, with the effect that the pre-lens wetting of the tear film in-eye can quite different to the wetting of a contact lens in the laboratory situation.

A **lipid layer** may or may not be present over the pre-lens tear film. It will tend to only be present when there is a full aqueous pre-lens tear film to support it. A normal lipid layer will not be colored but rather show gray swirling oily patterns on the surface of an aqueous pre-lens tear film.

Pre-lens tear film breakup time is the easiest way to quantify the pre-lens tear film stability. Breakup times less than 5 to 10 seconds are a potential concern, particularly if the patient also reports symptoms of dryness. A reduced pre-lens tear film breakup time may be associated with increased lens deposition and with increased symptoms of dryness.

Contact lens materials may perform differently in some patients with respect to the pre-lens tear film. Generally all contact lens materials tend to

increase pre-lens tear film evaporation and reduce pre-lens tear film stability.

Management of poor pre-lens tear film stability may involve lens refitting into a lens of a different material. Other options include more frequent disposal of lenses to reduce the effect of deposition, the use of lubricant drops during wear, meibomian gland evaluation and possible treatment, soaking of the lenses in solution during a break in wear in the middle of the day, and restricting wearing time.

Post-lens tear film is also readily observed with the slit lamp, and located just posterior to the brighter pre-lens tear film reflection.

Significance of the post-lens tear film is that it is the key to understanding many aspects of soft lens fitting and a number of potential complications of lens wear, particularly those related to extended wear. Unlike the pre-lens tear film, the post-lens tear film does not appear to strongly influence comfort and vision in everyday soft lens wear.

Variability is a hallmark of the post-lens tear film. In normal daily wear the post-lens tear film should be aqueous with good tear flow. An aqueous-deficient post-lens tear film affects lens fitting and may predispose the eye to a variety of complications particularly in extended wear.

Assessment of the post-lens tear film is via slit-lamp specular illumination. It requires more magnification (e.g., 20× or higher), a wider angle of illumination (>40 degrees) and a finer slit-lamp beam (0.1 mm) than for the assessment of the pre-lens tear film.

Grading of the post-lens tear film appearance is according to the presence or absence of monochromatic or colored patterns.

1. Amorphous post-lens tear film has a uniform brightness and is gray in color. There are no patterns evident, although particles

in the post-lens tear film may be seen moving freely with blinks as the lens moves. An amorphous post-lens tear film is a full aqueous tear layer and is the most desirable state for this layer.

2. Striate post-lens tear film is monochromatic in appearance with gray lines or mottled patterns evident. No movement of particles in the post-lens tear film is seen. A striate post-lens tear film is a thinned or depleted tear layer.

3. Colored post-lens tear film shows bright or faintly colored interference fringes. Colored patterns may include orange, yellow, green, and purple. No movement of particles in the post-lens tear film is seen. A colored post-lens tear film is also a thinned or depleted tear layer.

	Appearance	Postlens particle movement
Amorphous	Uniform: noncolored/grey	Particles move freely
Striate	Grey lines or mottled patterns	No movement seen
Colored	Bright patterns: orange, yellow, green, purple	No movement seen

Slika 5. Grading of post-lens tear film

Eye closure with soft lens wear affects the post-lens tear film, causing apparent aqueous depletion as evidenced by the appearance of colored or striate patterns. Post-lens tear film thickness at specific time point could frequently be less than 1 μm . The mechanism of lens adherence in eye closure may simply be the pressure of the eyelid over the lens mechanically squeezing the post-lens tear film out from under the lens. Lens thickness may influence the post-lens tear film, as well as corneal

staining. The ultrathin lenses tended to show greater dehydration of the lens material and to cause more corneal staining.

Tear exchange may be considered in several ways:

1. The traditional model is that post-lens tear exchange occurs only at the edges of a soft lens, as it does for a water impermeable lens such as a rigid lens such as an RGP lens. The concept of post-lens tear exchange at the lens edges is a useful one with regard to elimination of debris from the post-lens tear film, particularly in relation to extended wear.

2. Anterior-posterior tear exchange is a relatively new concept that accounts for the delicate and variable nature of the post-lens tear film in soft lens wear. The theory is that tear film can move in different ways affecting soft lens fitting, although particulate matter in the tear film such as debris can only be eliminated laterally under the edges of the soft lens.

3. The X-Y-Z theory of post-lens tear exchange summarizes the many factors that can affect the post-lens tear film and influence lens fitting. It encompasses the notion that the post-lens tear film can move in any direction, through the cornea or the soft lens material, as well as laterally out under the lens edges.

23. MODERNÍ TRENDY NITROOČNÍCH ČOČEK

Bc. Soňa Škrabalová

Katedra optometrie a ortoptiky, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity

Vedoucí práce: Lucie Machýčková

Pracoviště: Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého
v Olomouci

1. Obecný úvod a materiály

V dnešní době, kdy jsou laserové operace obrovským hitem, jistě každého člověka s refrakční vadou první napadne tento způsob řešení, ale ne každý je vhodným kandidátem. Důvodem nevhodnosti pacienta je především tenká rohovka či příliš vysoká refrakční vada. Tito klienti jsou právě nejlepšími kandidáty refrakčních nelaserových operací. Tímto způsobem lze řešit všechny typy ametropií včetně presbyopie. Preferuje se ale především korekce vyšších refrakčních vad.

Nitrooční refrakční operací je myšlen zákrok, kdy díky odstranění čočky, jejím nahrazením či vložením druhé čočky k čočce stávající, změníme refrakci neboli počet dioptrií optického systému tak, aby bylo co nejbližší ideálnímu fyziologickému stavu, čili emetropii.

Nitrooční čočka by měla splňovat několik technických parametrů k tomu, aby byla vhodná pro využití v refrakční chirurgii. Čočka by měla mít určitou *optickou mohutnost* (v rozmezí od -10 do +35), určité *zakřivení povrchu*, *design a rozměry* optické a haptické části. Od výrobce musí být uvedena u každé čočky tzv. *konstanta A*, která se dosazuje do výpočetních vzorců pro optickou mohutnost. Dříve býval tvar čočky jen pravidelný bikonvexní, který například u metody RLE zajišťuje dostatečné přilnutí k zadnímu pouzdru. V současnosti se objevují i implantáty plankonkávní a plankonvexní.

Lens cristallina je nepropustná pro UV záření, čímž chrání sítnici. Proto i umělá čočka musí toto kritérium splňovat. Téměř polovina pacientů měla problém s implantovanou čočkou bez UV filtru, kdy bylo přítomno trvalé růžové vidění, především při úplňku či při slunečném počasí v zimě.

Důležitým faktorem je také biokompabilita, kde se kladou obrovské nároky na snášitelnost materiálu.

8.1 Haptická část IOL

U prvních Ridleyho nitroočních čoček nebylo z důvodu velikosti potřeba opěrné části. Po opakovaných komplikacích musel Ridley zmenšit velikost optické části, čímž dal vzniknout tzv. „haptikámů. Jejich základní vlastností je především dostatečná flexibilita.

Haptická část slouží k uchycení IOL v oku a k udržování její stabilní polohy vůči optické ose. Podle místa fixace IOL mají opěrná vlákna různý tvar. Čočky fixované na duhovku mají baltickou část ve tvaru klepítek, čočky fixované do komorového úhlu mají haptiky tvaru otevřené kličky. U zadněkomorových implantátů existují různé variace tvarů.

8.2 Optická část IOL

Optická část nahrazuje funkci původního optického média. Její velkou nevýhodou je ale omezená velikost. U haptik byla velikost různá podle parametrů oka pacienta. Optickou část lze vytvořit nejmenší o průměru 4,5 mm, především z důvodu možného vzniku dysfotopsie.

Její velmi důležitou vlastností je v dnešní době její schopnost svinutí se a následného rozložení díky tvarové paměti (pouze u čoček z měkkých materiálů).

U metody RLE se využívají dva typy okrajů optické části. Čočky s ostrým okrajem vykazují pokles případů katarakty zadního pouzdra, také zamezují migraci epiteliálních buněk do prostoru mezi zadní pouzdro a implantát. Tento typ okraje ale přináší i nevýhodu v podobě nežádoucích světelných jevů, což u oblého okraje nenastává. Jistým kompromisem je vytvoření tzv. optiEdge, což je okraj složený ze tří částí. Oblý přední okraj snižuje oslnění, šikmá část minimalizuje odraz světla uvnitř čočky a ostrý zadní okraj snižuje možnost vzniku šedého zákalu.

Optická část spolu s haptikami může být tvořena z jednoho druhu materiálu, jde o tzv. čočky jednokusové. Pokud se použije materiálů víc, jedná se o čočky tzv. vícekusové. V praxi ale kombinace různých plastů může způsobovat problémy především z důvodu jejich rozdílných vlastností.

8.3 Materiál

Materiál pro výrobu nitroočních implantátů lze hodnotit z mnoha hledisek. V zásadě se používají dva typy materiálů- akrylát a silikon. Oba dva polymery jsou velmi trvanlivé, biokompatibilní a nekancerogenní.

8.3.1 Akrylátové polymery

Patří mezi nejstarší materiály používané pro výrobu nitroočních čoček. Dělí se podle přechodové teploty na měkké a tvrdé. Přechodovou teplotou (tzv. glass transition temperature T_g) je myšlena teplota, při které přejde materiál z tvrdé formy na měkkou.

V historii byl nejvíce oblíbeným tvrdým polymerem polymethylmetakrylát (PMMA), v lékařství se používá již 70 let a ještě v roce 1997 byl nejoblíbenějším materiálem pro výrobu IOL. V současnosti se používá asi v 10-20% případů.

PMMA má výbornou snášenlivost, je lehký a trvanlivý, ale není zcela inertní. Tento problém bývá řešen modifikací povrchu čočky heparinem, který způsobuje menší adhezi celulárních partikulí.

Díky trendu zmenšování vstupních řezů v dnešní době ustupuje do pozadí (implantace probíhá incizí ne menší než 5mm). Implantace tvrdé IOL předchází rozšíření vstupní incize ze 3-4mm na 6-7mm podle průměru implantované čočky. Po zákroku následuje šití operační rány, což může postoperačně vyvolat ve větší míře zánětlivé reakce. Nicméně haptické části jsou i v dnešní době hojně používané, vysoce funkční a spolehlivé.

Měkké akrylátové polymery jsou při běžné teplotě dobře složitelné a díky tvarové paměti se rozloží v oku za zhruba 3-5 sekund, čím pomaleji, tím lépe, protože se lépe kontroluje správné usazení implantátu. Tyto foldovatelné čočky jsou aplikovány do oka pomocí injektoru. Není potřeba nijak rozšiřovat incizi, což umožňuje na závěr rány pouze hydratovat a nutnost šití odpadá. Jedním z vynálezců tohoto typu materiálu byl i Otto Wichterle, ale do praxe přešel tento

typ materiálu až v 70. letech společně s rozvojem fakoemulzifikace. U měkkých IOL je nutno ocenit výbornou biokompatibilitu, biostabilitu a šetrnost k endotelu rohovky a k duhovce.

Z pohledu vztahu měkkých čoček k vodě je lze rozdělit na hydrofobní a hydrofilní.

Hydrofobní akrylátové čočky obsahují méně než 1% vody, což umožňuje jejich uchovávání v suchu, ale zároveň to způsobuje jejich neobyčejnou křehkost. Od roku 1998 je to nejoblíbenější materiál pro implantaci, díky biokompatibilitě a minimalizaci výskytu sekundární katarakty. Kromě křehkosti je manipulace ztížena také lepkavostí materiálu. Pacienti si po zákroku především u tohoto materiálu stěžují na tzv. třpytění, které je způsobené tvorbou mikrovakuol v materiálu čočky uložené ve vodním prostředí.

Hydrofilní materiál je nutno uchovávat v roztoku, protože obsahuje až 38% vody. V minulosti byly velmi oblíbené tzv. Memory lens, vyráběné právě z tohoto materiálu. Uchovávaly se v nádobách při 8°C, po implantaci se díky zvýšené okolní teplotě pomalu, plynula a šetrně rozvinuly. Velmi dobře mohla být kontrolována poloha nové čočky. V roce 2000 byla výroba těchto čoček zastavena díky zvýšenému množství usazenin na optické části, které zhoršovaly průhlednost materiálu.

Nejmodernějším materiálem je v dnešní době collamer, směs silikonu a kolagenu. Název vznikl spojením slov kopolymer a kolagen. Díky přítomnosti kolagenu dochází k odpuzování proteinových molekul od čočky, protože vzniká vazba mezi povrchem čočky a fibronectinem (přilnavý glykoprotein). Proto má tento typ čočky nulový výskyt depozit a fibróz.

Podle výzkumu použití tohoto materiálu vykazuje lepší kontrastní citlivost (nevznikají mikrovakuoly) a malou četnost výskytu sekundární katarakty. Vstupní řez bývá jen okolo 3mm díky vyjíměčně úzkému profilu čočky.

Speciálním typem akrylátového polymeru jsou tzv. expandibilní nitrooční čočky zvané Acqua. Implantace probíhá řezem o velikosti 3,2mm. Po 2 minutách od implantace lze zákrok dokončit a pacient může vstát a odejít. Po 8-12h dochází

k hydrataci optické části čočky uvnitř pouzdra, poté čočka zvětší svůj objem a finální průměr optické části vzroste na 5,2mm.

Ve fázi testování jsou také expandabilní materiály reagující pouze na určitou vlnovou délku, což by umožnilo případnou pooperační dokorekci (nutnost použití UV záření).

8.3.2 Silikon

Silikonové eleastomery byly vyvinuty již roku 1978. Tento materiál byl použit pro implantaci 1. měkké nitrooční čočky roku 1984 doktorem Mazzoco. Tento polymer narozdíl od PMMA nevykazuje žádnou adhezi vůči okolí, naopak je typický svou výbornou biostabilitou, pružností a odolností vůči mechanickému poškození.

V praxi existují dvě generace silikonových čoček. Optická část čočky 1. generace byla poměrně velká a k implantaci byl potřeba příliš velký řez. V dnešní době se používají silikonové implantáty 2. generace, především kvůli ztenčenému profilu, zvýšenému indexu lomu a nutností vytvoření vstupního řezu o velikosti pouhých 3,2mm.

Implantace IOL z tohoto materiálu není doporučováno po vitrektomii s následným vyplněním sklivcového prostoru silikonovým olejem z důvodu možné kondenzace oleje na povrchu čočky. Nevýhodou je také zhoršená manipulace v průběhu operace díky kluzkému povrchu.

Na závěr této kapitoly je nutno dodat, že materiály pro výrobu IOL zažívají stejně jako celá refrakční chirurgie obrovský progres. Téměř každý rok přinese nové objevy. Ve fázi laboratorních pokusů jsou například čočky z polymerových gelů, které zřejmě znamenají budoucnost pro implantologii. Tento gel se po implantaci sám zpevní nebo je polymerizován.

2. Moderní trendy

Jak už bylo výše zmíněno, přichází refrakční chirurgie dnes a denně s novými inovacemi. Protože jsou mnohé techniky a materiály teprve v rozpuku, jejich využití je poměrně finančně náročné a jen budoucnost ukáže pacientům efektivnost této investice. (Akomodační čočka Tetraflex vyjde 12000kč za jedno oko, cena nitrooční čočky WIOL se pohybuje okolo 15000kč a jedna multifokální tórická čočka vyjde pacienta dokonce společně se vstupním vyšetřením 29500kč).

9.1 Chirurgické řešení presbyopie

Řešení vetchozrakosti pomocí implantace nové čočky je pro pacienty velice lákavou variantou, protože řadě z nich dělal problém úzký optický tunel u brýlových čoček a obtížná manipulace s čočkami kontaktními.

Metody jako monovision (fokusace jednoho oka na dálku a jednoho do blízka) či PRELEX (implantace speciální multifokální IOL metodou RLE) nejsou pro zákazníky ničím novým, i když v poslední době multifokální čočky zaznamenaly progres.

Multifokální nitrooční čočky (MIOL) zajišťující tzv. pseudoakomodaci (statický stav napodobující naturální akomodaci) jsou v současnosti často skloňovaným výrazem v oftalmologii, i když princip jejich funkce je znám již řadu let.

Po dopadu paprsků na multifokální čočku dochází k jejich lomu, ohybu či kombinaci. Část paprsků dopadne na retinu a vytvoří ostrý obraz pro danou vzdálenost. Ostatní paprsky mají ohnisko mimo sítnici a v rámci nezbytné neuroadaptace se učí mozek tyto rozmazané obrazy nevnímat. [1]

Pokud dochází na čočce k lomu paprsků, podle Smellova zákona, jedná se o *refrakční* multifokální implantát. Optická část má několik soustředných oblastí o vlastní dioptrické hodnotě, která umožňuje vidění na konkrétní vzdálenost. Koncept refrakční čočky bývá založen na 2-5 optických zónách. Přechody mezi nimi jsou tvořeny sférickými plochami, které umožňují vidění do středních vzdáleností.

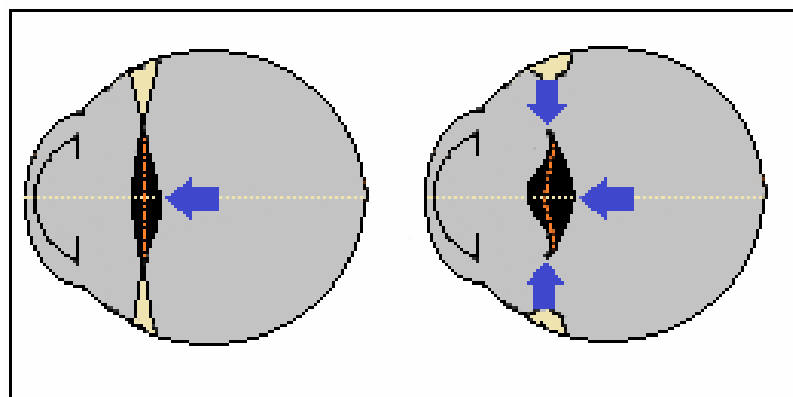
Difrakční čočky jsou založeny na principu ohybu světla. Světlo se šíří ze zdroje ve formě vlnoploch. Povrch přední strany čočky je tvarován do „schodků“ umístěných v koncentrických prstencích, na jejichž vrcholu dochází k difrakci světla. Vznikají nové vlnoplochy, jejich skládáním na retině se vytvoří jeden ostrý obraz pro předměty v dálce a jeden pro předměty blízke.

Kontraindikací těchto typů IOL je astigmatismus nad 2D a klidová zornice užší než 3mm. Každý pacient by měl také počítat s jistým diskomfortem v podobě optických fenoménů za mezopických podmínek.

Novodobou nejmodernější alternativou multifokálních čoček jsou čočky akomodační, které se snaží kompenzovat pokles či deficit akomodace prostřednictvím tzv. pseudofakické akomodace. Při tomto dynamickém ději dochází k spolupráci řasnatého tělíska, čočkového pouzdra, sklivce a implantované čočky. Výsledkem je změna refrakčního stavu pseudofakického oka díky ventrodorsálnímu pohybu čočky. Uvádí se, že posun čočky o 1mm vpřed dodává optickému systému 1,6-1,9 D. K rozvoji těchto IOL přispěl nejvíce Cumming a jeho kolektiv, kteří zaznamenali nečekaně dobrý vize pacientů s implantovanými tzv. plovoucími čočkami (plate haptic IOL) při pohledu do blízka, což ale bylo podmíněno zachováním funkčnosti očních struktur využívaných při akomodaci.

V současnosti existuje několik typů akomodatивních čoček, které využívají různých principů vedoucích ke změně optické mohutnosti systému při kontrakcích závěsného aparátu. Tyto implantáty můžeme rozdělit na čočky s jednou optikou, se dvěma optikami a čočky se schopností měnit své zakřivení.

Základní myšlenkou čoček *s jednou optikou* (SIOL) je posun a sekundárně také deformace optické části, což je umožněno obrovskou flexibilitou spoje opěrné části a optiky. A právě haptiky přichycené v rozích pouzdra zprostředkovávají změnu působení síly při práci konané ciliárním svalstvem. Schéma principu akomodační čočky je zachyceno na obrázku., na němž lze porovnat stav čočky při relaxaci, kdy dochází pouze k opoře zezadu sklivcem a při pseudofakické akomodaci, kdy je čočka deformována působením také řasnatého tělesa a dochází ke změně zakřivení obou ploch čočky.



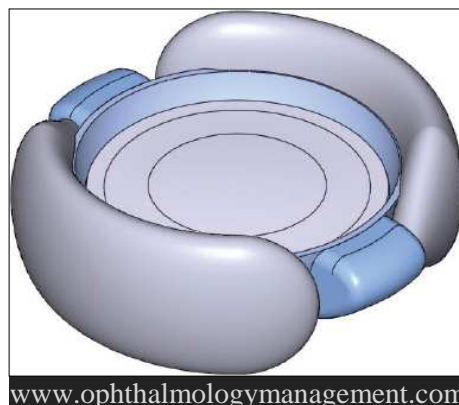
Obr. Porovnání stavu pseudofakické čočky při relaxaci a akomodaci

Mezi nejpoužívanější implantáty tohoto typu patří čočka Tetraflex, která byla v ČR implantována poprvé teprve v roce 2011. Její tvar a flexibilita umožňují implantaci řezem o pouhých 1,8mm. Akomodační rozsah této bikonvexní akrylátové čočky činí 2,4D. Optická část patří k nejstabilnějším a je nejméně vnímavá k pooperačním změnám.

Implantáty *se dvěma optikami* (DIOL) byly prvotně testovány na králičích očích. Tento objev z roku 1990 sestává ze dvou optických částí spojených haptikou, které mají mezi sebou stále určitý prostor. Při relaxaci oka jsou části nejblíže u sebe (0,5mm), při akomodaci dojde k posuvu přední části asi o 1mm ventrálně. Během uvolňování ciliárního svalu se přední část vrátí zpět na svou původní pozici. Přední optika je bikonvexního tvaru o optické mohutnosti + 32D, zadní negativní optika představuje přibližně -12D. Donedávna probíhaly diskuse o možném zkalení interlenticulárního prostoru, obavy ale byly vyvráceny. Významným zástupcem duálních IOL je čočka Safrazi s akomodačním rozsahem až 4D (při laboratorních pokusech na opicích bylo dosaženo až 8D).

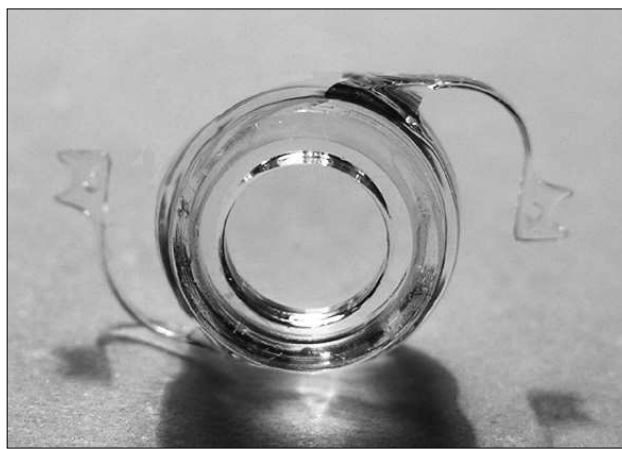
Nejslibnější budoucnost mají akomodatívni čočky *s deformovatelnou optikou* (CIOL). Změna počtu dioptrií v optickém systému zakřivením povrchu je nejefektivnější a nejúčinnější technologií. Dneska existují 4 návrhy, ale mnohé jsou stále ve stádiu laboratorních pokusů.

V rané fázi vývoje je čočka Fluid Vision (Power Vision), která je celá včetně haptik naplněná polymerem. Při uvolnění zonulárních vláken dojde k vytvoření tlaku na opěrnou část, z které se tekutina přesouvá do optiky, což přináší její deformaci. Akomodační výkon těchto čoček se pohybuje okolo 5,5 D.



www.ophtalmologymanagement.com

Design čočky NuLens vychází z akomodačního mechanismu kormoránů, kteří mají při potápění potřebu extrémní akomodační šíře. Uprostřed přední plochy implantátu leží otvor, z něhož je při tlaku sklivce vytlačován gel ze silikonového polymeru, čímž dochází k deformaci IOL a ke změně počtu dioptrií optického systému. Výhodou je obrovský akomodační rozsah 6-10D, který lze využít i při poškozeném závěsném aparátu. Narozdíl od jiných akomodativních čoček je část implantátu umístěna v sulkus ciliaris a část v pouzdře. Paradoxem je, že k pseudofakické akomodaci dochází v tomto případě při relaxaci ciliárního svalu,



obráceně než je tomu u fyziologické akomodace.

<http://www.opthalmologyweb.com>

<http://www.about-eyes.com>

Termodynamická čočka SmartIOL je z hydrofobního materiálu voskovitého charakteru. Uchovává se za snížené teploty v podobě tyčinky o průměru 2mm a délce 30mm. V prostředí s teplotou okolo 37°C (tělesná teplota) dojde za zhruba 30 sekund k jejímu rozvinutí a přeměně na měkký gel o průměru 9,5mm. Dojde k vyplnění pouzdra bez ztráty optických důležitých vlastností, což je umožněno díky obrovské tvarové paměti.

Čtvrtým typem deformovatelných implantátů je čočka Liquilens, která je vhodná především pro pacienty s retinopatií či VPDM. Je nezbytně závislá na gravitaci. Obsahuje dvě tekutiny s odlišným indexem lomu. Technologie je založena na různém postavení hlavy při pohledu do dálky a do blízka. Při sklonění hlavy během práce na blízko se dostane do optické osy oka tekutina s vyšším indexem lomu. V tuto chvíli implantát pracuje podobně jako lupa.

Nespornou výhodou akomodačních IOL je téměř žádný výskyt dysfotopsie a nulový vliv na kontrastní citlivost. Právě tyto dva faktory jsou důvodem nespokojenosti pacientů po implantaci multifokálních nitroočních čoček. Jediným rizikem pro kandidáty výkonu jsou stále ještě minimální zkušenosti s touto technologií a náročnější průběh operace.

Během tří měsíců po operaci je nutná spolupráce pacienta v podobě rehabilitačních očních cviků zaměřených na akomodační aparát.

9.2 Biotika

Biotika byla přestavena světu teprve roku 1996. Je kombinací implantace fakické nitrooční čočky a následné dokorekce pomocí excimerového laseru (operační technikou Lasik). Používá se u pacientů s extrémní ametropií. Úspěšnost úplné korekce pomocí implantace IOL u vysokých vad je velice těžko odhadnutelná, proto se postoperačně využívá možnost dokorekce nejčastěji po uplynutí 1 měsíce z důvodu možné delší doby potřebné pro usazení čočky a stabilizace vidění.

Nitroočnímu zákroku musí nutně předcházet 1. fáze operační techniky Lasik, což je vytvoření lamely. Při tomto úkonu dochází k velkému tlaku na rohovku a za přítomnosti již implantované čočky by mohlo dojít k poškození rohovkového endotelu. Tato technika bývá občas také kombinována s astigmatickou keratotomií.

9.3 LAL (Light adjusted lens)

Fotosenzitivní čočky LAL jsou velikým objevem posledních let. Svým vzhledem jsou velmi podobné klasickým zadněkomorovým monofokálním čočkám. Svým chemickým složením jsou ale velmi inovativní. Optická část tvořená fotosenzitivním silikonem obsahuje zvláštní molekuly, tzv. makromery., které jsou velmi citlivé na záření o vlnové délce 365nm. Při dopadu tohoto UV záření dochází k fotopolymerizaci makromerů. Reakcí na vznik chemického gradientu v místě osvitů je difúze molekul z neosvícených oblastí, aby opět nastala chemická rovnováha. Pohyb molekul způsobí lokální zbytnění a změnu optické mohutnosti implantátu. Celý proces je schématicky znázorněn na obrázku, který zachycuje působení UV záření na periferii čočky, aby klesla optická mohutnost implantátu. Modře jsou označeny neosvícené makromery a zelené jsou molekuly osvícené.

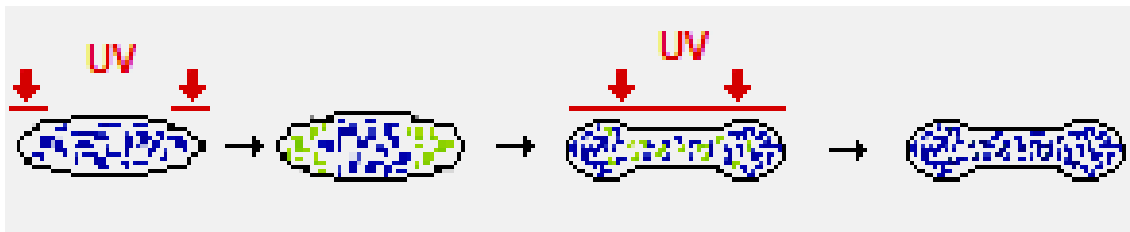


Schéma fotopolymerizace implantátu

Po 2-3 týdnech probíhá kontrola, zda se v oku vyskytuje reziduální refrakční vada. Po kladném nálezů dojde pomocí speciálního přístroje k lokální fotopolymerizaci, která koriguje zbytkovou vadu. Je to neinvazivní zákrok, který je očními tkáněmi velmi dobře snášen. Nejmodernější zařízení pro osvětlení DLDD (new digital light delivery device) umožňuje korekci myopie, hypermetropie i astigmatismu. Nejnověji dokáže vytvořit také multifokální čočku či sférickou plochu pro upravení aberací.

Po laboratorních pokusech na zvířatech na univerzitě v Utahu, došlo ke klinickým testům i na lidech. Výsledné hodnoty se blížily stavu emetropie.

O této technologii není ještě příliš známo, ale intenzivně se na ní pracuje a přichází stále nová vylepšení. Poslední novinkou je zabudování UV filtru do zadního čočkového obalu. Ohlasy z řad odborníků jsou více než pozitivní a mnoho oftalmologů vnímá čočku LAL jako materiál budoucnosti.

Zdroje:

KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství*. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.

NOVÁK, Jan. *Nitrooční čočka- cizí těleso v oku*. Praha: Galén 1999. ISBN 8085824973.

ROZSÍVAL, Pavel, pořadatel. *Trendy soudobé oftalmologie 1*. Praha: Galén 2000, ISBN 80-7262-043-6.

ROZSÍVAL, Pavel, pořadatel. *Trendy soudobé oftalmologie 2*. Praha: Galén 2005, ISBN 80-7262-018-5.

O'HEINEACHAIN, Roibeard. *Thermoplastic IOL fills capsule like natural lens*. Eurotimes. Prosinec 2004.

MAMALIS, Nick. *A look at the Light Adjustable Lens (LAL)*. Eyeworld. Říjen 2005.

ROZSÍVAL, Pavel, pořadatel. *Trendy soudobé oftalmologie 7*. Praha: Galén 2011. ISBN 978-80-7262-691-5.

MODERN TRENDS IN INTRAOCULAR LENSES

Bc. Soňa Škrabalová

Faculty of medicine, Masaryk university, department of optometry and orthoptics

Thesis supervisor: Lucie Machýčková

Workplace: Department of Optometry, Faculty of Science, Palacký University, Olomouc

1. General Introduction and Materials

Laser surgeries are a big hit these days and also the first thing that comes to mind of every person suffering from ametropic amblyopia, but not everyone is a suitable candidate. The reason for some patients not being suitable for this type of surgery is their thin cornea or the fact their ametropia is too high. These clients are actually the most suitable candidates for refractive non-laser surgeries of ametropia that can treat all types of ametropia including presbyopia, however, correction of high ametropic amblyopias is preferred.

Intraocular surgery of ametropia is a procedure when we change refraction, i.e. the number of dioptres of the optic system, by removing a lens, replacing it or adding a new one, so that the refraction is as close as possible to the perfect physiological condition – emmetropia.

In order to be suitable for use in refractive surgery, an intraocular lens should meet several technical parameters. A lens should have a certain *vergence* (ranging from -10 to +35), certain *curvature, design and dimensions* of its optic and haptic parts. Each manufacturer has to state so-called *constant A* of each lens, which is used when calculating vergence. Some years ago, lenses were only manufacture in biconvex shape. This shape ensures, e.g. in the case of RLE method, that the lens adheres sufficiently to the posterior capsule. Currently, we also have plano-concave and plano-convex implants.

Lens cristallina is UV light-proof and thus protects the retina. That is why also an artificial lens must meet this criterion. Almost half of patients had problems with

an implanted lens without UV filter complaining of pink vision, especially in full moon nights, in sunny weather or in winter.

An important aspect is their biocompatibility, where the requirements for the material tolerance are immense.

8.1 Haptic part of an IOL

First Ridley's intraocular lenses did not need any struts as they were quite big. After recurring complications Ridley had to decrease the size of the optic part, which gave rise to so-called "haptics". Their fundamental quality is the fact they are sufficiently flexible.

The haptic part serves for attaching an IOL to the eye and maintaining its position towards the optical axis. Supporting fibres have different shapes depending where IOLs are attached.

Lenses attached to the iris have their haptic part in the shape of small pincers, lenses attached in the filtration angle have haptics in the shape of an open loop ball. Posterior-chamber implants may have different shapes.

8.2 Optic part of an IOL

The optic part substitutes the function of the original optical medium. However, its big disadvantage is its restricted size. Haptics had different sizes according to the patient's eye parameters. The smallest diameter of the optic part can be 4.5 mm, which is primarily given by the risk of dysphotopsia occurrence.

At present, an important aspect of the optic part is its ability to curl and then uncurl, which is made possible by its plastic memory (only in the case of lenses made of soft material).

The RLE method uses two types of edges of the optic part. Lenses with sharp edges demonstrate fewer cases of the posterior capsule cataract and restrict the migration of epithelial cells into the space between the posterior capsule and the implant. However, this type of edge also has its disadvantage, which is the occurrence of light phenomena that do not occur in the case of rounded edges. A certain compromise may be to create so-called optiEdge, which is an edge composed of three parts. A rounded frontal edge reduces glare, its sloping side edge minimizes the light reflection inside the lens and the sharp posterior edge decreases the risk of grey cataract occurrence.

The optic part, as well as haptics, can be manufactured of one type of material, which means the lens can be made in one piece. When more materials are used, we speak of more-piece lenses. However, combining different plastic materials may cause problems in real life, primarily due to their different properties.

8.3 Material

The material for intraocular implants can be assessed from many different perspectives. Generally speaking, there are two types of material: acrylate and silicone. Both polymers are very durable, biocompatible and non-cancerous.

8.3.1 Acrylate polymers

They have been used in intraocular lens production for the longest time. We distinguish between soft and hard polymers, according to their glass transition temperature (T_g). Glass transition temperature is the point at which the material changes from hard to soft.

Historically, the most favourite hard polymer was polymethylmethacrylate (PMMA) and it has been used in medicine for over 70 years, in 1997 still being the most favourite material for IOL manufacture. At present it is used in 10-20% of total production.

PMMA has perfect tolerance, it is light and durable, but not completely inert. This problem is solved by modifying the lens surface with heparin that causes lower adhesion of cellular particles.

Due to the trend of reducing the size of initial incisions (lenses are implanted by incisions not smaller than 5 mm), this material is used less frequently these days. Hard IOL implantation is preceded by extending the initial incision from 3-4 mm to 6-7 mm depending on the diameter of the lens being inserted. The surgery is followed by insertion of stitches to the surgical wound, which may often provoke post-operative inflammatory responses. Nevertheless, haptic parts are even today widely used as they are highly functional and reliable.

Soft acrylate polymeres are easily foldable at normal temperature and due to their plastic memory they decompose in the eye in 3-5 seconds; the slower the better as it facilitates the supervision checking the correct placement of the implant. These foldable lenses are inserted in the eye using an injector. The incision does not

have to be extended, thanks to which the wound only needs to be hydrated and there is no need to insert stitches at the end of the surgery. Otto Wichterle was one of the inventors of this type of material, but this material started to be widely used as late as in 1970s when phaco-emulsification became more widespread. Soft IOLs are highly praised for their biocompatibility, biostability and the fact they are not harmful to corneal endothelium and iris.

Seen from the perspective how soft lenses relate to water they can be divided into hydrophobic and hydrophilic.

Hydrophobic acrylate lenses contain less than 1% of water, which allows they can be kept in a dry, but at the same time this is the reason why they are extraordinarily fragile. Since 1998, hydrophobic acrylate has been the most favourite material used in implants, which is mainly due to its biocompatibility and reduction of choroidal cataract occurrence. Besides being fragile, manipulation with this material is further complicated by its stickiness. Patients complain after the surgery particularly of so-called glare caused by the creation of micro-vacuoles in the lens stored in aqueous medium.

Hydrophilic material has to be stored in a solution as it contains up to 38% water. In the past so-called Memory lens, made of this material, was very popular. It was kept in containers at 8°C and after being implanted at ambient temperature they unfolded: slowly, smoothly and causing no harm. The position of a new lens could be checked very easily and precisely. The production of these lenses stopped in 2000 due to the fact increased amounts of sediments accumulated on their optic parts thus impairing the transparency of the material.

The most modern material currently used is collamer, a mixture of silicone and collagen. The name connects two words: co-polymer and collagen. Thanks to collagen, protein molecules are repelled off the lens, because there is a bond between the lens surface and fibronectin (adhesive glycoprotein). That is the reason why this type of lens has zero occurrence of deposits and fibrosis.

According to a study, when this material is used, lenses demonstrate better sensitivity (no micro-vacuoles are created) and low frequency of secondary

cataract occurrence. The initial incision is only about 3 mm long as the lens profile is extraordinarily thin.

A special type of acrylate polymer lenses are so-called expandable intraocular lenses called Acqua. They are implanted by incision of 3.2 mm. 2 minutes after the implantation the surgery can be terminated, the patient may stand up and go home. After 8-12 hours, the optic part of the lens inside the capsule is hydrated, the lens increases in size and the final diameter of its optic part is 5.2 mm.

Expandable materials responding only to a certain wavelength are currently in the phase of testing. They would allow for post-operative correction (use of UV light is required).

8.3.2 Silicone

Silicone elastomers were developed in 1978. This material was used for implantation of the first soft intraocular lens in 1984 by Dr. Mazzocco. Unlike PMMA, this material does not have any adhesion to its surroundings; quite on the contrary: it is characterized by its perfect biostability, flexibility and resistance to mechanical damage.

There are two generations of silicone lenses. The optic part of the first generation lens was rather large and an excessive incision was required for implantation. Today, second generation silicone implants are used, their advantage being particularly their thinned profile, increased refractive index and requirement for initial incision only 3.2 mm.

IOL implants made of this material are not recommended after vitrectomy with subsequent filling of the vitreous space with silicone oil as there is a risk of oil condensing on the lens surface. Another disadvantage is more complicated manipulation during the surgery as the surface of the material is slippery.

At the end of this chapter we shall add that materials used for IOL manufacture, as the case is with refractive surgery as such, are going through a phase of great progress. Almost every year brings new discoveries. Laboratory tests are currently being carried out e.g. on lenses made of polymer gels that are very probably the future of implantology. This gel automatically hardens or is polymerized after being implanted.

2. Modern trends

As we have mentioned above, refractive surgery comes with new innovations day after day. With regard to the fact that many techniques and materials are only in their initial phase, their use is rather complicated in terms of finance and only the future will show what investments into which technologies will be efficient for patients. (The accommodative lens Tetraflex costs CZK 12,000 per eye, the price of WIOL is around CZK 15,000 and for one multi-focal toric lens, including initial examination, patients will pay as much as CZK 29,500).

9.1 Surgical correction of presbyopia

Treating presbyopia using a new lens implant is a very tempting option for patients, as many of them have issues with too narrow optic tunnel of spectacle lenses and complain of complicated manipulation with contact lenses.

Methods such as monovision (having one eye focused at distance and the other eye at near) or PRELEX (inserting a special multi-focal IOL using the RLE method) are nothing new to customers, although multi-focal lenses have recently experienced a period of progress.

Multi-focal intraocular lenses (MIOLs) offering so-called pseudoaccommodation (static condition imitating natural accommodation) are a frequently discussed term in ophthalmology, although the principle of their functioning has been well-known for many years.

When incident rays impinge on a multi-focal lens, they refract, diffract or combine. A part of rays impinges on the retina and creates a sharp image for a given distance. Other rays have focal point beyond the retina and as a result of the necessary neuroadaptation the brain learns to ignore these blurred images. [1]

If rays refract on the lens, according to the Snell's law, the implant is *refractive and* multi-focal. The optic part has several concentric areas each with its own dioptric value that enables to see at a certain distance. The conception of a refractive lens is typically based on 2-5 optical zones. Transitions between them are made of spheric surfaces enabling the patient to see at middle distance.

Diffraction lenses work on the principle of bending of light. Light is diffused from its source in forms of wave surfaces. The surface of the anterior part of the lens is shaped into “steps” placed in concentric rings and light diffracts on top of them. New wave surfaces are formed and as they accumulate on the retina they create one sharp image of objects at distance and one image of objects at near. Contraindication for these types of IOLs is the astigmatism over 2D and quiescent pupil narrower than 3 mm. Each patient should thus expect certain discomfort caused by optical phenomena in mesopic conditions.

The latest alternative to multi-focal lenses is accommodative lenses that try to compensate for a drop or deficiency in accommodation with so-called pseudophakic accommodation. During this dynamic action occurs interaction between the ciliary body, lens capsule, vitreous humour and implanted lens resulting in a change in the refractive state of the pseudophakic eye due to the ventrodorsal movement of the lens. It is stated that moving the lens by 1 mm forward gives to the optical system 1.6-1.9D. Cumming et al. were those who contributed most to the development of these IOLs. They recorded an unexpectedly good visus in patients with implanted plate haptic IOLs for looking at near, which was, however, conditioned by maintaining the functionality of the eye structures used for accommodation.

At present there are several types of accommodative lenses that use different principles resulting in a change in the vergence of the system when contracting the suspensory apparatus. These implants can be divided into the following categories: single-optic lenses, dual optic lenses and lenses with ability to change their curvature.

The basic concept of *single-optic lenses* (SIOLs) is the shift and secondarily also the deformation of the optic part, which is made possible by great flexibility of the connection between the strut and optics. Haptics attached to the corners of the capsule are responsible for the change in action of force exerted by the ciliary muscle. The principle of the accommodative lens can be seen in the figure below where we can compare the lens in a relaxed state when it is only supported by the vitreous humour from behind and in the state of pseudophakic accommodation when the lens is deformed by the action of the ciliary body causing a change in the curvature of both surfaces of the lens.

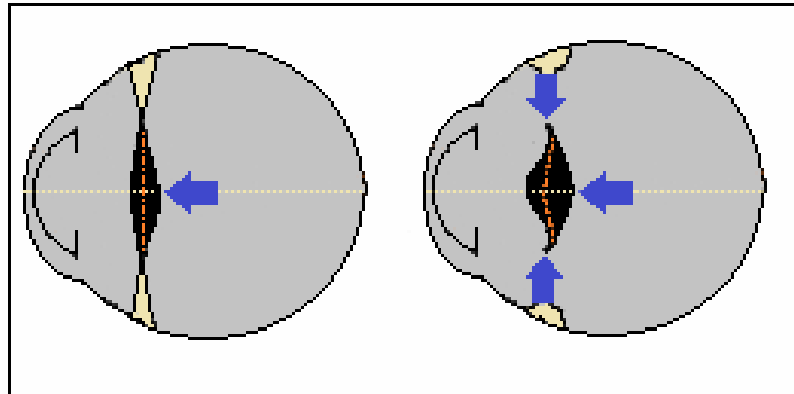


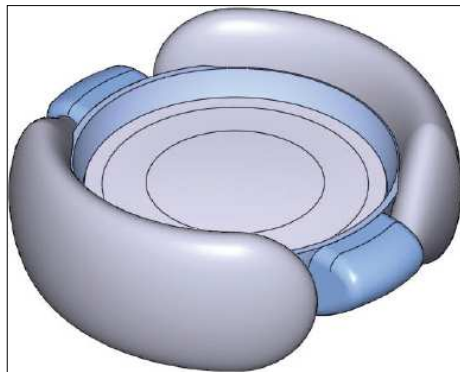
Fig. Comparing the state of the pseudophakic lens in a relaxed state and in accommodation

One of the most often used implants of this type is the Tetraflex lens that was first implanted in the Czech Republic in 2011. Its shape and flexibility allow it can be implanted by incision of mere 1.8 mm. The accommodative range of this biconvex acrylate lens is 2.4D. The optic part is one of the most stable ones and it is least responsive to post-operative changes.

Dual-optic lenses (DIOLs) were first tested on rabbit eyes. This discovery dating back to 1990 consists of two optic parts connected by haptics; these parts always have a certain space between each other. When the eye is relaxed they get very close (0.5 mm), during accommodation the anterior part moves ventrally by 1 mm. When the ciliary muscle loosens, the front part returns back to its original position. The anterior optics has a biconvex shape with + 32D vergence, the posterior negative has around -12D. Until recently, there were worries about the risk of the interlenticular space opacity, but they proved unfounded. A significant example of dual IOLs is the Safrazi lens with accommodative range up to 4D (in laboratory trials with monkeys up to 8D was achieved).

The most promising future awaits accommodative lenses with *deformable optics* (CIOLs). Changing the number of dioptres in the optical system by curving the surface is the most efficient technology. At present there are 4 designs, but many are still in the phase of laboratory testing.

The Fluid Vision lens (Power Vision) is in its early phase of development. This lens is completely filled with polymer, including its haptics. When zonular fibres are relaxed, pressure is exerted on the strut from which fluid moves to the optics, which causes its deformation. The accommodative power of these lenses is around 5.5D.



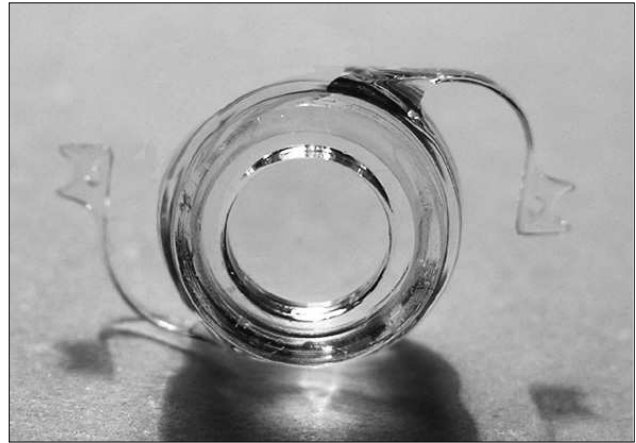
www.opthalmologymanagement.com

Design of the NuLens is based on the accommodative mechanism of cormorants that need extreme accommodative range when diving. In the middle of the anterior surface of the implant is a hole, from which silicone polymer gel is expelled when the vitreous humour exerts pressure thus causing deformation of the IOL and a change in the number of dioptres of the optical system. An advantage is its great accommodative range 6-10D that can be also used when the suspensory apparatus is damaged. Unlike other accommodative lenses, a part of this implant is placed in sulcus ciliaris and a part in the capsule. Ironically, pseudophakic accommodation occurs when the ciliary muscle relaxes, which is the other way round than in

the case of physiological accommodation.



<http://www.ophtalmologyweb.com>



<http://www.about-eyes.com>

The thermodynamic lens SmartIOL is made of hydrophobic wax-like material. It is kept at decreased temperature in the form of a 30mm long stick with diameter of 2 mm. At 37°C (body temperature) it unfolds in c. 30 seconds and changes into soft gel with 9.5mm diameter. The capsule is filled, whereas its important optical properties are not lost, which is made possible thanks to its great plastic memory.

Fourth type of deformable implants is Liquilens, which is suitable particularly for patients with retinopathy or VPDM. It is indispensably dependent on gravitation. It contains two fluids with different refractive index. This technology is based on different position of the head when looking at distance and at near. When working at near, the head is bowed down and the fluid with higher refractive index gets into the optical axis of the eye: the implant then works like a magnifying lens.

An undeniable advantage of accommodative IOLs is no occurrence of dysphotopsia and zero influence on contrast sensitivity. These two factors are the reason why many patients after implantation of multi-focal intraocular lenses are not satisfied. The only risk the candidates for this surgery have to consider is still rather poor experience with this technology and more complicated surgery.

In first three months after the surgery the patient has to cooperate by doing rehabilitation exercises focusing on the accommodative apparatus.

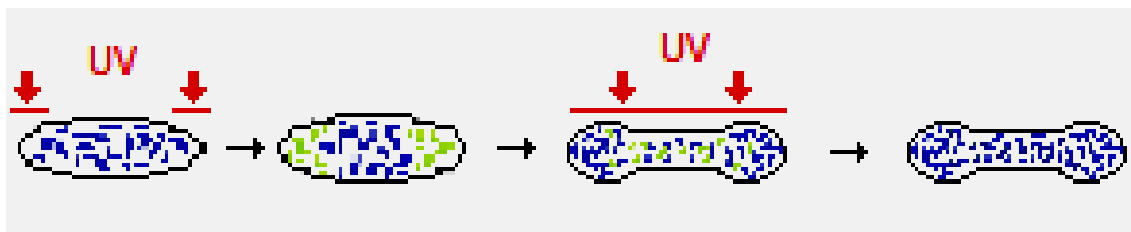
9.2 Bioptics

Bioptics was introduced in 1996. It combines implantation of a phakic intraocular lens with subsequent correction using excimer laser (the Lasik surgery procedure). It is used in patients with extreme ametropia. In the case of high errors it is difficult to predict if the correction will be completely successful, so post-operative correction is applied, usually 1 month after the surgery, as it may take rather long time before the lens settles and vision stabilizes.

Intraocular surgery must be preceded by the first surgery phase of the Lasik procedure: creating a lamella. During the surgery great pressure is exerted on the cornea and if a lens were inserted, it might result in damaging the corneal endothelium. This procedure is sometimes combined with astigmatic keratotomy.

9.3 LAL (Light adjusted lens)

Photosensitive lenses (LALs) are a great recent discovery. Their shape is very similar to that of traditional posterior-chamber mono-focal lenses. It is their chemical composition what makes them different and very innovative. The optic part is made of photosensitive silicone and contains special molecules, so-called macromers that are very sensitive to radiation with wavelength of 365 nm. When this UV light impinges on the lens, macromers are photopolymerized. The subsequent reaction to the creation of chemical gradient at the place of illumination is the diffusion of molecules from the part unexposed to light that occurs in order to re-establish chemical equilibrium. Movement of molecules causes local hypertrophy and changes the optical vergence of the implant. The whole procedure is schematically visualised in the figure below showing UV light impinging on the lens periphery decreasing the vergence of the implant. Macromers not exposed to light are blue, molecules exposed to light are green.



Scheme of implant photopolymerization

After 2-3 weeks, the eye is checked for residual refractive error. If the finding is positive, a special device is used for local photopolymerization that corrects the residual error. It is a non-invasive surgery, well tolerated by the eye tissue. The most modern device used for illumination is DLDD (new digital light delivery device) and enables correction of myopia, hypermetropia and astigmatism. Its latest feature enables to create a multi-focal lens or spheric surface for aberration adjustment.

After laboratory tests on animals at University of Utah, clinical trials with people were carried out. The resulting values were close to emmetropia.

This technology is not widely known yet, but it is being intensely developed and is being continually improved. The latest improvement features a UV filter implanted in the posterior lens capsule. Experts' reaction is more than positive and many ophthalmologists believe the LAL lens is the material of the future.

References:

KUCHYNKA, P. a kol. *Oční lékařství*. Praha: Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.

NOVÁK, Jan. *Nitrooční čočka- cizí těleso v oku*. Praha: Galén 1999. ISBN 8085824973.

ROZSÍVAL, Pavel, pořadatel. *Trendy soudobé oftalmologie 1*. Praha: Galén 2000, ISBN 80-7262-043-6.

ROZSÍVAL, Pavel, pořadatel. *Trendy soudobé oftalmologie 2*. Praha: Galén 2005, ISBN 80-7262-018-5.

O'HEINEACHAIN, Roibeard. *Thermoplastic IOL fills capsule like natural lens*. Eurotimes. Prosinec 2004.

MAMALIS, Nick. *A look at the Light Adjustable Lens (LAL)*. Eyeworld. Říjen 2005.

ROZSÍVAL, Pavel, pořadatel. *Trendy soudobé oftalmologie 7*. Praha: Galén 2011. ISBN 978-80-7262-691-5.

24. SUBJEKTIVNÍ METODA MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI A OBJEKTIVNÍ METODA SWEEP VEP – JE MOŽNÉ JEJICH SROVNÁNÍ?

Bc. Lucie Buriánková

Vedoucí práce: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, katedra optometrie a ortoptiky

SUBJEKTIVNÍ METODA MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI A OBJEKTIVNÍ METODA SWEEP VEP – JE MOŽNÉ JEJICH SROVNÁNÍ?

Měření zrakové ostrosti patří k jednomu ze základních vyšetření v oftalmologických ambulancích či optometristických pracovištích.

Zraková ostrost

Pojem zraková ostrost byl definován v roce 1861 holandským vědcem Francisem Dondersem. Vysvětlil jej jako schopnost zrakového systému rozeznávat drobné detaily předmětů a číst co nejdrobnější kontrastní písmena. [1, 6]

Existuje mnoho faktorů, které ovlivňují kvalitu zrakové ostrosti. Lze sem zařadit průhlednost optických médií, hustotu světločivých buněk, stimulovanou část sítnice, osvětlení sítnice, stav adaptace oka, kontrast, velikost a barvu předmětu, refrakční vadu oka, velikost zornice, dobu expozice, pozorovací vzdálenost, binokularitu, a také tvar a pohyb objektu. [1, 6]

Rozlišujeme zrakovou ostrost angulární (úhlovou) a zrakovou ostrost koincidenční (Vernierovu).

Angulární zraková ostrost je založena na úhlu minimálního rozlišení, který odpovídá hodnotě jedné úhlové minuty 1'. Dojde k tomu při podráždění dvou sousedních čípků v centrální jamce žluté skvrny sítnice, mezi nimiž zůstane jeden čípek nepodrážděn. Tato hodnota (1') je odvozena ze skutečných zobrazovacích

poměrů v lidském oku. Průměr čípku je asi 0,005 mm. Při vzdálenosti sítnice od obrazového uzlového bodu 17 mm je úhlová vzdálenost dvou právě ještě rozlišitelných bodů 0,0003 rad, což odpovídá zornému úhlu 1'. Tento úhel je tedy minimální rozlišovací mez oka (minimum separabile). Hodnota angulární zrakové ostrosti není v průběhu života konstantní. Maximální stupeň angulární zrakové ostrosti odpovídá nejproduktivnějšímu věku člověka. [1, 2, 6, 8]

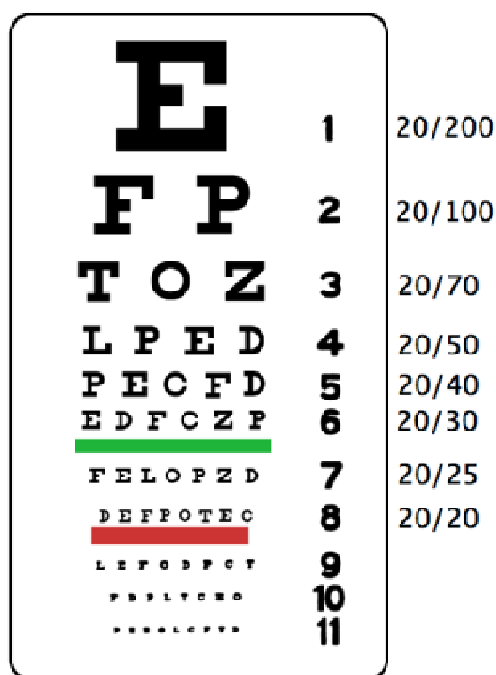
U koincidenční zrakové ostrosti je hlavním kritériem koincidence nebo-li kvalita stupně návaznosti (resp. pokračování) dvou či více geometrických přímek při vyhodnocování okem v předmětovém prostoru. Na tomto druhu zrakové ostrosti se podílí prakticky celé sloupce čípků. Koincidenční zraková ostrost je 6x až 10x přesnější než zraková ostrost angulární. Oko je schopno zaznamenat posunutí na úrovni 3 až 5 úhlových vteřin.

Zrakovou ostrost vyšetřujeme hlavně centrálně, tzn. v místě nejostřejšího vidění. U každého subjektu zjišťujeme úhel minimálního rozlišení oka. [1, 2, 6, 8]

K určení zrakové ostrosti mohou být používány metody subjektivní i objektivní.

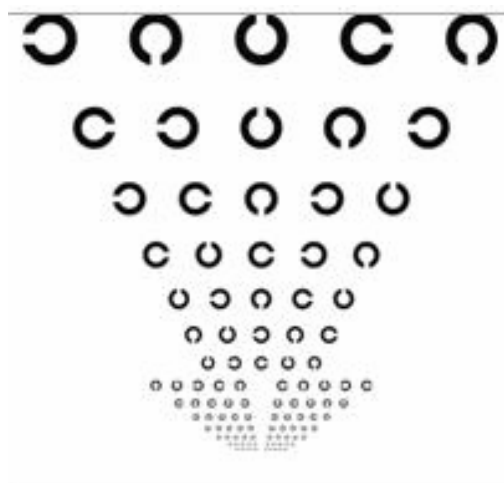
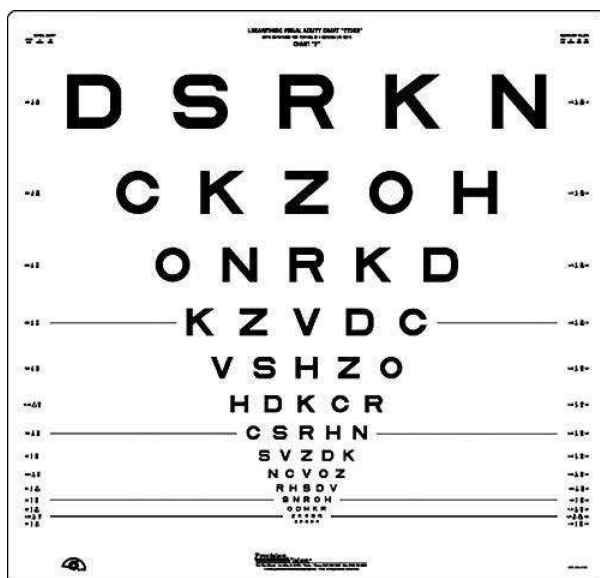
Subjektivní určení zrakové ostrosti

Subjektivní určení zrakové ostrosti závisí na subjektivním vyhodnocení vyšetřujícího a spolupráci vyšetřovaného. Provádí se pomocí optotypů. Optotypy jsou soubory znaků seřazených do tabulek od největších po nejmenší tak, aby bylo možno co nejobjektivněji posoudit zrakový výkon. Optotypy prodělaly v průběhu historie svůj vývoj. V roce 1862 bylo mezinárodně přijato kritérium pro rozlišovací schopnost oka jako jedna úhlová minuta. Ten samý rok publikoval svůj optotyp i nizozemský oftalmolog Hermann Snellen. Tento optotyp patří i dnes mezi nečastěji používané optotypy v praxi. I když je Snellenův optotyp stále v oftalmologické a optometristické praxi oblíbený, má také své nevýhody. Jsou používány znaky s nestejnou čitelností (patkové znaky), je nestejný počet znaků na řádku a nekonstantní odstupňování mezi jednotlivými řádky. [4, 5, 6, 8]



Obr. 1: Snellenův optotyp [6]

Nedostatky Snellenova optotypu vedly k tomu, že v roce 1976 Ian Bailey a Jan Lovie publikovali tzv. logMAR optotypovou tabuli. Ta může být sestavena z Landoltových prstenců nebo z písmen se stejnou čitelností. Na každém řádku je stejný počet znaků, jejichž vzdálenost je rovna velikosti znaku nebo písmene a dva řádky mezi sebou se liší o 0,1 log jednotek. Pro klinické studie se nejčastěji používají ETDRS optotypy, které mají 5 písmen v jednom řádku. Tento optotyp byl prvně použit v roce 1982 dr. Rickem Ferrisem z National Eye Institute pro klinickou studii, která hodnotila léčbu diabetické retinopatie laserovou koagulační metodou (**E**arly **T**reatment **D**iabetic **R**etinopathy **S**tudy). Všeobecnou podmínkou pro vyšetřování zrakové ostrosti je kontrast tmavých znaků proti světlému pozadí alespoň 0,85 a jas tabule kolem 85 cd/m². [4, 5, 6, 8]



Obr. 2: ETDSR optotyp (písmena) [11]
(Landolt)[12]

Obr. 3: ETDRS optotyp

Objektivní metody

K objektivním metodám, pomocí nichž lze stanovit zrakovou ostrost vyšetřovaného, patří metoda preferenčního vidění, vyvolání optokinetického nystagmu a elektrofyziologická metoda zrakových evokovaných potenciálů. Nyní se budeme více zabývat metodou VEP a její modifikací sweep VEP. [8]

Metoda zrakových evokovaných potenciálů (VEP, sVEP)

Evokovaný potenciál je bioelektrický projev zpracování a odpovědi mozku na zevní podnět. Tento zevní podnět může být sensorický a tím vznikají somatosenzorické evokované potenciály (SEP), motorický a tím vznikají motorické evokované potenciály (MEP), zrakový (vizuální) podnět a tím vznikají vizuální (zrakové) evokované potenciální (VEP) a sluchové podněty (kmenové) a

tím vznikají sluchové (kmenové) evokované potenciály (BAEP = brainstem auditory evoked potentials). [3]

VEP jsou tvořeny nitrobuněčnými excitačními postsynaptickými potenciály kortikálních neuronů a vznikají ve zrakových korových oblastech V1 - V3 (area striata – area parastriata). Charakter podnětu má vliv na to, která část zrakového kortexu bude podrážděna a jaká bude senzitivita použitého testu. [3, 5]

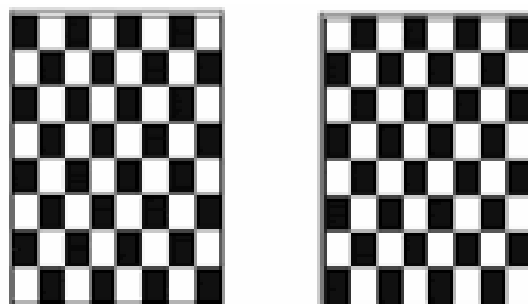
Ke stimulaci může docházet pomocí záblesků, tzv. flash VEP a nebo také pomocí strukturovaných podnětů, tzv. pattern VEP.

Při vyšetření pomocí flash VEP je stimulujícím faktorem sítnice změna jejího osvětlení. Jsou zaznamenávány negativní a pozitivní vlny a vzniklé křivky tak jsou velmi proměnné. Vyšetření pomocí flash VEP je určeno pro hrubou diagnostiku. [5, 7]

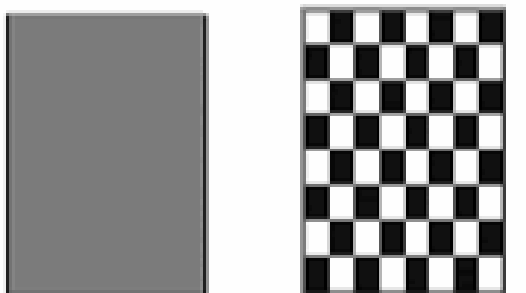


Obr. 4: podnět: záblesk (flash) [7]

Při vyšetření pomocí pattern VEP jsou používány dva základní druhy strukturovaných podnětů a to: pattern - reversal = komplementární kontrastní obrazce (reverzní šachovnicové testy – kde byla bílá, objeví se černá) a pattern-onset = stimulace se na šedé ploše objeví a zmizí. Křivka vzniklá při pattern VEP vykazuje potenciálové minimum přibližně po 75 ms (N75), vrchol po 100 ms (P100) a další minimum po 145 ms (N145). Měřenými parametry jsou latence vlny P100 a její amplituda. Amplituda VEP slouží jako měřítko počtu funkčních axonů, latence vlny P100 pak odráží rychlost vedení nervovými vlákny. [5, 7]



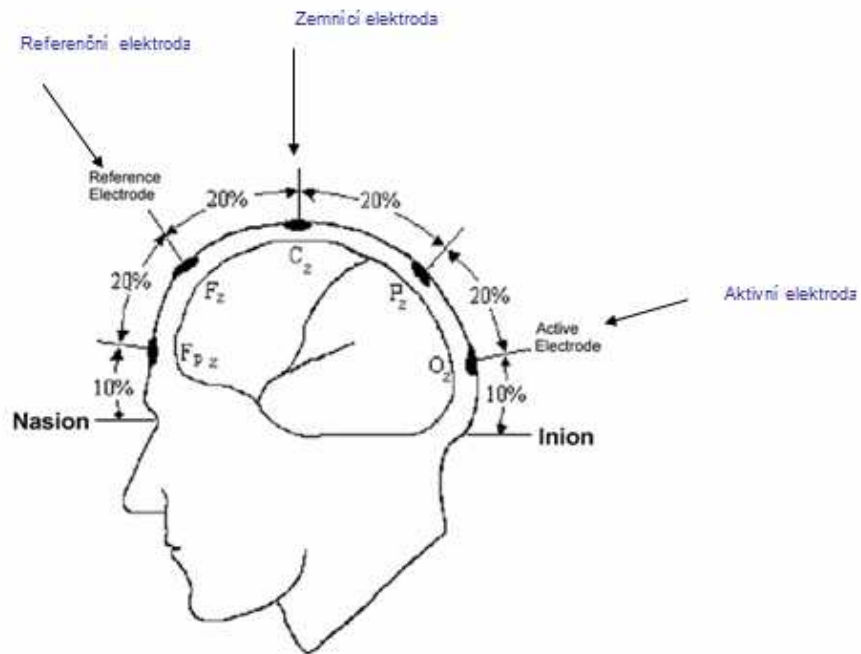
Obr. 5: podnět: pattern – reversal [7]



Obr. 6: podnět: pattern – onset [7]

K rychlému objektivnímu určení zrakové ostrosti je možno použít metodu *sweep VEP (sVEP)*. Zraková ostrost je určena pomocí strukturovaného podnětu u pacienta s očním onemocněním i bez něj. [8, 9]

Odpověď zrakového systému je filtrována od chybového signálu elektrod, které jsou připevněny na hlavu. Umístění elektrod u metody sVEP nebylo standardizováno institucí ISCEV (= International Society for Clinical Electrophysiology of Vision), ale používá se umístění stejné jako u metody VEP (je standardizováno ISCEV = International Society for Clinical Electrophysiology of Vision). Používají se tři elektrody, z nichž jedna referenční elektroda je umístěna na čele, druhá na temeni hlavy a třetí elektroda – aktivní, je umístěna ve střední čáře týlního laloku (nad výstupkem týlní kosti). [8, 9, 10]



Obr. 7: umístění elektrod [10]

Jak již bylo zmíněno, stimulem může být záblesk nebo strukturovaný podnět – šachovnice nebo pruhy. Sweep VEP zprostředkovává rychlejší záznam a vyhodnocení měřeného signálu než metoda VEP. [8, 9, 10]

Tato objektivní metoda měření byla použita v roce 1973 Reganem k měření refrakce. Až později, v roce 1979 Tylerem byla použita k měření zrakové ostrosti. Tuto metodu lze také využít k měření kontrastní citlivosti. V současnosti se dá sVEP použít k měření rozlišovací zrakové ostrosti (pruhy) a také Vernierovy zrakové ostrosti. Měření probíhá z 1 metru.

Při měření zrakové rozlišovací schopnosti je využívána proměnlivá hustota pruhů (mohou být pruhy vertikální nebo horizontální). Je testována schopnost vyšetřovaného tyto pruhy od sebe odlišit. Prostorová frekvence (tloušťka pruhů) je měněna asi po 10 sekundách a je určena největší prostorová frekvence, na kterou je zrakový systém ještě schopný reagovat (odpovědět). Směr změny prostorové frekvence ovlivňuje výsledek měření. Testování je možné od nízkých prostorových frekvencí k vysokým nebo naopak. Jednotlivé frekvence je možno předkládat kontinuálně nebo v krocích. Tato druhá možnost je v současnosti používána častěji. Při objektivním měření zrakové ostrosti se využívá lineární nebo logaritmické změny prostorové frekvence stimulů. Studie

dokazují, že logaritmická změna prostorové frekvence je pro vyšetřování vhodnější. Tato změna je preferována v případech, kdy lineární změna překryje prahovou hodnotu zrakové ostrosti. Její výhoda tkví také v tom, že zajišťuje rovnoměrnou a konstantní změnu podnětu v rozsahu různých hodnot zrakové ostrosti. [8, 9]

Při využívání metody sVEP je nutné kontrolovat několik dalších parametrů, které by mohly měření ovlivnit. Jak už bylo zmíněno, jsou to druh stimulu, změna a rozsah prostorové frekvence stimulů a světelný jas testovacího displeje a také kontrast stimulů. Většinou je pro testování používán jas displeje od 40 do 220 cd/m². Hodnota kontrastu mezi pruhy je nastavena na 60 %. [9]

Prahová hodnota při měření pomocí sVEP je získána jako lineární extrapolace k amplitudě 0 μ V mezi hodnotou amplitudy VEP a prostorovou frekvencí. Výhodou extrapolace je, že variabilita amplitud neovlivňuje výslednou hodnotu prahu zrakové ostrosti. Pokud se v měření vyskytuje více vrcholů amplitud, je do výpočtu zahrnována ta poslední s nejvyšším vrcholem. K výpočtu je dále užito Fourierovy analýzy, kde se používají další pomocné parametry – poměr signál a ruch (signal to noise ratio = SNR) a kritérium fázové konzistence. To nám říká, že při měření zrakové ostrosti by měla hodnota fázového posunu zůstat konstantní nebo se jen mírně posouvat. Je doporučováno používat měření, jehož poměr SNR je větší než 3:1. Znamená to, že amplituda VEP je třikrát větší než hodnota ruchu. [9]

Je možno srovnávat subjektivní a objektivní metodu?

Studie Bacha a kol. z roku 2008 prokázala významnou korelaci mezi subjektivním a objektivním měřením zrakové ostrosti u pacientů s normální, ale i uměle redukovanou zrakovou ostroostí a u pacientů s redukovanou zrakovou ostroostí zapříčiněnou očním onemocněním při použití šachovnicového pole a logaritmicky proměnné prostorové frekvence stimulů.

Ve Fakultní nemocnici u sv. Anny na Klinice nemocí očních a optometrie byla v roce 2013 provedena klinická studie, jejímž cílem bylo zhodnotit spolehlivost (opakovatelnost) subjektivní metody zjišťování zrakové ostrosti pomocí Snellenova optotypu a objektivní metody sVEP. Úkolem bylo také zjistit statisticky významné rozdíly a korelace mezi metodou sVEP a Snellenovým optotypem. Vyšetření se zúčastnilo celkem 32 subjektů bez oční patologie s

emetropií nebo pseudoemetropií (ametropové s potřebnou korekcí). Při opakovaném měření zrakové ostrosti pomocí sVEP byla dokázána významná pozitivní korelace mezi hodnotami zrakové ostrosti logMAR mezi prvním a druhým měřením ($p < 0,05$). Ovšem nebyla prokázána korelace na statisticky významné hladině mezi průměrnými měřeními pomocí metody sVEP a Snellenovým optotypem vyjádřené v logMAR ($p > 0,05$). [9]

V optometristické a oftalmologické praxi je stále na prvním místě v měření zrakové ostrosti subjektivní metoda pomocí optotypů před metodami objektivními. Jedním z hlavních důvodů je také vlastní názor vyšetřovaného. Samozřejmě nepodstatnou roli hraje i fakt, že ne každé pracoviště má dostupné vybavení k tomu, aby mohlo být provedeno vyšetření pomocí sVEP.

Objektivní metody je vhodné používat v případech, kdy je znemožněno užití optotypů, a to například u dětských pacientů, mentálně retardovaných, simulujících nebo disimulujících pacientů.

Zdroje:

1. KŘÍŽ, Pavel. *Zraková ostrost*. Brno, 2007. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
2. KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 978-802-4711-638.
3. POKORNÝ, Jan. *Evokované potenciály*. Praha. Prezentace. ČVUT, FBMI.
4. RUTRLE, Miloš. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000, 189 s. ISBN 80-701-3301-5.
5. VESELÝ, Petr. *Anatomie a fyziologie oka II*. Brno, 2011. Prezentace. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
6. VESELÝ, Petr. *Optika – optometrie I*. Brno, 2014. Prezentace. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
7. VESELÝ, Petr. *Optika – optometrie II*. Brno, 2014. Prezentace. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
8. VESELÝ, Petr. *Porovnání a spolehlivost vyšetření zrakové ostrosti na optotypu logMAR ETDRS a Snellen celořádkovou a interpolační metodou*. Brno, 2012. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
9. VESELÝ, Petr a kol. *Využití elektrofyziologických metod pro hodnocení zrakové ostrosti – Srovnání metody sVEP sen subjektivním měřením zrakové ostrosti*. Brno, 2013. Klinická studie. FN USA.
10. *International Society for Clinical Electrophysiology of Vision* [online]. 2009 [cit. 2014-08-04]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s10633-009-9195-4/fulltext.html>
11. *ETDRS optotyp (písmena)*. In: *Zdravotnictví a medicína* [online]. 2014 [cit. 2014-07-09]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/vekem-podminena-makularni-degenerace-principy-a-lecba-450134>

12. *ETDRS optotyp (Landolt)*. In: OASIS [online]. 2011 [cit. 2014-07-09].

Dostupné

z:

<http://www.abstractsonline.com/plan/ViewAbstract.aspx?mID=2684&Key=4f67187a-1a63-4ba5-8ded-2bb8afddae3b&cKey=330f3b37-d87c-4a9f-8475-3dff1d57ce1d&mKey=6f224a2d-af6a-4533-8bbb-6a8d7b26edb3>

SUBJECTIVE METHOD OF MEASUREMENT OF VISUAL ACUITY AND OBJECTIVE METHOD SWEEP VEP – IS THEIR COMPARISON POSSIBLE?

Bc. Lucie Buriánková

Leader of the work: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Masaryk university, Faculty of medicine, department of optometry an ortoptics

Measurement of visual acuity is one of the basic examinations in ophthalmological or optometry ambulances.

The visual acuity

This term was introduced in 1861 by Dutch scientist Francis Donders. He described the visual acuity as ability of the visual system to recognize small details of objects and read the smallest letters contrasting. [1, 6]

There are many factors which affect the quality of visual acuity. For example a transparency of the optical media, the density of light-sensitive cells, stimulated part of the retina, retinal illumination, a state of adaptation of the eye, contrast, size and color of the object, refractive defect of the eye and many others . [1, 6]

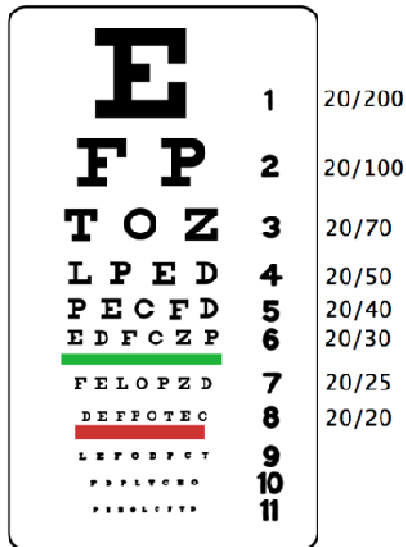
We can differentiate two types of visual acuity – angular visual acuity and coincidence visual acuity. The angular visual acuity means that eye recognizes two small points at one arc minute ($1'$). It has to be irritated two cones but one cone has not to be irritated between these two. The value $1'$ is derived from actual imaging conditions in the human eye. Diametr of cone is 0,005 mm, distance of retina from image nodal point is 17 mm. From these values we can calculate the distance between two distinct points just yet. This distance is 0,0003 rad and it is the same like one arc minute ($1'$). The value of angular visual acuity is not constant throughout life. [1, 2, 6, 8]

For the coincidence visual acuity is important quality grades connection two or more geometric lines in evaluating eye in object space. The coincidence visual acuity is 6 times to 10 times more precise than angular visual acuity. The eye is capable of recording the displacement of 3 to 5 arc seconds. The visual acuity is determined mainly centrally at the point of sharpest vision. [1, 2, 6, 8]

For determination of visual acuity we can use subjective or objective methods.

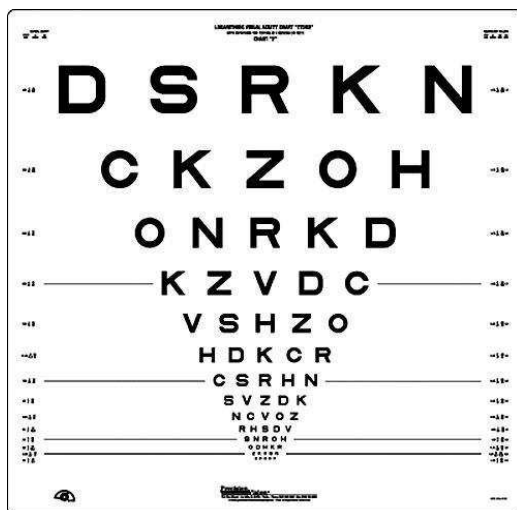
The subjective methods

The subjective determination of visual acuity depends on the subjective evaluation of examining and cooperation examined. This is done using optotype charts. Optotypes are sets of characters and they are arranged in tables from largest to smallest, so as to be as objective to assess visual performance. Optotypes have their own history. In 1862, Dutch ophthalmologist Hermann Snellen published his optotype. This test type includes today the most frequently used optotypes in practice popular but it also has its disadvantages. They are used characters with unequal legibility (foot characters), it is an unequal number of characters per line and a non-constant spacing between the rows. [4, 5, 6, 8]

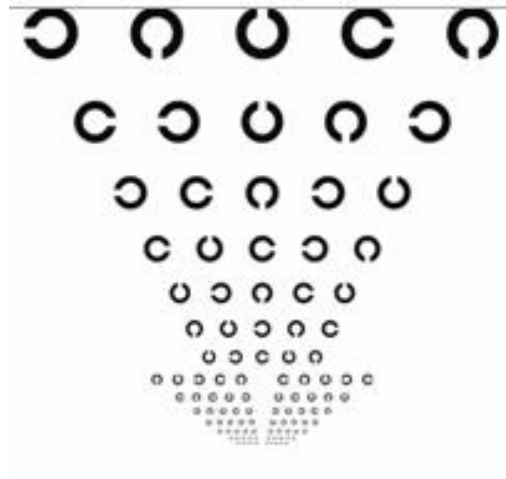


Picture 16: Snellen optotype [6]

In 1976 Ian Bailey and Jan Lovie published their logMAR optotype. It can be made up from Landolt rings or letters from the same readability. Each line contains the same number of characters, whose distance is equal to the size of a character or two lines between them differ by 0,1 log units. For clinical studies, the most commonly used ETDRS eye chart, having 5 letters in one line. This test type was first used for clinical study in 1982 by dr. Rick Ferris of the National Eye Institute. It was Early Treatment Diabetic Retinopathy Study. A general condition for determination of visual anuity is contrast of dark characters against a light background at least 0,85 and brightness of board around 85 cd/m². [4, 5, 6, 8]



Picture 17: ETDRS optotype (letters) [11] (Landolt)



Picture 18: ETDRS optotype [12]

The objective methods

The objective methods for determination of visual acuity are preferential method of vision, using optokinetic nystagmus and electrophysiological method of visual evoked potentials. Now we have more deal VEP method and its modifications sweep VEP. [8]

The method of visual evoked potentials (VEP, sweep VEP)

Evoked potential is a biological electric response in brain to external stimulus. There are several types of evoked potentials. It can be somatosensory evoked potentials (SEP), motoric evoked potentials (MEP), visual evoked potentials (VEP) and brainstem auditory evoked potentials (BAEP). [3]

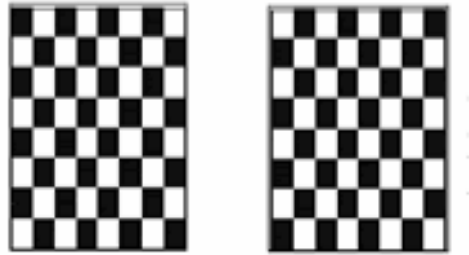
VEP are formed by intracellular excitatory postsynaptic potentials of cortical neurons arise in visual cortical areas V1 - V3 (area striata - area parastriata). The stimulation may occur via flash (flash VEP) or structured stimuli (pattern VEP). [3, 5]

During the examination of flash VEP is a stimulating factor for retinal change its exposure. There are recorded negative and positive waves and curves are highly variable. The flash VEP is intended for rough diagnosis . [5, 7]

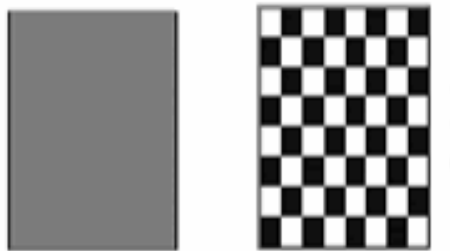


Picture 19: stimulus: flash [7]

For the examination via the pattern VEP are two types of structured stimuli – pattern-reversal and pattern-onset stimuli. The curve has its minimum after 75 ms (N75), maximum after 100 ms (P100) and other minimum after 145 ms (N145). Measured parameters are wave P100 latency and its amplitude. VEP amplitude is a measure of the number of functional axons, the latency of P100 wave then reflects the conduction velocity of nerve fibers. [5, 7]



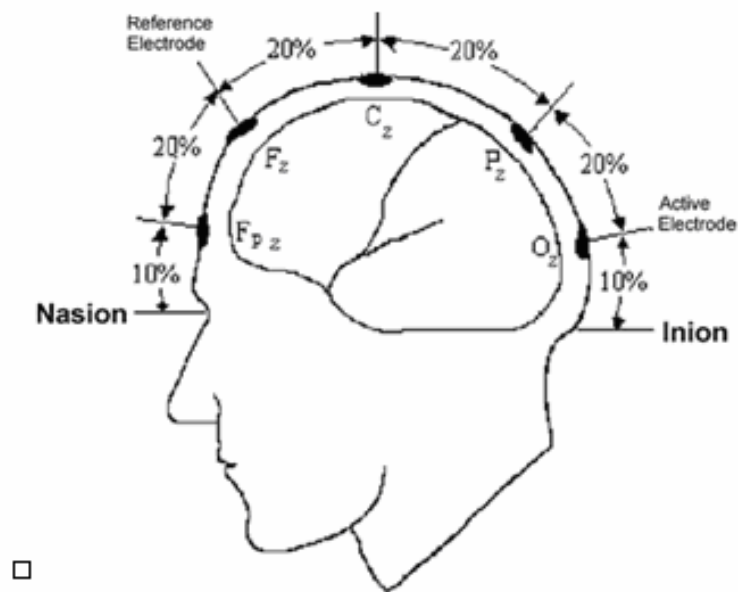
Picture 20: stimulus: pattern – reversal [7]



Picture 21: stimulus: pattern – onset [7]

The rapid determination of objective visual acuity method can be applied sweep VEP (sVEP). Visual acuity is determined using a structured complaint in patients with ocular disease or without it. [8, 9]

The response of visual system is filtered by the error signal electrodes which are attached to the head. Electrode placement for sVEP methods were not standardized by institution ISCEV (= International Society for Clinical Electrophysiology of Vision), but it uses the same location as the VEP method (the standardized by ISCEV). There are three electrodes. One of them is the reference electrode and is placed on the forehead, second electrode is placed on top of the head, and a third electrode - active, is located in the midline of the occipital lobe. [8, 9, 10]



Picture 22: electrode placement [10]

This objective method was used to measure of refraction in 1973 by Regan. In 1979, it was used to measure of visual acuity by Tyler. This method can also be used to measure contrast sensitivity. Currently sVEP can be used to measure a distinctive visual acuity (stripes), and Vernier visual acuity. The measurement distance is 1 meter.

During the measurement of visual acuity are used variable density stripes (can be vertical or horizontal stripes). The ability of distinguishing of the each stripes is examined. Spatial frequency (thick stripes) is changed after about 10 seconds and is determined by the largest spatial frequencies to which the visual system is still able to respond. Testing can be from low to high spatial frequencies, or vice versa. Each frequency can be presented continuously or in steps. The second option is currently used frequently. The objective measurement of visual acuity is using a linear or logarithmic changes in spatial frequency stimuli. Studies show that the logarithmic change in the spatial frequency is more

appropriate. The logarithmic change ensures uniform and constant change complaint in a range of different values of the visual acuity. [8, 9]

During the using of sVEP method is necessary to check several other parameters which could affect the measurement. As already mentioned, it's kind of stimulus change and the extent of the spatial frequency stimuli and test light brightness of the display and also contrast stimuli. It is usually used for testing the display brightness from 40 to 220 cd/m². The contrast between the stripes is set to 60%. [9]

The threshold value as measured by sVEP is obtained as a linear extrapolation to 0 μ V amplitude value between VEP amplitude and spatial frequency. If the measurement occurs more amplitude peaks, the highest peak is included in the calculation. The calculation is further used Fourier analysis, where the other auxiliary parameters as signal to noise ration (SNR) and phase consistency criterion are needed. This tells us that during the measurement of visual acuity, phase shift value should remain constant or moves only slightly. [9]

Can the objective and subjective methods of measurement of visual acuity be compared?

Study Bacha et al. 2008 describes a significant correlation between subjective and objective measurements of visual acuity in patients with normal visual acuity and patients with artificially reduced visual acuity caused by eye disease. There was used a checkerboard field and variable logarithmic spatial frequency stimuli.

In 2013, in the University Hospital of St. Anna, Clinic for Ophthalmology and Optometry, there was aimed a clinical study to evaluate the reliability of subjective methods for the detection of visual acuity using the Snellen optotype and objective method sVEP. The task was to find statistically significant differences and correlations between the method sVEP and Snellen optotype. The examination was attended by 32 subjects with no ocular pathology with emmetropia or pseudoemmetropia. With repeated measurements of visual acuity using the sVEP was proved significant positive correlation between logMAR visual acuity between the first and second measurements ($p < 0,05$). However, the correlation was not demonstrated at statistically significant level between the average measurements using the sVEP and Snellen optotype expressed in logMAR ($p > 0,05$). [9]

In ophthalmological or optometry ambulances, the subjective methods of measurement of visual acuity (optotypes) are still in first place before objective methods. One of the main reasons is own opinion of examined. Of course a minor role has the fact that not every workplace has equipment available to make sVEP measurement.

Objective methods should be used in cases where it is impossible to use the optotypes, for example in pediatric patients, mentally retarded or simulating patients.

Resources:

1. KRŽIŽ, Pavel. *Zraková ostrost*. Brno, 2007. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
2. KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, 768 s. ISBN 978-802-4711-638.
3. POKORNÝ, Jan. *Evokované potenciály*. Praha. Prezentace. ČVUT, FBMI.
4. RUTRLE, Miloš. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000, 189 s. ISBN 80-701-3301-5.
5. VESELÝ, Petr. *Anatomie a fyziologie oka II*. Brno, 2011. Prezentace. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
6. VESELÝ, Petr. *Optika – optometrie I*. Brno, 2014. Prezentace. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
7. VESELÝ, Petr. *Optika – optometrie II*. Brno, 2014. Prezentace. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
8. VESELÝ, Petr. *Porovnání a spolehlivost vyšetření zrakové ostrosti na optotypu logMAR ETDRS a Snellen celořádkovou a interpolační metodou*. Brno, 2012. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta.
9. VESELÝ, Petr a kol. *Využití elektrofyziologických metod pro hodnocení zrakové ostrosti – Srovnání metody sVEP sen subjektivním měřením zrakové ostrosti*. Brno, 2013. Klinická studie. FN USA.

10. *International Society for Clinical Electrophysiology of Vision* [online]. 2009 [cit. 2014-08-04]. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s10633-009-9195-4/fulltext.html>

11. *ETDRS optotyp (písmena)*. In: *Zdravotnictví a medicína* [online]. 2014 [cit. 2014-07-09]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/vekem-podminena-makularni-degenerace-principy-a-lecba-450134>

12. *ETDRS optotyp (Landolt)*. In: *OASIS* [online]. 2011 [cit. 2014-07-09]. Dostupné z: <http://www.abstractsonline.com/plan/ViewAbstract.aspx?mID=2684&Key=4f67187a-1a63-4ba5-8ded-2bb8afddae3b&cKey=330f3b37-d87c-4a9f-8475-3dff1d57ce1d&mKey=6f224a2d-af6a-4533-8bbb-6a8d7b26edb3>

25. OVĚŘENÍ AKTUÁLNÍCH HODNOT DUANOVY KŘIVKY AKOMODAČNÍ ŠÍŘE

Bc. Gabriela Spurná

Vedoucí práce: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Katedra optometrie a ortoptiky Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně

Je všeobecně známo, že velké procento informací je nám zprostředkováno právě prostřednictvím zraku. Refrakční stav je ovlivňován nejen vývojem oka, ale i mnoha dalšími aspekty, jako jsou například systémová onemocnění organismu nebo i genetické a environmentální vlivy. Výsledná refrakce může být však do jisté míry ovlivněna i vlastním akomodačním úsilím. Neboť právě díky schopnosti akomodovat jsme schopni vidět ostře jak vzdálené, tak i blízké předměty.

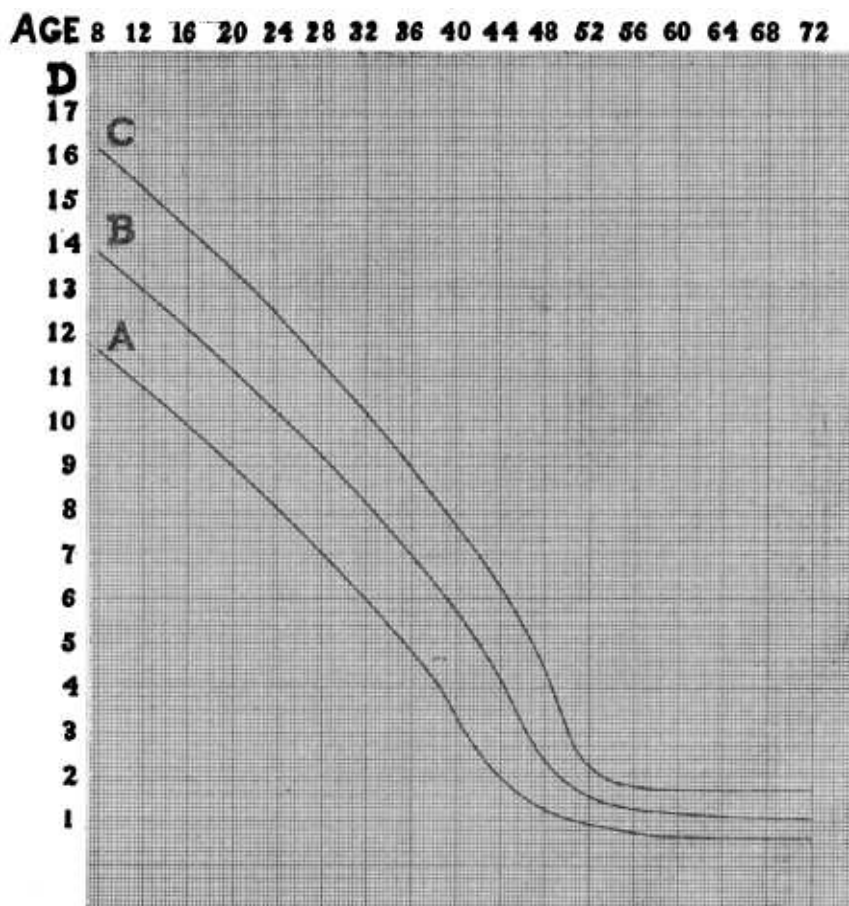
Akomodace je tedy schopnost očního aparátu měnit svou optickou mohutnost, což nám umožňuje vidět ostře předměty v různých vzdálenostech před okem. Tento dynamický proces není vrozený, ale vyvíjí se během prvních měsíců života. Podílí se na něm některé anatomické struktury oka a to: *corpus ciliare*, *lens cristallina* a *fibrae zonulares*. Akomodace je řízena parasympatickou inervací ciliárního svalu, resp. Müllerova svalu, z Edinger-Westphalova jádra.

Samotný **mechanismus** celého procesu však dodnes nebyl tak úplně objasněn. Existuje několik teorií, které jej popisují, avšak žádná z nich nevysvětluje celou jeho podstatu. Nejznámější z teorií akomodace je *Helmholtzova teorie*, která popisuje tzv. vnější akomodační mechanismus. Podle této teorie dochází ke stahu cirkulárních vláken Müllerova svalu a v důsledku toho pak dochází k uvolnění závěsného aparátu oční čočky. Na tuto „aktivní“ akomodaci pak navazuje proces akomodace „pasivní“, tedy změna zakřivení přední plochy čočky. Helmholtzova teorie byla časem doplněna ještě o teorii *Gullstrandovu*, podle níž dochází během akomodačního procesu k přeskupení čočkových hmot o vyšším indexu lomu do oblasti optické osy, což vysvětluje

redukci sférické aberace, ke které během akomodace dochází. O něco mladší teorií je teorie podle *Schachara a Tscherninga*, která však vychází z jiného upnutí zonulárních vláken na oční čočku. V důsledku toho dochází během procesu akomodace k tzv. elongaci, kdy se zvětší ekvatoriální průměr oční čočky a mění se i její poloměr zakřivení, čímž se změní její optická mohutnost. Existuje ještě například teorie podle *Colemana*, jež je založena na tlakovém gradientu mezi přední komorou a přední částí sklivce. [5] [8] [9]

Co ale víme je fakt, že schopnost člověka vidět ostře blízké předměty není pouze „zásluhou“ akomodace, ale podílí se na ní celá tzv. **akomodační triáda**. Takto označujeme spolupráci akomodace obou očí, kontrakce pupil a konvergenci obou očí. V případě, že je tato triáda nějakým způsobem narušena, může dojít až k porušení jednoduchého binokulárního vidění.

Abychom byli schopni kvantitativně hodnotit a porovnávat schopnost akomodace, je nutné znát, mimo jiné, **akomodační šíři**. Akomodační šíře neboli amplituda v průběhu života klesá. Tento fyziologický pokles je graficky znázorněn právě **Duanovou křivkou** akomodační šíře (obrázek 1), která vznikla na základě Duanovy studie v roce 1912.



Obrázek 2 - Duanova křivka akomodační šíře: A křivka představuje minimální hodnoty, křivka C hodnoty maximální. B křivka udává střední

Z Duanovy křivky je patrné, že akomodační šíře klesá s věkem, avšak nikdy nedosáhne nulových hodnot. Kolem 45. roku věku klesá akomodační šíře pod 5 D, což s sebou přináší zvětšování pracovní vzdálenosti na blízko a případné astenopické potíže. Tato progresivní ztráta akomodační amplitudy je označovaná jako *presbyopie*, neboli stařecká vetchozrakost. Mezi typické příznaky presbyopie patří rozostřené vidění do blízka, zejména při nízkém osvětlení, bolesti hlavy, očí a únava. [2] K důležitým faktorům, jež přispívají k rychlejší manifestaci presbyopie, patří refrakční vady. Presbyopie se projeví o něco dříve u korigovaných hypermetropů, kteří mají relativně menší akomodační šíři v porovnání s myopy či emetropy. [1] Navzdory tomu, že znalosti a informace o akomodačním mechanismu se neustále zlepšují a rozšiřují, není příčina vzniku

presbyopie stále zcela vysvětlena. Jisté však je, že na vzniku presbyopie se podílí určité biochemické, biomechanické a fyziologické faktory. Velice často je za příčinu vzniku presbyopie považována dysfunkce ciliárního svalu, která je pravděpodobně způsobena ztrátou elasticity zadních svalových vláken, anebo s věkem spjatými nervosvalovými či konfiguračními změnami. Za možnou příčinu presbyopie lze považovat také změnu zavěšení oční čočky v důsledku jejího růstu. Vzdálenost mezi ekvátorem čočky a předními zonulárními vlákny se s věkem zvyšuje, avšak vzdálenost mezi předními zonulárními vlákny a řasnatým tělískem zůstává přibližně stejná. S těmito změnami pak pravděpodobně souvisí i změna aktivity závěsného aparátu. Nicméně, prozatím neexistuje žádný důkaz, který by tuto teorii potvrdil. [1] [5]

Presbyopii korigujeme pomocí tzv. přídavku do blízka. Tento přídavek, často taky nazýván jako adice, je roven rozdílu korekce do dálky a do blízka. Aby bylo možné sníženou akomodační schopnost dlouhodobě tolerovat, musí být zachována minimálně 1/3 akomodační šíře, jakožto akomodační rezerva. Adici stanovujeme vždy s ohledem na refrakční stav pacienta, požadovanou pracovní vzdálenost, věk aj.

Nejsnadnějšími a nejčastějšími **metodami měření** akomodační šíře jsou pravděpodobně metody subjektivní. Na začátku každého měření musí být pacient v emetropické, případně pseudoemetropickém, refrakčním stavu. Jednou z nejrozšířenější subjektivních metod měření akomodační amplitudy je metody **Push-up**, která je velmi často doplněna i metodou **Push-down**. Podstatou těchto metod je nalézt blízký bod vyšetřovaného [4], čemuž odpovídá vergence naměřené vzdálenosti v metrech. A protože víme, že rozdíl mezi dalekým bodem, který je u emetropických, resp. pseudoemetropických, pacientů nekonečno, a blízkým bodem nám dá hodnotu akomodační šíře v dioptriích, je velmi snadné pak právě tuto hodnotu dopočítat. Průběh Push-up testu je poměrně jednoduchý. Vyšetřovaný je vyzván, aby si vyšetřovací test přibližoval k obličeji až do momentu, kdy se mu testové značky nerozostří. Následně jej pak necháme ještě zkusit zaostřit. Pokud jsou testové značky stále rozostřené, dosáhli jsme právě hledaného blízkého bodu. Pokud je vyšetřovaný schopný ještě obraz doostřit, tedy stále akomoduje, přibližuje test ještě blíže k obličeji, dokud nejsou testové značky definitivně rozostřeny. Pro kontrolu navazujeme ještě Push-down testem, který spočívá na podobném principu, avšak vyšetřovaný daný test oddaluje od obličeje,

příčemž výchozí vzdálenost je kratší než je vzdálenost blízkého bodu naměřená předchozím Push-up testem. Vyšetřovanému by se měly testové značky zaostřit přibližně ve vzdálenosti odpovídající blízkému bodu. Push-up test lze provádět jako monokulárně tak i binokulárně a jako vyšetřovací testy můžeme použít například Duanův test, ale pro vyšetřování astigmatických očí je však lepší použít kruhový Glasserův test. (obrázek 2) Lze také použít akomodometry. Tato speciální pravítka, na jejichž konci je posuvný jezdec s daným testem, mají již cejchovanou stupnici v metrech nebo dioptriích, což nám poměrně usnadní a zpřesní měření vzdálenosti blízkého bodu.



Obrázek 2 - Duanův a Glasserův test

Tato subjektivní metoda měření akomodační šíře byla použita právě v Duanově studii, v níž byla měřena akomodace monokulární i binokulární a to u 4200 očí. Z výsledků této studie plyne, že binokulární akomodační šíře je z pravidla větší než monokulární a to v průměru o 0,6 D. [6] Tento fakt představuje výhodu hlavně pro presbyopické pacienty, protože binokulární akomodace není jen silnější, ale i snazší. Na tomto rozdílu má bezpochyby svůj podíl i aktuálně zvýšené ciliární úsilí v důsledku konvergenční aktivity.

Další subjektivní metodou měření akomodační amplitudy je tzv. metoda *Minus to blur*. Na rozdíl od předchozí metody ji lze provádět pouze monokulárně. Vyšetřovaný s optimální korekcí do dálky fixuje monokulárně vyšetřovací test ve vzdálenosti 40 cm. Vyšetřující mu pak předkládá rozptylné čočky v krocích po 0,25 D až do momentu, kdy se vyšetřovanému test nerozostří. Součet předložených rozptylných čoček v absolutní hodnotě spolu s vergencí vyšetřovací vzdálenosti, která je v tomto případě 2,50 D, pak odpovídá akomodační šíři vyšetřovaného. Je však důležité mít na paměti, že v důsledku předkládání rozptylných čoček dochází ke zmenšování obrazu, což může ovlivnit rozhodnutí vyšetřovaného, kdy je testová značka právě rozostřena. Na základě těchto poznatků pak můžeme předpokládat, že takto získané hodnoty akomodační šíře budou o něco menší než při měření metodou Push-up. [4]

Akomodační amplitudu lze měřit také **objektivními metodami**. Výsledné hodnoty získané pomocí subjektivních vyšetřovacích metod vycházejí právě ze subjektivního kritéria „zamlžení“ každého pacienta, což je ovlivněno samozřejmě aktuálními pocity vyšetřovaného a, mimo jiné, i hloubkou ostrosti. Na hloubce ostrosti při pohledu do blízka má určitý vliv velikost zornice a aberace oka. A právě z těchto důvodů se můžeme setkat s názorem, že správné jsou ty hodnoty akomodační šíře, které byly naměřeny objektivními metodami. [3] Objektivně lze tedy hodnotu akomodační amplitudy změřit například pomocí *Hartingerova koincidenčního refraktometru*, *autorefraktometru* anebo pomocí *ručního fotorefraktoru*. Ruční fotorefraktor využívá k měření infračerveného paprsku a z vyšetřovací vzdálenosti 1 m jsme pak schopni získat informace nejen o velikosti akomodační šíře, ale i velikost zornic či jejich rozestup [10]. Velice často se tento ruční fotorefraktor využívá ke screeningu a vyšetření dětí. Objektivně lze akomodační šíři změřit i pomocí *zrakových evokovaných potenciálů* (VEP). Právě této metody bylo využito ve studii Millodota a Newtona [7], kde byly porovnávány hodnoty akomodační šíře získané „klasickou“ subjektivní metodou, tedy metodou Push-up, a objektivní metodou pattern VEP. Na základě této studie se měření akomodační šíře pomocí zrakových evokovaných potenciálů prokázalo jako validní, neboť výsledky korelovaly s hodnotami získanými subjektivním měřením. Je však důležité poznamenat, že testovací šachovnice pattern VEPu byla mnohem větší než testovací značka Push-up testu, tedy i hodnoty získané objektivním měřením by měly být vyšší. Toto je však do jisté míry vyvažováno faktem, že subjektivní Push-up metoda má tendence poskytovat o něco vyšší hodnoty akomodační šíře v důsledku hloubky ostrosti, přibližující se testové značce, což stimuluje proximální složku akomodace, a kratší doby pozorování testu.

Akomodační šíře, ať už měřená jakýmkoliv způsobem, má svůj nepostradatelný význam mimo jiné při předpisu korekce na blízkou vzdálenost u presbyopických pacientů. Hodnota adice musí být vždy zvolena individuálně s ohledem na akomodační rezervu a potřebnou pracovní vzdálenost vyšetřovaného. Vezmeme-li v potaz zvýšené nároky na práci do blízka, které s sebou přináší současné moderní technologie a životní styl populace, je stále důležitější, aby právě tato část refrakčního vyšetření nebyla opomíjena a byla jí přikládána patřičná váha. Neboť právě v důsledku kombinace takto zvýšené

námahy očí a nevhodné korekce na blízkou vzdálenost, může dojít k rozvoji astenopických potíží, únavy nesoustředěnosti či poklesu pracovní výkonnosti.

Zdroje

1. ANTON, Milan. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. přeprac. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, 96 s. ISBN 80-701-3402-X.
2. AUTRATA, R. a J. VANČUROVÁ. *Nauka o zraku*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2002, 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
3. BESHARSE, J. C. et al. *Encyclopedia of the eye*. Amsterdam: Elsevier/Academic Press, 2010, 2344 s. ISBN 978-012-3742-032
4. ROSENFELD, M. a N. LOGAN. *Optometry: Science, Techniques and Clinical Management*. 2. vyd. United Kingdom: Butterworth heinemann elsevier, 2009, 568 s. ISBN 978-0-7506-87782-2.
5. CROFT, M. A. A. GLASSER a P. L. KAUFMAN. Accommodation and presbyopia. *International ophthalmology clinics*. 2001, č. Spring, s. 33 - 46. ISSN 0020-8167
6. DUANE, Alexander. Studies in monocular and binocular accommodation, with their clinical application. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, 1922, 20: 132.
7. MILLODOT, MICHEL; NEWTON, I. VEP measurement of the amplitude of accommodation. *British Journal of Ophthalmology*, 1981, 65.4: 294-298.
8. KUCHYŇKA, P. *Oční lékařství*. Praha: Grada Publishing, a.s. 2007, 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
9. SCHACHAR, R. A. a A. J. BAX. Mechanism of accommodation. *International ophthalmology clinics*. 2001, č. Spring, s. 17 – 32
10. JAINTA, S. W. JASCHINSKI a J. HOORMANN. Measurement of refractive error and accommodation with the photorefractor PowerRef II. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2004, č. November, s. 520 - 527. ISSN 0275-5408.

Zdroje obrázků

1. Duanova křivka akomodační šíře – zdroj: DUANE, Alexander. Studies in monocular and binocular accommodation, with their clinical application. *Transactions of the American Ophthalmological Society*, 1922, 20: 132.
2. Duanův a Glasserův test – zdroj: archiv autorky

VERIFICATION OF THE ACTUAL VALUES OF DUAN'S CURVE OF THE AMPLITUDE OF ACCOMMODATION

Bc. Gabriela Spurná

Leader of the work: Mgr. Petr Veselý, DiS., Ph.D.

Department of Optometry and Orthoptics, Faculty of Medicine, Masaryk university

It is well known that a large part of the information is mediated precisely through vision to us. Refractive status is influenced not only by the development of the eye, but also by many other aspects, such as systemic disease organism or genetic and environmental influences. However, the resulting refractive state of the eye can be influenced by accommodating effort to a certain extent. Due to its ability to accommodate, we are able to see sharply remote and the near objects.

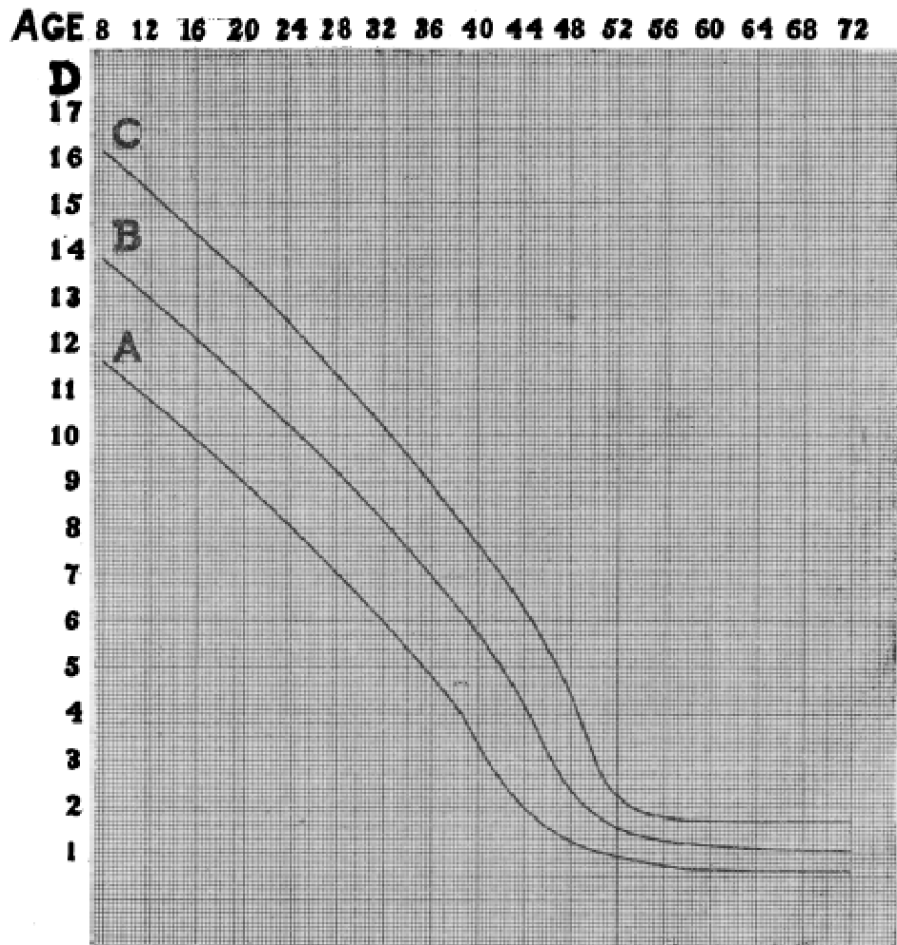
Accommodation is the ability of the eye to change its optical power, which allows us to see objects sharply at different distances in front of the eye. This dynamic process is not innate, but it develops during the first months of life. On the proces are involved some anatomical structures of the eye such as *corpus cillare*, *lens cristallina* and *fibrae zonulares*. Accommodation is controlled by parasympathetic innervation of the ciliary muscle, specially by innervation of the Müller's muscle from the Edinger-Westphal's nucleus.

The actual mechanism of the **process of accommodation** is not still entirely understood. However, there are several theories that descric it but none of them explain the essence of the process as a whole. The most famous theory is the *Helmholtz's theory* of accommodation that describes the external accommodative mechanism. According to this theory occurs to release of *fibrae zonulares* due that the circular muscle fibres of Müller's muscle are contracted. After this „active“ accommodation remains warranted then followed the process of „pasive“ accommodation, ie change to the curvature of the front surface of the lens. Over

time the Helmholtz's theory was supplemented on the *Gullstrand's theory* yet. According to which occurs to regrouping lens materials of higher refractive index in to the area of optical axis, which explains the reduction of the spherical aberration to which occurs during accommodation. The other theory is a *Schachar's and Tscherning's* theory but it presumes a different attachment of *fibrae zonulares* on the lens of the eye. As a result, during the process of accommodation it occurs to the elongation in which the equatorial diameter of the ophthalmic lens is increased and due this its radius of curvature is changed, thereby altering its optical power. There is another theory, too. For example *Coleman's* theory which is based on the pressure gradient between the front chamber and the front part of vitreous body. [5] [8] [9]

But we know that a person's ability to see nearby objects sharply isn't exists only due to ability of accommodation, but participates in it the whole so-called **accommodative triad**. It is a cooperation of accommodation of both eyes, pupil contraction and convergence of both eyes. In the event that this triad was somehow impaired, it can lead to failure of a single binocular vision.

To be able to quantitatively evaluate and compare the ability of accommodation, it is necessary to know **an amplitude of accommodation**. Amplitude of accommodation decreases undertaken throughout life. This physiological decrease is graphically illustrated by **Duane's curve of the amplitude of accommodation**.(Figure 1) formed on the basis a study of Duane in 1912.



1 - Duan's curve of amplitude of accommodation

The Duane's curve shows that the amplitude of accommodation decreases with age, but never reaches zero values. Around 45 years of age the amplitude of accommodation decreases below 5 D, which entails increasing the working distance for reading and eventual asthenopic trouble. This progressive loss of accommodative amplitude is known as **presbyopia**. Typical symptoms of presbyopia include blurred near vision, especially in low light, headache, eyestrain and fatigue. [2] Important factors that contribute to faster manifestation of presbyopia include refractive error. Presbyopia will take effect a little earlier in the corrected hyperopic patient who have relatively minor the amplitude of accommodation in compared with myopic or emetropic patient. [1] Despite the fact that knowledge and informations about mechanism of accommodation are constantly improved and expanded, the cause of presbyopia is not still completely explained. What is certain is that some biochemical, biomechanical and physiological factors participate in the formation of presbyopia. Very often the

dysfunction of the ciliary muscle is considered as the cause of presbyopia, it is probably caused by loss of elasticity of the rear muscle fiber or age-dependent neuromuscular or configuration changes. A possible cause of presbyopia may be considered also change the suspension of lens cristallina, which is associated with its growth. The distance between the equator of the lens and the front part of fibrae zonulares is increased with age, but the distance between the front part of fibrae zonulares and corpus cilliare remains approximately the same. These changes probably related with changes of activities of fibrae zonulares. However, so far there is no evidence to confirm this theory. [1] [5]

Presbyopia is corrected by the addition to near distance. This addition is equal to the difference of correction of vision to distance and near vision. In order could be the loss of ability of accommodation tolerated in the long term must stay a minimum $\frac{1}{3}$ of amplitude of accommodation as a reserve. Addition always must be determined with regard to the refractive state of the patient, the required working distance, age, etc.

The easiest and **the most common methods of measuring** of the amplitude of accommodation are subjective methods, perhaps. At the beginning of each measurement must be patient in emetropic or pseudoemetropic refractive status. One of the the most common methods for subjective measuring of amplitude of accommodation is the **Push-up** method, which is very often supplemented by **Push-down** method. The essence of these methods is to find a near point of patient. [4] We know that the far point of emetropic eye is at infinity then the distance between near point and far point corresponds to amplitude of accommodation. For this reasons we can calculate this value. The Push-up test is very easy. The patient moves a test closer to face until the test mark will be blurry. Subsequently the patient have to try to focus again. If the test mark still blurry, we found the distance of near point. If the patients still able to sharpen the image, so he still able to accommodate, he have to move the test even closer to his face until the test mark will be definitely blurred. We usually do a Push-down test after that. It is based on similar principle but the patient moves away a test from his face. The starting distance is shorter than the distance which was measured by Push-up method. The test mark should be sharp in a distance which is approximately the same as the distance of near point. Push-up test can be performed monocularly and binocularly and for measurement we can use for

example Duane's test or Glasser's test (figure 2) which is better for measurement of astigmatic eye. We can also use accommodative ruler. This special ruler has some slider cursor with test at the end. It has a calibrated scale in meters or dioptres, too.



2 - Duan's and Glasser's tests

This subjective method was used in Duan's study. Duane examined monocular and binocular amplitude of accommodation in 4200 eyes. [6] The results of study suggests that binocular amplitude of accommodation is higher than monocular on average about 0,6 D. This provides an advantage especially for presbyopic patients because binocular accommodation is not only stronger, but also easier. the actual increase of ciliary effort due to the convergence activities, has perhaps some share on these results.

Another subjective method of measuring of amplitude of accommodation is called **Minus to blur**. Unlike previous methods, it can be performed only monocular. Patient with optimal correction for distance focuses on test mark at a distance of 40 cm. We will submit a divergent lens in step for 0,25 D to him until the moment when the test mark will be blurry. The sum of absolute values of the negative lens and reversal of values of the investigative distance, which is 2,50 D in this case, corresponds with amplitude of accommodation of patient. However, it is important to remember that the submission of negative lens leads to diminution of image and it can have an influence to the decision of patient just when the test mark is blurry. For this reasons we can assume that Minus to blur's values of amplitude of accommodation will be minor than Push-up's values.[4]

Accommodative amplitude can be also measured by **objective methods**. The resulting values obtained by subjective methods are based on just a subjective evaluation of "blur" of each patient. This evaluation is influenced by the actual feelings of patient, of course, but by depth of field too. The pupil size and aberrations of the eye have some influence on the depth the field during vision to near distance. And for this reasons there are opinion that the correct values of amplitude of accommodation can be reached only by objective measurement. [3]

We can measured objectively for example by *Hartinger's coincidence refractometer, autorefractometer or hand refractometer*. The hand refractometer uses the infrared ray. The investigative distance is 1 meter. And we able to obtain information not only about amplitude of accommodation but also about pupil size and their spacing. [10]. This fotorefractor is being used for screening and examination of children. For objective measurement can be used a *visual evoked potentials (VEP)*. This method was used in the study Millodota and Newton [7]. there were compared the values of amplitude of accommodation which were obtained "classical" subjective method, ie the push-up, and objective method of pattern VEP. Based on this study, measuring of amplitude of accommodation by VEP was proved as valid because the results correlated with the values obtained by subjective measurement. However, is important to note that the test checkerboard pattern VEPu was much larger than the test mark of Push-up test, therefore, the values obtained by objective measurements were higher. To some extent it was offset by the fact that a subjective push-up method has a tendency to providing a slightly higher values due to depth of field, approaching the test, which stimulates proximal component of accommodation, a shorter observation time test.

The amplitude of accommodation is essential during the prescription of presbyopic correction, inter alia. Values of addition should be always individualized with regard to accommodative reserve and patient's required working distance. Taking into account the increased demands for work in near distance, which the modern technology and lifestyle of population are bringing, is still more important so that this part of the refractive examination has not been neglected. Because a combination of the increased eyestrain and improper correction may lead to development of asthenopic problems, fatigue restlessness or decrease of work performance.

Resources

1. ANTON, Milan. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. přeprac. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, 96 s. ISBN 80-701-3402-X.

2. AUTRATA, R. a J. VANČUROVÁ. *Nauka o zraku*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2002, 226 s. ISBN 80-7013-362-7.
3. BESHARSE, J. C. et al. *Encyclopedia of the eye*. Amsterdam: Elsevier/Academic Press, 2010, 2344 s. ISBN 978-012-3742-032
4. ROSENFELD, M. a N. LOGAN. *Optometry: Science, Techniques and Clinical Management*. 2. vyd. United Kingdom: Butterworth heinemann elsevier, 2009, 568 s. ISBN 978-0-7506-87782-2.
5. CROFT, M. A. A. GLASSER a P. L. KAUFMAN. *Accommodation and presbyopia*. *International ophthalmology clinics*. 2001, č. Spring, s. 33 - 46. ISSN 0020-8167
6. DUANE, Alexander. *Studies in monocular and binocular accommodation, with their clinical application*. Transactions of the American Ophthalmological Society, 1922, 20: 132.
7. MILLODOT, MICHEL; NEWTON, I. *VEP measurement of the amplitude of accommodation*. *British Journal of Ophthalmology*, 1981, 65.4: 294-298.
8. KUCHYŇKA, P. *Oční lékařství*. Praha: Grada Publishing, a.s. 2007, 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
9. SCHACHAR, R. A. a A. J. BAX. *Mechanism of accommodation*. *International ophthalmology clinics*. 2001, č. Spring, s. 17 – 32
10. JAINTA, S. W. JASCHINSKI a J. HOORMANN. *Measurement of refractive error and accommodation with the photorefractor PowerRef II*. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2004, č. November, s. 520 - 527. ISSN 0275-5408.

resources od figures:

1. Duan's curve of amplitude of accommodation – resources: DUANE, Alexander. *Studies in monocular and binocular accommodation, with their clinical application*. Transactions of the American Ophthalmological Society, 1922, 20: 132.
2. Duan's and Glasser's tests – resources: author's archive

