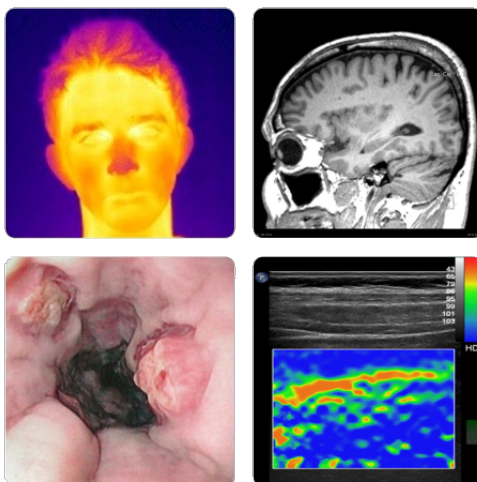


Masarykova univerzita
Lékařská fakulta
Biofyzikální ústav

Zobrazovací metody využívající neionizující záření

*Martin Sedlář
Erik Staffa
Vojtěch Mornstein*



Brno 2014

Zobrazovací metody využívající neionizující záření

Autorský kolektiv:

Ing. Mgr. Martin Sedlář (kapitoly 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 a 8)

Mgr. Erik Staffa (kapitoly 6, 7 a 8)

prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc. (odborná revize)

Autor obrázků:

Ing. Mgr. Martin Sedlář

Kontakt:

Biofyzikální ústav

Lékařská fakulta

Masarykova univerzita

Kamenice 126/3

625 00 Brno

Česká republika

Recenze:

prof. MUDr. Ivo Hrazdira, DrSc.

Ing. Ladislav Doležal, CSc.

CC BY-NC-ND 3.0 CZ 2014

© 2014 Martin Sedlář, Erik Staffa, Vojtěch Mornstein

© 2014 Masarykova univerzita

ISBN 978-80-210-7156-8

Poděkování

Děkuji všem, kteří se zasloužili o vznik tohoto textu. Děkuji rodině a přátelům, kteří mě po celou dobu psaní textu neustále podporovali, děkuji prof. RNDr. Vojtěchu Mornsteinovi, CSc., za odbornou pomoc, cenné rady a připomínky, které významně obohatily tento text, děkuji celému kolektivu Biofyzikálního ústavu Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně i všem ostatním, kteří se na tvorbě textu jakkoliv podíleli. Děkuji také prof. MUDr. Ivo Hrazdirovi, DrSc. a Ing. Ladislavu Doležalovi, CSc., za recenzi textu.

Martin Sedlář

„Nechtěj být člověkem, který je úspěšný, ale člověkem, který za něco stojí.“

Albert Einstein

Tento text vznikl za finanční podpory Fondu rozvoje vysokých škol při Ministerstvu školství, mládeže a tělovýchovy České republiky: projekt FRVŠ 911/2013.

Obsah

Předmluva	1
1 Obraz a operace s obrazem	3
1.1 Barva obrazu	3
1.2 Vlastnosti obrazu	5
1.3 Hodnocení kvality obrazu	6
1.3.1 Zkreslení, šum a obrazové artefakty	11
1.4 Detekce obrazu	11
1.5 Digitalizace a komprese obrazu	13
1.6 Transformace a zpracování obrazu	14
1.6.1 Lineární a nelineární funkce	15
1.6.2 Konvoluce	16
1.6.3 Bodové operace	17
1.6.4 Lokální operace	17
1.6.5 Globální operace	18
2 Ultrazvuková diagnostika	19
2.1 Ultrazvuk	20
2.1.1 Rychlost šíření ultrazvuku	22
2.1.2 Akustická impedance	24
2.1.3 Útlum ultrazvukových vln	24
2.1.4 Odraz a lom ultrazvukových vln	26
2.2 Zdroje a přijímače ultrazvuku	27
2.2.1 Piezoelektrické měniče	28
2.2.2 Magnetostrikční měniče	30
2.3 Biologické účinky ultrazvuku	30

2.3.1	Tepelné jevy	31
2.3.2	Kavitační jevy	31
2.3.3	Netepelné a nekavitační jevy	33
2.4	Bezpečnost ultrazvuku	33
2.5	Dopplerův jev	34
2.5.1	Aplikace Dopplerova jevu	35
2.6	Diagnostický ultrazvuk	38
2.7	A-mód	40
2.8	B-mód	40
2.8.1	Echogenita tkání	41
2.9	C-mód	42
2.10	Dopplerovské zobrazení (D-mód)	43
2.10.1	Impulzní dopplerovské systémy	43
2.10.2	Kontinuální dopplerovské systémy	44
2.10.3	Barevné dopplerovské systémy	45
2.10.4	Energetické dopplerovské systémy	46
2.10.5	Tkáňový doppler	47
2.11	M-mód	47
2.12	Hybridní systémy	47
2.13	Harmonické zobrazení	48
2.14	Compound imaging	48
2.15	Vyšetřovací sondy	49
2.15.1	Fokusace	50
2.15.2	Rozlišovací schopnost	52
2.15.3	Lineární sondy	53
2.15.4	Sektorové sondy	53
2.15.5	Konvexní sondy	54
2.15.6	Speciální sondy	54
2.16	Konstrukce ultrazvukových přístrojů	54
3	Magnetická rezonance	62
3.1	Vlastní moment hybnosti	63
3.2	Magnetický moment	65
3.3	Vektor magnetizace	66
3.4	Chování látky v magnetickém poli	66

3.4.1	Orientace magnetických momentů	67
3.4.2	Precesní pohyb	69
3.5	Energie částic	70
3.6	Chemický posuv	74
3.7	Excitace	74
3.8	Deexcitace	77
3.8.1	Spin-mřížková interakce	77
3.8.2	Spin-spinová interakce	78
3.8.3	Celková relaxace	80
3.8.4	Relaxační časy biologických tkání	81
3.8.5	Kontrastní látky	82
3.9	Detekce signálu	83
3.10	Poziční kódování	85
3.10.1	Gradient G_z (výběr tomoroviny)	86
3.10.2	Gradient G_y (fázové kódování)	87
3.10.3	Gradient G_x (frekvenční kódování)	87
3.10.4	Současná aplikace gradientů G_x , G_y a G_z	88
3.11	Rekonstrukce obrazu	88
3.11.1	Fourierova rekonstrukční metoda	89
3.12	Váhování obrazu	90
3.13	MR angiografie (MRA)	91
3.13.1	MRA s využitím kontrastních látek	92
3.13.2	MRA bez kontrastních látek	92
3.14	Funkční MRI (fMRI)	94
3.15	Difuzní MRI	95
3.16	Konstrukce MRI přístroje	96
3.16.1	Hlavní magnet	96
3.16.2	Gradientní systém	99
3.16.3	Radiofrekvenční systém	100
3.16.4	Radiofrekvenční a magnetické stínění	100
3.17	MRI vyšetření	101
3.17.1	Nebiologické materiály	102
3.17.2	Rizika	104
3.17.3	Kontraindikace a omezení	104

4	Elastografie	110
4.1	Mechanické vlastnosti látek	111
4.2	Vztah mezi napětím a deformací	112
4.3	Ultrazvuková elastografie	117
4.3.1	Statická ultrazvuková elastografie	117
4.3.2	Dynamická ultrazvuková elastografie	120
4.3.3	Intravaskulární ultrazvuková elastografie	125
4.4	Magnetická rezonanční elastografie	126
5	Elektrická impedanční tomografie	128
5.1	Aplikace EIT v praxi	129
5.2	Elektrické vlastnosti tkání	131
5.3	Bioimpedance tkáně	134
5.4	Princip metody	138
5.5	Výpočet elektrických vlastností tkáně	143
5.6	Výhody a limitace EIT	144
6	Endoskopie	146
6.1	Historie	146
6.2	Konstrukce endoskopů	147
6.2.1	Zdroj světla	147
6.2.2	Optická vlákna	148
6.2.3	Detektory obrazu	150
6.3	Endoskopická zrcátka	152
6.4	Tubusové (rigidní) endoskopy	154
6.5	Flexibilní endoskopy (fibroskopy)	155
6.6	Ultrazvukové endoskopy	156
6.7	Kapslová endoskopie	157
6.8	Přehled endoskopických metod	157
6.9	Dermatoskopie	161
7	Lasery	162
7.1	Světlo a elektromagnetické záření	163
7.1.1	Elektromagnetické spektrum	164
7.2	Princip laseru	167

7.2.1	Konstrukce laseru	171
7.2.2	Laserová dioda	172
7.3	Optická koherentní tomografie	172
7.4	Aplikace laserů v medicíně	177
8	Bezkontaktní termografické systémy	179
8.1	Přenos tepla	180
8.2	Fyzikální zákony vyzařování	181
8.2.1	Planckův vyzařovací zákon	181
8.2.2	Wienův posunovací zákon	182
8.2.3	Stefanův-Boltzmannův zákon	183
8.2.4	Kirchhoffovy zákony	184
8.3	Spektrum záření reálných zdrojů	185
8.4	Proces zobrazení termovizním systémem	186
8.4.1	Optický systém	189
8.4.2	Detektory obrazu	189
8.5	Aplikace termovizních systémů v medicíně	191
8.5.1	Faktory ovlivňující výsledky vyšetření	192
8.6	Další aplikace termovizních systémů	194
	Seznam obrázků	196
	Seznam tabulek	200
	Literatura	201

Předmluva

Zobrazovací metody využívající neionizující záření jsou v dnešní době základem správné, přesné a včasné diagnózy velkého množství onemocnění a zdravotních komplikací, a pro současnou medicínu jsou naprosto nezbytné. Do lékařské praxe se zavádí také mnoho nových moderních zobrazovacích metod, které mají značný potenciál do budoucna. Metody využívající neionizující záření (s výjimkou magnetické rezonance) jsou navíc oproti jiným zobrazovacím metodám (např. rentgenové zobrazení, výpočetní tomografie) tradičně neprávem poněkud v ústraní.

Tento text se zaměřuje především na metody využívající ultrazvuk (ultrasonografie, včetně dopplerovského zobrazování), laser, elektromagnetické záření v infračervené oblasti spektra (termografie), elektromagnetické záření ve viditelné oblasti spektra (např. endoskopie, dermatoskopie), elektromagnetické záření v oblasti spektra rádiových vln (magnetická rezonanční tomografie), elektrické vlastnosti tkání (elektrická impedanční tomografie) a elastické vlastnosti tkání (elastografie).

Cílem textu je nejen seznámit čtenáře s tématem zobrazovacích metod, ale také zvýšit vzdělání a kvalifikaci budoucích lékařů a zdravotnických pracovníků v oblasti diagnostických zobrazovacích metod využívajících neionizující záření a přístrojové techniky používané v současné medicíně. Text je zaměřen na důkladné pochopení principů a funkce zobrazovacích metod, na posouzení výhod a rizikovosti jednotlivých metod pro pacienta i obsluhující personál a na konkrétní aplikace těchto metod v medicínské praxi. Část tématu je věnována také principům vzniku obrazu, hodnocení a posouzení kvality obrazu a obrazovým artefaktům.

Čtenáři seznámení s tématem budou schopni hlouběji než doposud vysvětlit principy jednotlivých zobrazovacích metod využívajících neionizující záření a způsob vzniku obrazu, uvědomí si limitace, omezení a technická

řešení jednotlivých metod a dokáží správně vyhodnotit a interpretovat výsledný obraz zatížený nepřesnostmi a obrazovými artefakty. Díky získaným znalostem budou moci studenti v praxi zvolit nejideálnější a nejefektivnější metodu pro konkrétní aplikaci. Poučení čtenáři budou moci také efektivněji komunikovat s technickým odborníkem (biomedicínský technik, biomedicínský inženýr, servisní technik, apod.) nebo obchodním partnerem.

Martin Sedlář a kolektiv

Kapitola 1

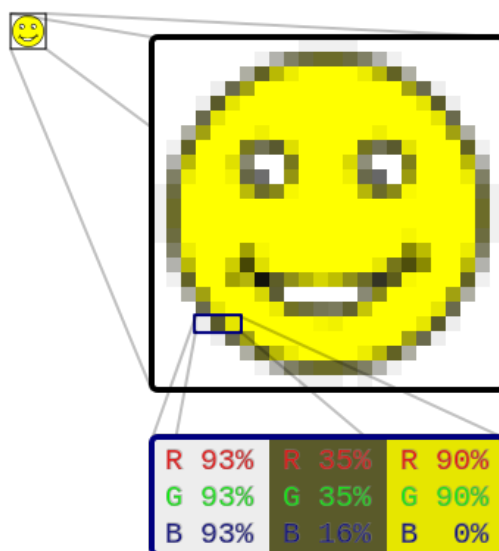
Obraz a operace s obrazem

Obraz můžeme definovat jako zrakový vjem, který vzniká po dopadu světla na sítnici oka. Z pohledu geometrie lze obraz popsat jako průmět pozorované scény do roviny sítnice oka. Matematicky lze obraz chápat jako vícerozměrný signál (tzv. obrazová funkce), který lze psát jako funkci několika proměnných (pozice, čas). Každému souboru proměnných je potom přiřazena určitá hodnota nějakého parametru (jas, barva, aj.): $f(x, y, z, t) = H$. Hodnoty obrazové funkce nemusejí být pouze skaláry, ale mohou být formálně také vektorovými veličinami (např. barevné složky RGB modelu): $f(x, y, z, t) = [H_R, H_G, H_B]$. Na digitální obraz lze nahlížet jako na soubor diskrétních obrazových bodů (tzv. pixely), který je popisován maticí hodnot (viz obr. 1.1). Podle počtu proměnných rozlišujeme:

- Statický dvourozměrný obraz: $f(x, y)$
- Dynamický dvourozměrný obraz: $f(x, y, t)$
- Statický trojrozměrný obraz: $f(x, y, z)$
- Dynamický trojrozměrný obraz: $f(x, y, z, t)$

1.1 Barva obrazu

Barva je vjem, který je vytvářen viditelným světlem dopadajícím na sítnici lidského oka. Výsledný barevný vjem ovlivňuje především spektrální složení (vlnová délka) světla. Barevné vidění oka zprostředkovávají světlocitlivé buňky sítnice – čípky. Rozlišujeme tři typy čípků, které jsou citlivé na světlo



Obrázek 1.1: Digitální obraz jako matice hodnot: $[x, y] = [H_R, H_G, H_B]$.
Převzato z [http://en.wikipedia.org/wiki. File:Rgb-raster-image.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Rgb-raster-image.svg).

červené (s maximem citlivosti cca 630 nm), zelené (cca 530 nm) a modré (cca 450 nm) barvy. Na teorii trojbarevného vidění oka jsou založeny různé barevné modely obrazu. Každý barevný model je tvořen třemi základními hodnotami nebo barvami, jejichž kombinací lze získat jakoukoliv jinou barvu. Nejčastějšími barevnými modely jsou CIE¹, RGB² a CMY(K)³ nebo dva modely HSV⁴ a HSL⁵, které vycházejí ze skutečnosti, že lidské oko vnímá mnohem lépe barvy při střední světlosti než barvy při vysokých nebo nízkých světlostech.

S barvou je spojován také pojem sytost (saturace), který popisuje „intenzitu“ barvy. Čistá barva (sytost 100 %) je barva bez příměsí dalších barev (nejčastěji černé a bílé). Sytost 0 % naopak popisuje pouze kombinaci černé a bílé barvy. Syté barvy jsou potom lidským okem vnímány jako živější, méně syté barvy vnímá oko jako tlumené a zašedlé.

¹Commission internationale de l'Éclairage (Mezinárodní organizaci pro osvětlování)

²Red-Green-Blue (Červená-Zelená-Modrá)

³Cyan-Magenta-Yellow (Azurová-Purpurová-Žlutá) + doplňková černá barva (black)

⁴Hue-Saturation-Value (Barva-Sytost-Hodnota jasu)

⁵Hue-Saturation-Lightness (Barva-Sytost-Světlost)

1.2 Vlastnosti obrazu

Základní informaci o obraze můžeme získat statistickou analýzou hodnot jednotlivých pixelů obrazu bez nutnosti znalosti vzájemné polohy obrazových bodů (tzv. globální charakteristiky). Pro přesnější charakteristiku obrazu je ovšem znalost vzájemné pozice jednotlivých obrazových bodů nezbytná (tzv. lokální charakteristiky). Globální charakteristiky obvykle popisují obraz jako celek, zatímco lokální charakteristiky jsou vázány zpravidla jen na určité oblasti obrazu (např. významné objekty).

- *Hloubka obrazu*: Je počet bitů, které jsou vyhrazeny pro jeden pixel obrazu. Udává počet hodnot (např. jasů, barev), kterých může jeden obrazový bod nabývat (např. 8 bitů = 256 hodnot; 24 bitů = 16,7 mil. hodnot; atd.). U barevných obrazů lze udávat počet bitů pro každou barevnou složku.
- *Dynamický rozsah*: Vychází obvykle z hodnot nejtmašího (H_{min}) a nejsvětějšího (H_{max}) pixelu v obraze a popisuje množství hodnot (jasů nebo barev) v obraze: $DR = H_{min} : H_{max}$. Dynamický rozsah charakterizuje skutečné zobrazení jasových poměrů v obraze. Celkový počet hodnot obsažených v obraze nemusí vždy odpovídat maximálnímu počtu hodnot stanovených hloubkou obrazu. Dynamický rozsah lze vyjádřit také v decibelech (dB) v logaritmickém měřítku⁶:

$$DR = 20 \log \frac{H_{max}}{H_{min}} \quad (1.1)$$

- *Jas*: Vyjadřuje střední hodnotu velikosti všech pixelů obrazu. Kvantitativně lze jas vyjádřit např. jako aritmetický průměr nebo medián hodnot všech obrazových bodů. U barevných obrazů se jas stanovuje s ohledem na rozdílnou citlivost oka pro jednotlivé barvy jako vážený součet hodnot barevných složek. Pro RGB model lze jas jednotlivých pixelů vypočítat např. pomocí vzorce:

$$I = 0,299R + 0,587G + 0,114B \quad (1.2)$$

⁶Konstanta 20 v rovnici 1.1 vyplývá z teorie Weber-Fechnerova zákona a definice decibelu.

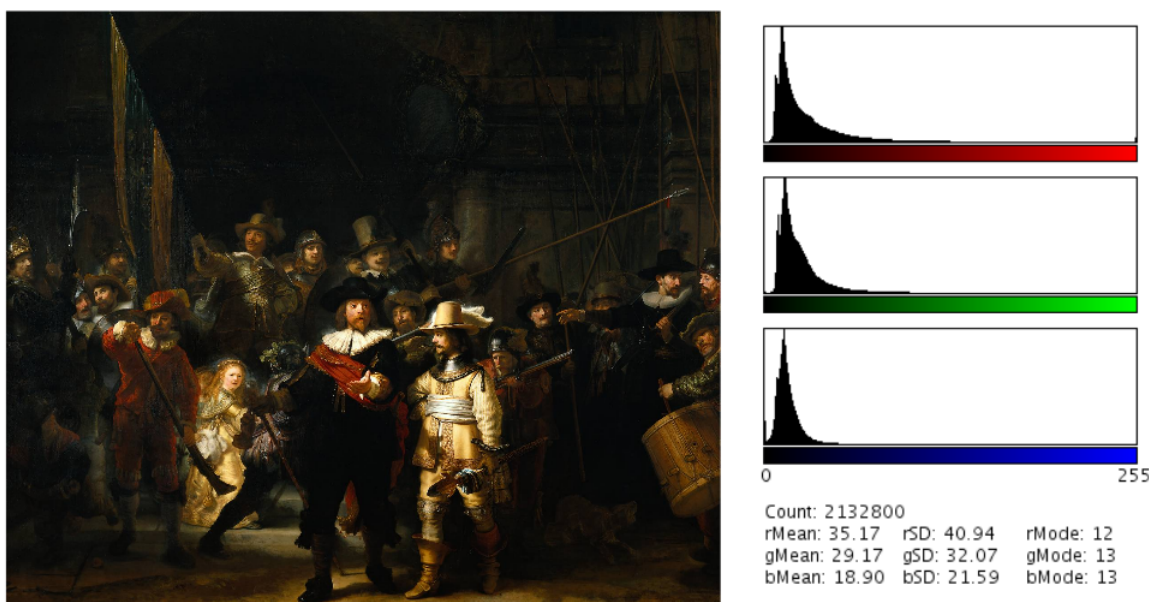
- *Kontrast*: Určuje míru odlišnosti hodnot (I) dvou pixelů v obraze (indexy 1 a 2). Kontrast můžeme kvantifikovat např. jako směrodatnou odchylku jasů všech pixelů obrazu nebo pomocí vzorce:

$$K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (1.3)$$

- *Histogram*: Je graf četnosti jednotlivých stupňů jasu vyskytujících se v obraze. Informuje o poměrech jasu a kontrastu v obraze a slouží především k vizuálnímu hodnocení kvality obrazu. Příliš úzký nebo naopak příliš široký histogram vyjadřuje málo, resp. velmi kontrastní obraz. Histogram posunutý směrem doleva značí tmavý (podexponovaný) obraz a histogram posunutý směrem doprava vypovídá o příliš světlém (přeexponovaném) obraze. Výrazné píky v histogramu mohou znamenat, že se v obraze vyskytuje několik ploch o různém jasu. U barevných obrazů lze histogram sestavit pro každou barevnou složku zvlášť (viz obrázek 1.2).
- *Textura*: Je příkladem lokální charakteristiky obrazu. Textura je vlastnost plochy, která udává strukturu její výplně. Lze ji chápat jako oblast obrazu, v níž mají změny intenzity (barvy) charakteristické vlastnosti vnímané pozorovatelem jako uniformní. Textura je obvykle složena z jednoho nebo více základních strukturních prvků (tzv. primitiv, texonů), které se opakují a jsou více, či méně pravidelně uspořádané.

1.3 Hodnocení kvality obrazu

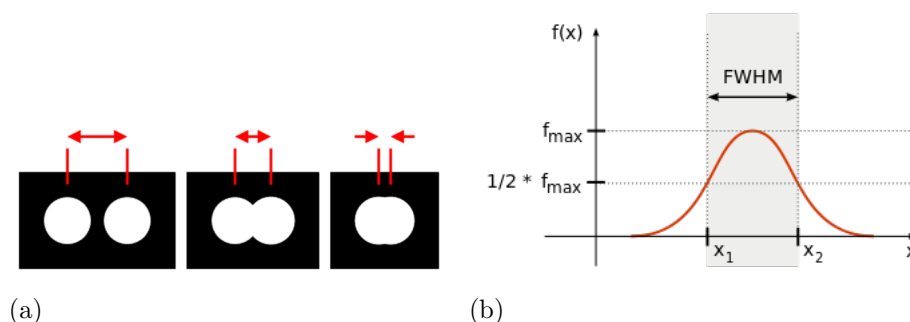
Kvalita obrazu vyjadřuje rozdíl mezi skutečným stavem obrazu a jeho očekávaným stavem. Rozdíl lze posuzovat subjektivně nebo objektivně. Při subjektivním hodnocení stanovuje kvalitu obrazu pozorovatel pouze na základě vlastního pocitu, zkušeností nebo srovnání s referenčním obrazem (např. zkušební obrazec). Výsledek kvality je obvykle určen na hodnotící stupnici (např. 1 = špatná kvalita až 5 = vynikající kvalita, apod.). Pro objektivní hodnocení kvality obrazu se zavádí řada veličin, kterými lze kvalitu obrazu popsat kvantitativně. Jednotlivé veličiny se obvykle měří



Obrázek 1.2: Barevný (RGB) histogram obrazu „Noční hlídka“ od nizozemského malíře Rembrandta van Rijna.

na vhodných modelech scény (tzv. fantomech) a poté se srovnávají s hodnotami skutečného obrazu. Zatímco u subjektivního hodnocení je možnost reprodukce výsledků kvality obrazu značně omezena (každý pozorovatel může kvalitu obrazu vyhodnotit jinak), u objektivního hodnocení kvality obrazu prostřednictvím definovaných veličin je reprodukovatelnost měření zajištěna. Při posouzení kvality obrazu lze hodnotit mnoho různých parametrů. Obecně platí, že zlepšení kvality obrazu z hlediska jednoho parametru má obvykle za následek zhoršení kvality ve zbývajících parametrech.

- *Prostorové rozlišení:* Udává schopnost zobrazovacího systému rozlišit nejmenší detail scény nebo odlišit od sebe dva body (viz obrázek 1.3a). Prostorové rozlišení se hodnotí jako signálová odezva systému f_x (tzv. PSF – Point Spread Function nebo LSF – Line Spread Function) na scénu tvořenou bodovým, resp. čárovým modelem. V praxi signálová odezva systému popisuje, jestli se bod scény zobrazí jako bod a čára jako čára nebo budou zobrazeny např. jako rozmazaný flíček. Hodnoceným parametrem je obvykle koeficient prostorového rozlišení FWHM (Full Width at Half Maximum), tedy šířka PSF nebo LSF funkce f_x

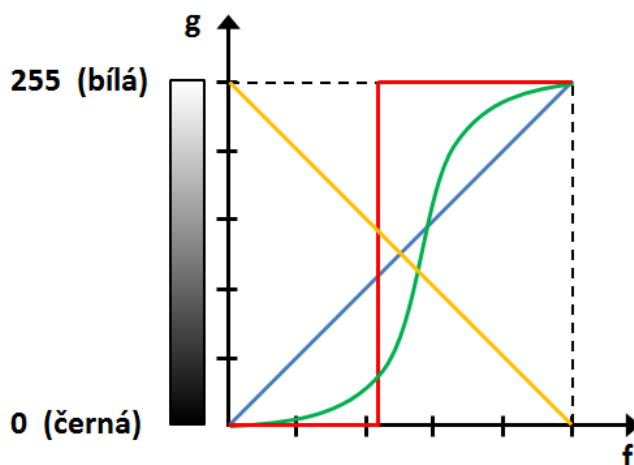


Obrázek 1.3: (a) Prostorové rozlišení udává schopnost systému odlišit od sebe dva body. (b) Ukázka signálové odezvy f_x zobrazovacího systému na scénu tvořenou bodovým modelem (tzv. PSF funkce). Šířka PSF funkce v polovině výšky FWHM (Full Width at Half Maximum) je definována jako koeficient prostorového rozlišení. Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:FWHM.svg>.

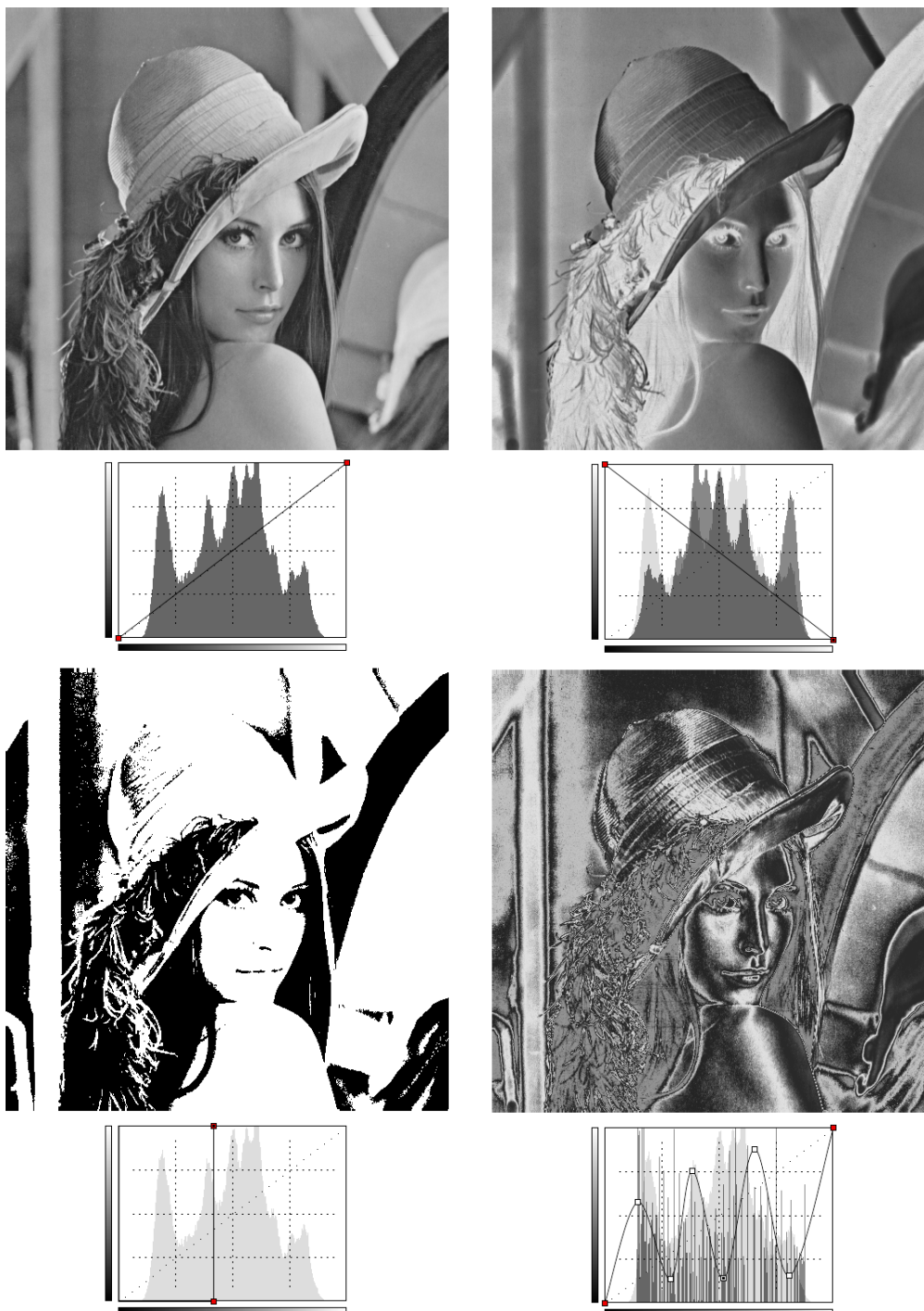
v polovině její výšky (viz obrázek 1.3b). Prostorové rozlišení systému je dáno geometrickým průmětem detektoru do roviny zobrazované scény (tzv. apertura detektoru), tj. závisí na velikosti a plošné hustotě detekčních elementů detektoru. U tomografických systémů a mikroskopů lze hodnotit také tzv. tomografické prostorové rozlišení, které udává nejmenší tloušťku zobrazované tomovrstvy (koeficient tomografického rozlišení).

- *Časové rozlišení*: Je popisováno obrazovou frekvencí, tj. počtem obrazů nasnímaných za jednotku času. Doba, po kterou je snímán jeden obraz scény, se označuje jako apertura časového vzorkování. Obrazová frekvence udává, jak rychlé změny ve scéně je zobrazovací systém schopen zaznamenat. S časovým rozlišením je obvykle spojena pohybová neostrost obrazu. Platí, že čím menší je obrazová frekvence, tím větší je pohybová neostrost.
- *Energetické rozlišení*: Určuje limitní rozlišitelnost převodu zobrazovaného parametru na parametr výsledný. Energetické rozlišení lze popsat jako minimální detekovatelný (prahový) signál nebo jako minimální identifikovatelnou změnu signálu. Prahový signál bývá silně omezený šumem, proto je určujícím parametrem energetického rozlišení veličina poměr signál-šum, SNR (Signal to Noise Ratio).

- *Linearita převodu zobrazovaného parametru:* Převod zobrazovaného parametru na výsledný parametr obrazu je definován tvarem transformační funkce. Tvar této funkce určuje, jakým způsobem se transformují jednotlivé velikosti zobrazovaného parametru, a tedy jak bude vypadat výsledný obraz scény. Např. u 8bitových šedotónových obrazů (256 úrovní šedé) se obvykle minimálním hodnotám zobrazovaného parametru přiřazuje černá barva (0) a maximálním hodnotám barva bílá (255). Nejčastěji používanou transformační funkcí je diagonální přímka, která každé hodnotě zobrazovaného parametru přiřazuje odstupňovaně jinou hodnotu výsledného parametru obrazu (např. jasu) – viz obrázek 1.4. Sklon přímky je vyjádřen koeficientem gama (tzv. gradační konstanta) a popisuje citlivost převodu parametru. Převod zobrazovaného parametru, popsáný nelineární transformační funkcí, se ve výsledném obraze projevuje gradačním zkreslením s neočekávanými poměry jasu (viz obrázek 1.5).



Obrázek 1.4: Transformační funkce popisuje převod zobrazovaného parametru na výsledný parametr obrazu. Tvar funkce určuje, jakým způsobem se transformují jednotlivé velikosti zobrazovaného parametru, a tedy jak bude vypadat výsledný obraz scény. Např. u 8bitových šedotónových obrazů (256 úrovní šedé) se obvykle minimálním hodnotám zobrazovaného parametru přiřazuje černá barva (0) a maximálním hodnotám barva bílá (255). Nejčastěji používanou transformační funkcí je diagonální přímka (modrá), která každé hodnotě zobrazovaného parametru f přiřazuje odstupňovaně jinou hodnotu výsledného parametru obrazu g (jasu). Dalšími typickými transformacemi jsou negativ (žlutá), dvouúrovňové prahování (červená) nebo obecná nelineární funkce (zelená).



Obrázek 1.5: Vzhled výsledného obrazu je závislý na tvaru transformační funkce, která popisuje způsob převodu zobrazovaného parametru na výsledný parametr obrazu: (1) Diagonální přímka, (2) negativ, (3) dvouúrovňové prahování a (4) obecná nelineární funkce. Nelinearita převodu se ve výsledném obraze projevuje gradačním zkreslením s neočekávanými poměry jasu.

- *Linearita převodu poziční souřadnice*: Převod prostorových souřadnic je popisován tvarem dvou transformačních funkcí pro osy x a y . Linearita, resp. nelinearita převodu se popisuje konstantami, které vyjadřují strmost lineárních částí transformačních funkcí. V případě lineárního převodu pozice je konstantami určeno zvětšení/zmenšení obrazu v osách x a y . Nelinearita převodu poziční souřadnice se v obraze projevuje geometrickou deformací obrazu.
- *Homogenita procesu zobrazení*: Popisuje odchylky od konstantní citlivosti převodu snímaného parametru v závislosti na prostorové souřadnici. Je-li proces zobrazení homogenní, je citlivost převodu snímaného parametru konstantní v celém obraze. Homogenita je zajištěna pouze tehdy, vykazují-li všechny detekční elementy snímače stejnou signálovou odezvu na konstantní velikost zobrazovaného parametru scény. Není-li citlivost převodu konstantní v celém obraze, pak je proces zobrazení označován jako nehomogenní. Nehomogenita je dána zpravidla nedokonalostí detektoru, kdy jednotlivé detekční elementy mohou vytvářet rozdílné signály pro neměnný zobrazovaný parametr scény.

1.3.1 Zkreslení, šum a obrazové artefakty

Jsou rušivé signály, které v obraze způsobují ztrátu informace a znesnadňují jeho analýzu, hodnocení a interpretaci. Identifikace a odstranění rušivých obrazových artefaktů je tedy velice důležitá z hlediska informačního přínosu obrazu. K eliminaci chyb se používá mnoho přístupů, založených obvykle na lokálních úpravách obrazu (filtraci). Nejčastějšími příčinami zkreslení jsou nedokonalosti zobrazovací soustavy, vzájemný pohyb detektoru a snímané scény, špatné zaostření, vady optické soustavy, nelinearita a nehomogenita systému, nevhodná vzorkovací frekvence (aliasing), šum, aj.

1.4 Detekce obrazu

Detekcí obrazu rozumíme záznam plošného nebo prostorového rozložení určitých fyzikálních parametrů zobrazované scény a převod této obrazové funkce na jinou formu signálu (např. na elektrický signál), která má

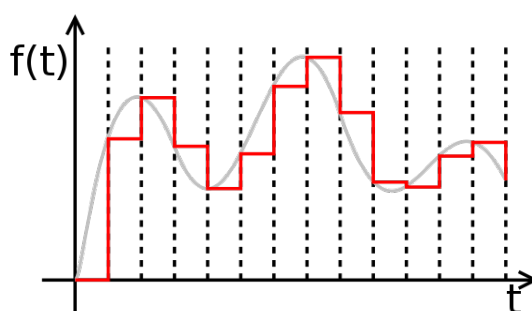
Tabulka 1.1: Zobrazované fyzikální parametry scény

Metoda	Fyzikální parametr	Obrazový detektor
RTG a CT zobrazení	útlum RTG záření	flat panel fotografický film scintilační detektory
Ultrazvukové zobrazení	odrazivost, útlum	piezoelektrické krystaly
Magnetická rezonance	kvantové chování atomových jader	cívky
Nukleární medicína (PET, SPECT, gamagrafie)	aktivita radionuklidů	scintilační detektory flat panel
Termografie	povrchová teplota (infračervené záření)	polovodičové detektory tekuté krystaly
Elastografie	Youngův modul pružnosti	piezoelektrické krystaly cívky
Elektrodiagnostické mapování	elektrické vlastnosti	pole elektrod
Magnetodiagnostické mapování	magnetické vlastnosti	pole cívek
Mikroskopie, endoskopie	útlum, odraz nebo rozptyl elektromagnetického záření (UV, IR, VIS, mikrovlny)	polovodičové detektory
Elektrická impedanční tomografie (EIT)	elektrická vodivost permitivita	pole elektrod

výhodnější vlastnosti pro další zpracování, zobrazení a uchování. Záznam a transformaci obrazového signálu zajišťují detektory obrazu (snímače). Obvykle se jedná o dvourozměrné pole velkého počtu vhodných detekčních elementů (měničů), které kromě hodnot zobrazovaných parametrů scény poskytují také prostorovou informaci o přesném místě vzniku signálu. Každý detekční element snímače zaznamenává jeden obrazový bod (pixel) výsledného obrazu. U tomografických metod je výsledkem detekce tzv. voxel (z angl. Volumetric Pixel), objemový element obrazu. V medicíně existuje řada běžně zobrazovaných parametrů scény, které lze zaznamenat různými způsoby – viz tabulka 1.1.

1.5 Digitalizace a komprese obrazu

Digitalizací obrazu rozumíme převod analogového (spojitého) signálu do digitální (diskrétní) formy. Výhody digitalizace spočívají ve velké odolnosti vůči šumu, snadnému přenosu a uchování dat, prakticky neomezené reprodukovatelnosti dat bez ztráty informace a možnosti zaznamenat ve stejném formátu zároveň několik typů dat (např. text, zvuk a obraz). Digitalizace se realizuje převodem pomocí analogově-digitálního (AD) převodníku nebo pořízením obrazu digitálními snímači. Digitální obraz je tvořen maticí číselných hodnot. Proces digitalizace se sestává ze dvou kroků. Prvním krokem je navzorkování spojitého signálu, tj. rozdělení signálu na mnoho úseků, přičemž každý z nich je reprezentován jedinou hodnotou (viz obrázek 1.6). Druhým krokem je kódování hodnot obvykle do binární soustavy (0, 1).

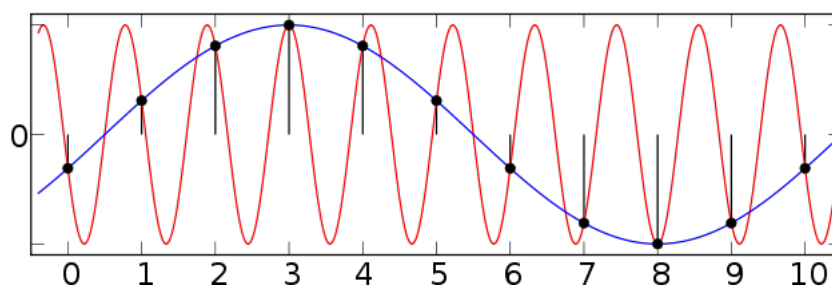


Obrázek 1.6: Vzorkování signálu.

Převzato z [http://en.wikipedia.org/wiki. File:Zeroorderhold.signal.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Zeroorderhold.signal.svg).

Vzorkování je vždy spojeno s jistou ztrátou informace. Velká hustota vzorkování zvyšuje objem dat a snižuje ztrátu informace; nízká hustota vzorkování snižuje objem dat, ale zvyšuje informační ztrátu. Aby nedocházelo ke zkreslení signálu, musí navíc vzorkování splňovat tzv. Nyquistův teorém⁷. Nyquistův teorém říká, že přesná rekonstrukce spojitého signálu z jeho diskrétních vzorků je možná jen tehdy, pokud byl signál vzorkován frekvencí alespoň dvakrát vyšší, než je maximální frekvence rekonstruovaného signálu: $f_{vz} > 2f_{max}$. Nedodržení Nyquistovy podmínky dochází ke ztrátě informace, nevratným změnám v signálu a vzniku tzv. aliasing artefaktu (viz obrázek 1.7).

Kompresi obrazu je proces, kdy nahrazujeme posloupnost za sebou následujících shodných čísel údajem o jejich počtu. Výsledkem komprese je redukce velikosti dat. Kompresi může být spojena se ztrátou kvality dat (ztrátová komprese) nebo lze použít bezztrátovou kompresi, která kvalitu dat zachovává.



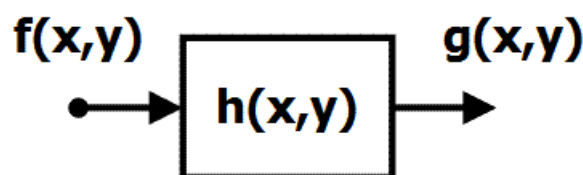
Obrázek 1.7: Je-li skutečný signál (červená) vzorkován nevhodnou frekvencí vzorkování, může dojít ke ztrátám informace, nevratným změnám v signálu a vzniku tzv. aliasing artefaktu (modrá). Převzato z [http://en.wikipedia.org/wiki. File:AliasingSines.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:AliasingSines.svg).

1.6 Transformace a zpracování obrazu

Na obrazové detektory můžeme nahlížet jako na tajemnou „černou skříňku“ (angl. black box), která určitým způsobem přeměňuje (transformuje) vstupní obraz scény (obrazovou funkci) $f(x, y)$ na výstupní obraz $g(x, y)$. Výsledek

⁷Nyquistův teorém bývá někdy označován také jako Shannonův teorém nebo Kotělnikovův teorém.

přeměny je určen vlastnostmi „černé skřínky“ a popisuje ji tzv. transformační funkce $h(x, y)$. Vhodným tvarem transformační funkce lze dosáhnout požadované úpravy obrazu: např. úprava jasu a kontrastu, změna barevné škály, pseudobarvení, vyhlazení (odstranění šumu), ostření, detekce hran, morfologické operace, převod do frekvenční oblasti, rekonstrukce obrazu z projekcí, apod.). Schéma transformace je na obrázku 1.8.



Obrázek 1.8: Schéma transformace vstupního obrazu $f(x, y)$ na výstupní obraz $g(x, y)$. Výsledek přeměny je popsán transformační funkcí $h(x, y)$.

Vztah mezi tvarem vstupní funkce obrazu $f(x, y)$ a výstupní obrazové funkce $g(x, y)$ lze matematicky vyjádřit jako konvoluci⁸ vstupního obrazu a transformační funkce $h(x, y)$:

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y) \quad (1.4)$$

V případě, že známe přetransformovaný obraz $g(x, y)$ a transformační funkci $h(x, y)$, potom je možné nalézt původní obrazovou funkci $f(x, y)$ pomocí zpětné transformace:

$$f(x, y) = h^{-1}(x, y) * g(x, y) \quad (1.5)$$

1.6.1 Lineární a nelineární funkce

Transformační funkce mohou být lineární (platí princip superpozice) i nelineární (neplatí princip superpozice). Mezi lineární transformační funkce patří např. posunutí, zrcadlení, otočení, změna měřítka nebo zkosení, dále pak funkce typu průměr, Gaussova funkce nebo gradientní funkce (1. a 2.

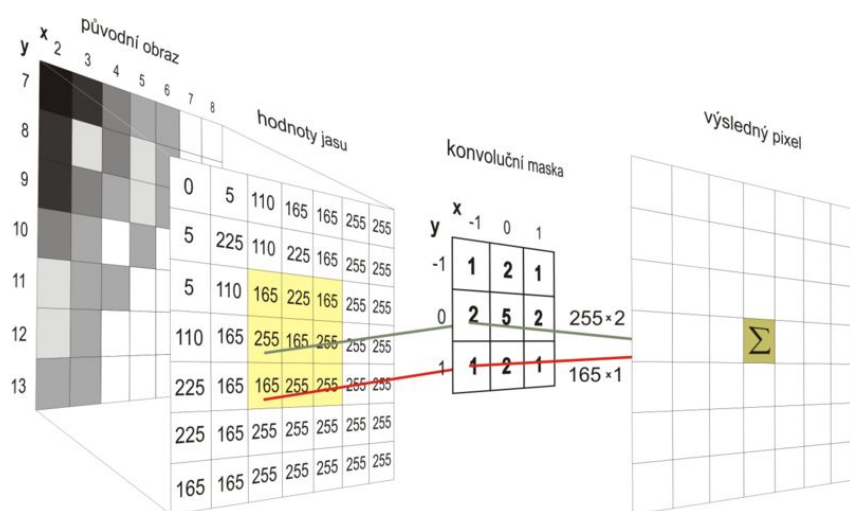
⁸Konvoluce (symbol $*$) je matematická operace definovaná rovnicí 1.6 (viz kapitola 1.6.2).

derivate). Příkladem nelineárních transformačních funkcí jsou např. funkce typu rozptyl, minimum, maximum, medián nebo funkce využívané v matematické morfologii – dilatace, eroze, otevření, uzavření, skeletonizace, aj.

1.6.2 Konvoluce

Konvoluce (symbol $*$) je matematická operace mezi dvěma funkcemi, která je v diskrétním dvourozměrném případě definována vztahem:

$$f(x, y) * h(x, y) = \sum_{i=-k}^k \sum_{j=-k}^k f(x - i, y - j) \cdot h(i, j) \quad (1.6)$$

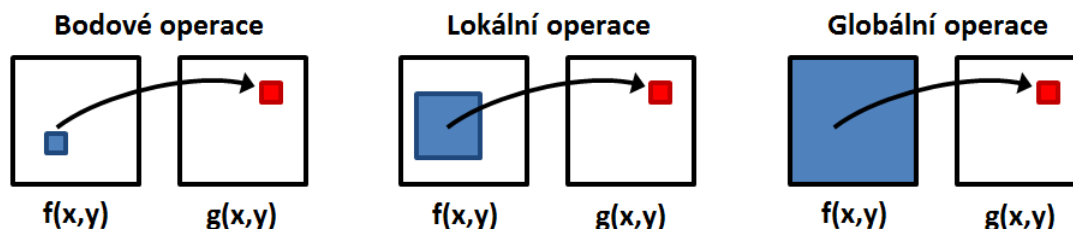


Obrázek 1.9: Schéma konvoluce. Princip je vysvětlen v textu.

Převzato z [http://cs.wikipedia.org/wiki. File:Konvoluce_2roznm_diskretni.jpg](http://cs.wikipedia.org/wiki/File:Konvoluce_2roznm_diskretni.jpg).

Transformační funkce $h(x, y)$ konvoluce se často označuje také jako konvoluční jádro. V případě diskrétní konvoluce lze jádro chápat jako matici hodnot (tzv. konvoluční maska). Položíme-li konvoluční masku na příslušné místo obrazu, potom je výsledek konvoluce takový, že vynásobíme hodnotu pixelů obrazu pokrytých konvoluční maskou příslušným koeficientem masky, všechny tyto hodnoty sečteme a dostaneme výslednou hodnotu obrazového bodu výstupního obrazu. Nová hodnota pixelu výstupního obrazu se obvykle dosazuje do místa, které odpovídá aktuální poloze středu konvoluční masky. Schéma konvoluce je na obrázku 1.9. Velikost konvoluční

masky určuje, kolik obrazových bodů vstupního obrazu ovlivní jeden pixel výstupního obrazu. Podle velikosti masky potom rozlišujeme bodové, lokální a globální konvoluční operace s obrazem.



Obrázek 1.10: Operace s obrazem rozlišujeme podle vlivu vstupního obrazu $f(x,y)$ na výsledný obraz $g(x,y)$.

1.6.3 Bodové operace

Bodové operace slouží k transformaci obrazu bod po bodu, přičemž každý bod výstupního obrazu je ovlivněn pouze jedním bodem vstupního obrazu (viz obrázek 1.10). Požadovaná závislost je obvykle realizována modifikační tabulkou LUT (z angl. Look Up Table), která nese informaci o transformaci každého daného bodu. Bodové operace se používají při úpravě barev (změna barevné škály, pseudobarvení), dynamického rozsahu, jasů nebo kontrastu, ale lze je aplikovat také při zvýrazňování nebo segmentaci obrazu (např. prahování).

1.6.4 Lokální operace

U lokálních operací je každý bod výstupního obrazu ovlivněn pouze okolními body vstupního obrazu pokrytými vhodnou konvoluční maskou (viz obrázek 1.10). Data se transformují takovým způsobem, aby byly v obraze zvýrazněny nebo potlačeny určité struktury – proces se často označuje jako filtrace. Filtrace se využívá zejména k vyhlazení obrazu, potlačení šumu, ostření obrazu, přípravě pro segmentaci (např. detekce hran) nebo pro morfologické operace s obrazem, rekonstrukci obrazu nebo detekci a klasifikaci objektů v obraze. Masky mohou mít různý tvar a velikost. Obvykle se používají čtvercové masky o velikosti od 3×3 po asi 9×9 .

1.6.5 Globální operace

Slouží k úpravě obrazu jako celku. Každý bod výstupního obrazu je u globálních operací ovlivněn všemi body vstupního obrazu (viz obrázek 1.10). Patří sem zejména restaurační mechanismy (odstranění zkreslení v obraze, rekonstrukce obrazu z projekcí, rekonstrukce hloubkového rozměru, potlačení šumu, aj.) nebo dvourozměrné transformace obrazu (např. Fourierova transformace, kosinová transformace, aj.). Globální úpravy lze použít také při kompresi obrazových dat, pro texturní analýzu nebo pro rozpoznávání objektů.

Kapitola 2

Ultrazvuková diagnostika

Ultrazvuková diagnostika je neinvazivní metoda, která slouží k zobrazení vnitřních struktur těla, přináší důležité informace o funkčním stavu a patologii tkání a pomáhá při odhalení a identifikaci mnoha nemocí, zdravotních problémů a komplikací. Ultrazvuková diagnostika je založena především na odrazu ultrazvukových vln na rozhraní prostředí s různými akustickými vlastnostmi. Je známo, že různé biologické tkáně mají odlišné akustické vlastnosti (tzv. akustická impedance), které určují velikost odrazu ultrazvuku od rozhraní dvou tkání. Méně obvyklé je měření útlumu ultrazvukových vln při průchodu měřeným prostředím. Zeslabení ultrazvuku je potom opět určeno akustickými vlastnostmi tkání.

Objev ultrazvukových vln je připisován italskému biologovi Lazzaro Spallanzanimu, který v roce 1794 demonstroval schopnost netopýrů orientovat se ve tmě pomocí odrazů vysokofrekvenčního neslyšitelného zvuku. Větší pozornost k ultrazvuku se však začala upírat až s objevem vhodných zdrojů vysokofrekvenčních mechanických vln. Na základě piezoelektrického jevu, který v roce 1880 objevili bratři Pierre a Jacques Curieové, zkonstruoval první piezoelektrický měnič Paul Langevin v roce 1916. V roce 1918 si dali Paul Langevin a Constantin Chilowsky patentovat systém pro podmořskou ultrazvukovou echolokaci, tj. vyhledávání a prostorová lokalizace objektů pomocí odrazu ultrazvukového vlnění. V roce 1928 získal ruský fyzik S. J. Sokolov patent na průchodovou metodu detekce skrytých vad materiálu pomocí ultrazvuku. Konstrukce měničů s fokusací byla popsána J. Gruetzmacherem v roce 1935. Rozhodující význam pro technické i lékařské aplikace však měly až práce F. A. Firestonea z počátku

čtyřicátých let 20. století. Tento americký vědec stál u zrodu ultrazvukového odrazového defektoskopu, který je přímým předchůdcem dnešních moderních průmyslových a lékařských ultrazvukových zobrazovacích systémů. V roce 1937 ohlásil svou metodu elektrické detekce prošlého ultrazvuku rakouský vědec s československými kořeny Karl Theodore Dussik. Rozhodující článek publikoval v roce 1942 a svou metodu se snažil využít pro zobrazení mozkových komor a pro detekci tumorů mozku. Myšlenku a výsledky Dussikovy práce poté převzaly např. významné výzkumné laboratoře firmy Siemens. Odrazovou metodu detekce ultrazvuku zavedli do medicínské praxe v roce 1949 George D. Ludwig a F. W. Struthers, kteří získali obraz na základě odrazů od cizích těles a žlučových kamenů v lidském těle. Zařízení pro dvojrozměrné zobrazení poprvé popsal John J. Wilde v roce 1950. Začátkem šedesátých let se ve Velké Británii a Japonsku objevily první komerční ultrazvukové lékařské přístroje pro dvojrozměrné zobrazení. V padesátých letech se začaly objevovat také první ultrazvukové metody založené na Dopplerově principu, který v roce 1842 popsal rakouský fyzik Christian Andreas Doppler. Vrchol vývoje ultrazvukových systémů zaznamenal ve své práci F. E. Barbera a spolupracovníci, vydané v roce 1974, v níž referoval o duplexním systému, spojujícím výhody dvojrozměrného zobrazení s měřením signálu od proudící krve.

2.1 Ultrazvuk

Ultrazvuk je mechanické kmitání částic látkového prostředí kolem rovnovážné polohy s frekvencí vyšší než je horní frekvenční hranice slyšitelnosti lidského ucha (>20 kHz). Podle frekvence kmitů se ultrazvuk často rozděluje na tři skupiny:

- *Nízkofrekvenční ultrazvuk* (asi 20 kHz až 100 kHz) se využívá zejména v ultrazvukové chirurgii, k čištění nástrojů a materiálů, apod.
- *Vysokofrekvenční ultrazvuk* (od 100 kHz) nachází uplatnění především v ultrazvukové terapii (přibližně 1 až 3 MHz), a zejména pak v ultrazvukové diagnostice (asi 2 až 40 MHz).

- V moderní literatuře se můžeme setkat také s pojmem *hyperzvuk*, který označuje oblast ultrazvuku o frekvenci vyšší než 1 GHz.

Vznik a šíření ultrazvukových vln prostředím je umožněno existencí vazebných sil mezi částicemi látky. Ultrazvuk se může šířit v podobě vlnění dvěma možnými způsoby: *podélně* (částice kmitají ve směru šíření vlnění) nebo *příčně* (pohyb částic se děje kolmo na směr šíření)¹ – viz obrázek 2.1. Při šíření vlnění podélnými vlnami (longitudinálními) dochází ke střídavému zhušťování (tlaková fáze, fáze komprese) a zředování (podtlaková fáze, fáze relaxace) částic prostředí.

Příčné vlnění (transverzální) se může šířit pouze prostředím, které odolává namáhání ve smyku, tj. v prostředí tuhém. V plynném a kapalném prostředí se tedy může ultrazvuk šířit pouze podélnými kmity částic, zatímco v pevných látkách se může šířit podélně i příčně. Podélné vlny lze proto považovat za nejdůležitější, protože se mohou šířit libovolným prostředím.

Matematicky lze ultrazvukové vlnění popsat vlnovou rovnicí:

$$\frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = c^2 \left(\frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} \right) = c^2 \nabla^2 \psi \quad (2.1)$$

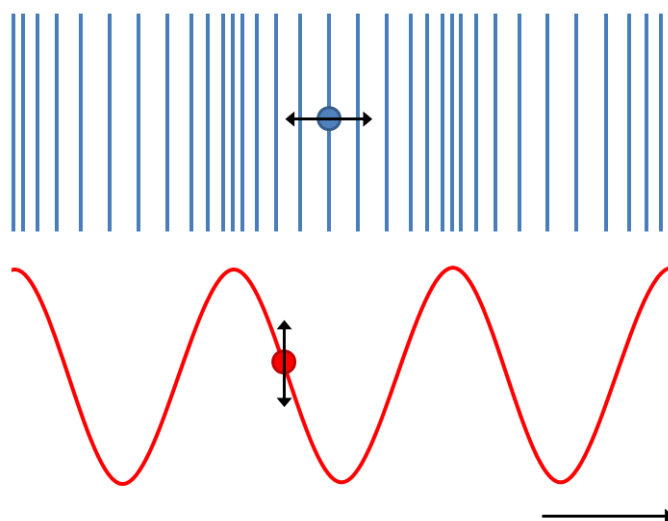
Kde:

$\psi(x, y, z, t)$: prostorově a časově závislá okamžitá výchylka
c	: rychlost šíření vlnění
∇	: Laplaceův operátor

Uvážíme-li jednorozměrný případ vlnové rovnice (2.1), potom je partiikulárním řešením rovnice harmonického pohybu ve tvaru:

$$y = y_m \sin(\omega t - kx) \quad (2.2)$$

¹Kromě podélných a příčných vln, které se šíří celým objemem látky, existují ještě povrchové Rayleighovy a Loveho vlny nebo vlny Lambovy. U Rayleighovy vlny kmitají částice látky kolmo na směr šíření vlny v rovině kolmé na povrch a pohybují se přitom po eliptické trajektorii. U Loveho vlny kmitají částice látky kolmo na směr šíření vlny v rovině rovnoběžné s povrchem. Lambovy vlny se šíří jako dvourozměrné vibrace ve volných deskách.



Obrázek 2.1: Ultrazvuk se může šířit prostředím podélnými nebo příčnými vlnami. U podélných vln částice kmitají ve směru šíření vlnění a dochází ke střídatému zhušťování a zředování částic prostředí. U příčných vln se pohyb částic děje kolmo na směr šíření vlnění.

Kde:

$y(x, t)$: okamžitá výchylka závislá na souřadnici x a čase t

y_m : amplituda výchylky

$\omega = 2\pi f$: úhlová frekvence

$k = \omega/c$: vlnové číslo

2.1.1 Rychlost šíření ultrazvuku

Rychlost šíření ultrazvukové vlny závisí na vlastnostech látkového prostředí, kterým se vlna šíří. Z fyzikálního hlediska mohou mechanické kmity vznikat pouze v látkových prostředích, která vykazují setrvačnost a pružnost (elasticitu). Setrvačnost souvisí s přenosem kinetické energie (šíření vlny prostorem); pružnost souvisí s přenosem potenciální energie (kmitání vlny). Setrvačnost prostředí je spojena s hmotností prostředí, tj. s jeho délkovou (dráty, struny), plošnou (membrány, desky) nebo objemovou hustotou; elasticita prostředí je naopak popsána příslušným modulem pružnosti², který

²Youngův modul pružnosti (E) pro deformaci tahem nebo tlakem, modul pružnosti ve smyku (G) pro smykovou deformaci nebo modul objemové pružnosti (K) pro objemovou deformaci látky.

Tabulka 2.1: Akustické vlastnosti biologických tkání.

Tkáň	Hustota ($10^{-3} \cdot \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	Rychlost šíření podélných vln (m/s)	Akustická impedance ($10^6 \cdot \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$)
tuk	0,97	1450	1,41
kůže	1,15	1730	1,99
mozek	1,03	1500	1,56
krev	1,06	1580	1,65
slezina	1,05	1566	1,65
sval	1,07	1585	1,70
srdce	1,045	1570	1,64
lebeční kost	1,90	4080	7,80
ledvina	1,036	1561	1,62
játra	1,06	1550	1,65
oční čočka	1,121	1647	1,85
sklivec	1,0037	1534	1,54
bělina	1,033	1650	1,61
rohovka	0,9447	1609	1,55
voda (20°C)	0,9982	1492	1,48
vzduch	0,00013	331	0,0004

popisuje souvislost mezi působením vnější síly a schopností vytvořit v látce vnitřní napětí. Kombinací setrvačných a pružných vlastností prostředí lze rychlost šíření ultrazvuku prostředím popsat rovnicí:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (2.3)$$

Kde:

K : modul objemové pružnosti (Pa)

ρ : hustota prostředí (kg/m^3)

Při pohledu na rovnici 2.3 je jasné, že čím silnější jsou vzájemné vazby mezi částicemi prostředí (tj. čím je prostředí pevnější a hustější), tím vyšší je v něm rychlost šíření ultrazvuku. Rychlost šíření podélných vln v některých biologických tkáních je uvedena v tabulce 2.1.

2.1.2 Akustická impedance

Akustická impedance (příp. vlnový odpor) je jedním z dalších důležitých parametrů, které charakterizují akustické vlastnosti prostředí. Akustická impedance z je svázána s akustickým tlakem³ ultrazvukové vlny p a rychlostí kmitů částic prostředí v vztahem:

$$z = \frac{p}{v} \quad (2.4)$$

Rovnice 2.4 je akustickou obdobou Ohmova odporového zákona ($R = U/I$), známého z elektřiny a magnetismu. Elektrickému napětí U odpovídá v rovnici 2.4 akustický tlak ultrazvukové vlny p , obdobou elektrického proudu I je rychlost kmitů částic prostředí v a elektrickému odporu R odpovídá vlnový odpor – akustická impedance z . Akustickou impedanci (rovnice 2.4) lze vyjádřit také jako součin hustoty prostředí ρ a rychlosti šíření ultrazvukové vlny c prostředím:

$$z = \rho c \quad (2.5)$$

Akustická impedance má rozhodující význam při ultrazvukovém zobrazování. Velikost rozdílu akustických impedancí dvou různých prostředí totiž rozhoduje o velikosti odrazu a průchodu ultrazvukových vln na rozhraní těchto prostředí. Na základě velikosti odrazu ultrazvuku od akustických rozhraní se pak sestavuje výsledný ultrazvukový obraz. Akustická impedance některých biologických tkáních je uvedena v tabulce 2.1.

2.1.3 Útlum ultrazvukových vln

Útlum ultrazvuku je charakterizován snižováním intenzity (energie a akustického tlaku) ultrazvukového vlnění ve směru šíření vlivem okolního prostředí. K útlumu dochází při průchodu svazku ultrazvukových vln hmotou několika způsoby: absorpcí, odrazem, lomem, ohybem a rozptylem.

³Akustický tlak p vzniká v látkovém prostředí při průchodu ultrazvukových vln. S kmitavým pohybem ultrazvukové vlny (rovnice 2.2) je akustický tlak svázán rovnicí $p(x, t) = c^2 \rho k y_m \cos(kx - \omega t)$, která říká, že akustický tlak je nulový při maximální amplitudě výchylky a naopak.

Při absorpci dochází podél směru šíření k postupnému snižování intenzity vlnění přeměnou akustické energie ultrazvukové vlny na teplo v důsledku vnitřního tření kmitajících částic prostředí. Ke snížení intenzity ultrazvukové vlny vlivem odrazu, lomu, ohybu a rozptylu dochází na nehomogenitách⁴ prostředí. K odrazu vlny mimo původní směr šíření dochází především na rozhraní dvou prostředí, která jsou mnohem větší než je vlnová délka ultrazvuku. Při dopadu ultrazvuku na takové rozhraní se část vlnění odráží a část vlnění proniká lomem hlouběji do látky. Velikost odrazu a rycůhodu závisí na rozdílu akustických impedancí obou prostředí (viz kapitola 2.1.4). Při dopadu vlny na částice prostředí, které jsou menší než je vlnová délka ultrazvuku, dochází hlavně k rozptylu⁵ vlnění a jen malá část vlnění se odráží zpět do původního směru. Rozptýlené ultrazvukové vlny a jejich interference vytvářejí v ultrazvukovém obraze typickou echotexturu např. parenchymových orgánů nebo pórovitých struktur.

Útlum ultrazvukových vln v látce lze matematicky popsat např. jako pokles amplitudy akustického tlaku p na jednotce tloušťky dx látky popsané koeficientem útlumu α ⁶:

$$dp = -p\alpha dx \quad (2.6)$$

Integrací rovnice 2.6 dostáváme vztah pro pokles amplitudy akustického tlaku p v závislosti na tloušťce vrstvy prostředí x :

$$p(x) = p_0 e^{-\alpha x} \quad (2.7)$$

Z rovnice 2.7 je patrné, že v prostředí s konstantním útlumem dochází k exponenciálnímu poklesu amplitudy akustického tlaku se vzdáleností. Doplňme, že koeficient útlumu prostředí bývá obvykle závislý na frekvenci ultrazvukového vlnění: $\alpha \sim f$. Ultrazvukové vlnění o vyšší frekvenci se tedy v látce více utlumuje a jeho průnik (penetrace) do hloubky se snižuje. Koeficienty útlumu některých biologických tkání jsou uvedeny v tabulce 2.2.

⁴Nehomogenity = odchylky od konstantních vlastností

⁵Rozptyl = „odraz“ vlny v různých místech do různých směrů

⁶Koeficient útlumu prostředí α se obvykle vyjadřuje v jednotkách decibel na metr (dB/m) a vyjadřuje míru útlumu ultrazvukové vlny ve vrstvě látky jednotkové tloušťky.

Tabulka 2.2: Koeficienty útlumu některých biologických tkání.

Tkáň	Koeficient útlumu pro $f=1$ MHz (dB/cm)
voda	0,002
krev	0,18
tuk	0,63
játra	0,5–0,94
ledviny	1,0
svaly	1,3–3,3
kost	5,0

2.1.4 Odraz a lom ultrazvukových vln

Šíření ultrazvukových vln při dopadu na rozhraní dvou prostředí se řídí zákony odrazu a lomu. Zákon odrazu říká, že úhel odrazu vlny od rozhraní dvou prostředí se rovná úhlu dopadu vlny na toto rozhraní ($\alpha_1 = \alpha_2$). Zákon lomu (Snellův zákon) popisuje vztah mezi úhlem dopadu vlny α_1 na rozhraní a úhlem lomu vlny α_2 a lze jej zapsat analogicky jako v optice, ve tvaru:

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (2.8)$$

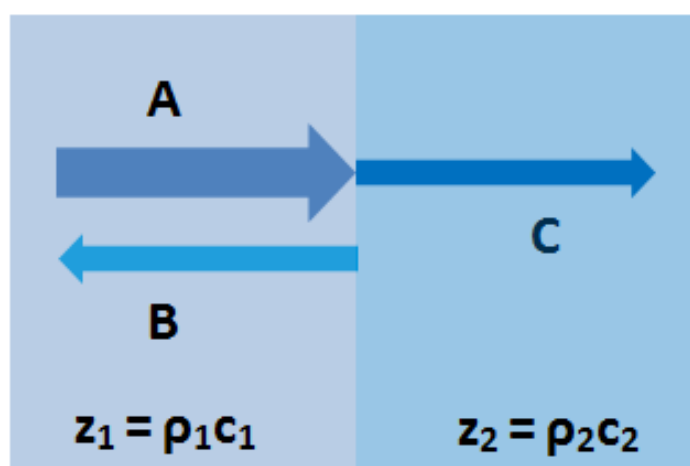
Kde:

n_1, n_2 : indexy lomu prostředí (analogie s optikou)

Pokud dopadne ultrazvuková vlna s akustickým tlakem p_A na rozhraní dvou prostředí s akustickými impedancemi $z_1 = \rho_1 c_1$ a $z_2 = \rho_2 c_2$, potom se část vlny s akustickým tlakem p_B odrazí zpět do prostředí, ze kterého původní vlna přišla, a část vlny s akustickým tlakem p_C projde lomem přes rozhraní do druhého prostředí. Z poměrů akustických tlaků jednotlivých vln potom můžeme určit důležité parametry rozhraní: koeficient odrazu R (poměr tlaků odražené a dopadající vlny) a koeficient průchodu D (poměr tlaků prošlé a dopadající vlny) – viz obrázek 2.2. Zanedbáme-li útlum vlnění, potom jsou koeficienty popsány rovnicemi:

$$R = \frac{p_B}{p_A} = \frac{z_2 - z_1}{z_1 + z_2}, \quad D = \frac{p_C}{p_A} = \frac{2z_2}{z_1 + z_2} \quad (2.9)$$

Znalost velikosti odrazu a průchodu (rovnice 2.9) je klíčová pro ultrazvukové zobrazování. Výsledný ultrazvukový obraz je totiž založen na detekci odražených vln. Při nulovém odrazu na rozhraní tedy není možné získat obraz tohoto rozhraní. Při maximálním odrazu na rozhraní zase není možné detekovat odrazy od rozhraní, která jsou uložena za ním.



Obrázek 2.2: Odraz a lom na rozhraní. Koeficient odrazu R je počítán jako poměr akustického tlaku odražené vlny (B) a dopadající vlny (A); koeficient průchodu D je určen jako poměr akustického tlaku prošlé vlny (C) a dopadající vlny (A).

2.2 Zdroje a přijímače ultrazvuku

Ultrazvukové vlnění se vysílá a přijímá pomocí elektroakustických měničů, které převádějí mechanickou energii ultrazvukové vlny na energii elektrickou a naopak. Pro aplikace ultrazvuku v medicíně lze použít piezoelektrické nebo magnetostrikční měniče, ve kterých dochází k transformaci energie prostřednictvím elektromagnetických a elastických vazeb mezi atomy a molekulami látky.

2.2.1 Piezoelektrické měniče

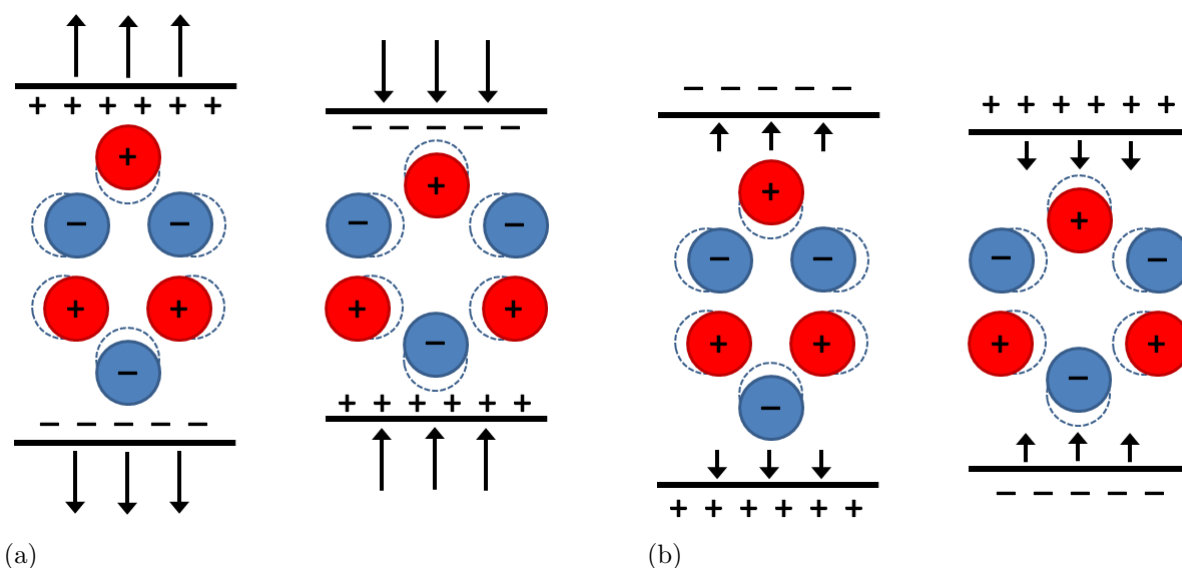
Některé přirozené nebo uměle vyrobené krystalické látky vykazují piezoelektrické vlastnosti. Ionty, které v takové látce vytvářejí krystalickou mřížku, jsou uspořádány takovým způsobem, že při deformaci krystalu vzniká na povrchu krystalu elektrický náboj, a krystal se naopak deformuje, je-li na něj přivedeno elektrické napětí.

- *Přímý piezoelektrický jev*: Při deformaci krystalu piezoelektrické látky dochází k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce tak, že se na povrchu krystalu vytvoří měřitelný elektrický náboj (viz obrázek 2.3a). Velikost generovaného náboje je přímo úměrná deformaci krystalu. Vzhledem k tomu, že většina krystalů je anizotropních, je velikost vytvořeného náboje závislá také směru namáhání krystalu vzhledem k jeho osám. Přímého piezoelektrického jevu se využívá k detekci ultrazvukových vln.
- *Nepřímý piezoelektrický jev*: Přivedením elektrického napětí na povrch krystalu piezoelektrické látky dojde k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce a krystal se deformuje (viz obrázek 2.3b). Velikost deformace je přímo úměrná velikosti přiloženého napětí. Nepřímého piezoelektrického jevu se využívá jako zdroje ultrazvukových vln.

Účinnost přeměny deformace na elektrické napětí a opačně popisují piezoelektrické konstanty. Dalším důležitým parametrem každého piezokrystalu je také jeho rezonanční frekvence, se kterou krystal kmitá po vybuzení střídavým elektrickým napětím. Ve stavu rezonance je vysílaný akustický tlak a tedy i energie ultrazvukové vlny největší. Resonanční frekvence krystalu je úměrná rychlosti šíření ultrazvukové vlny v materiálu měniče c_p a tloušťce měniče D :

$$f_0 = \frac{nc_p}{2D}, \quad n = 1, 3, 5, \dots \quad (2.10)$$

Číslo n v rovnici 2.10 určuje základní ($n = 1$) a vyšší harmonické frekvence rezonance krystalu. Při sudých harmonických frekvencích ($n = 2, 4, 6, \dots$) se vysílané a odražené vlny setkávají v protifázi a amplituda akustického tlaku je minimální. Sudé harmonické frekvence se proto nepoužívají.



Obrázek 2.3: (a) Přímý piezoelektrický jev: Při deformaci krystalu piezoelektrické látky dochází k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce tak, že se na povrchu krystalu vytvoří měřitelný elektrický náboj. (b) Nepřímý piezoelektrický jev: Přivedením elektrického napětí na povrch krystalu piezoelektrické látky dojde k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce a krystal se deformuje.

Kromě přirozených krystalů (např. křemen, turmalín, Seignettova sůl) mají piezoelektrické vlastnosti také některé uměle vytvořené krystaly jako lithiumsulfát a niobát olova. Značný význam mají v praxi také umělé polykrystalické látky jako např. PVDF (polyvinylidénfluorid) nebo bariumtitanátová a zirkonátová piezokeramika. Piezokeramika se vyrábí lisováním jemného prášku a následným vypalováním v tunelové peci. Tímto způsobem lze vytvořit měniče libovolného tvaru – destičky, hranoly, prstence, tyče, konvexně nebo konkávně zakřivené tvary, atd. Požadovaného tvaru měniče se dosáhne také jeho vyřezáním z krystalu podle určených řezů.

Každá látka s piezoelektrickými vlastnostmi může o tyto vlastnosti přijít působením teplot vyšších než je tzv. Curieova teplota, která je charakteristická pro každou piezoelektrickou látku. Při překročení Curieovy teploty piezoelektrické vlastnosti látky nenávratně mizí. Např. křemen má Curieovu teplotu 576 °C, zirkonátová keramika asi 320 °C, bariumtitanátová keramika asi 140 °C a Seignettova sůl je použitelná jen při teplotách asi 5 až 35 °C.

2.2.2 Magnetostrikční měniče

Magnetostrikční měniče pracují na principu magnetostrikce. Magnetostrikce je jev, při kterém dochází k deformaci magnetostrikčního materiálu po jeho vložení do magnetického pole a naopak při mechanickém namáhání magnetostrikčního materiálu dochází ke změně magnetizace a permeability této látky. U magnetostrikčních měničů definujeme obdobné konstanty jako u piezoelektrických měničů. Magnetostrikční měniče mohou produkovat ultrazvukové vlny pouze o frekvenci do asi 150 kHz a využívají se proto hlavně v technických oborech. V medicíně se s nimi lze setkat pouze u některých terapeutických zákroků, ovšem v lékařské diagnostice jsou nepoužitelné.

K magnetostrikčním látkám patří hlavně feromagnetické materiály (nikl, kobalt, permalloy, permendur, apod.) a některé nekovové práškové materiály, tzv. ferity (keramické oxidy). Tyto keramické materiály se tvarují lisováním a vypalují v pecích podobně jako piezokeramika. Jako magnetostrikční měniče lze použít také ražené kovové plechy, které se na sebe vrství do požadovaného tvaru.

2.3 Biologické účinky ultrazvuku

Přestože je ultrazvuk považován za bezpečný, mohou se jeho účinky projevit na živé organismy možnými riziky. Mezi živým objektem a ultrazvukovým polem dochází k vzájemným interakcím, které lze rozdělit podle převažujících účinků na aktivní a pasivní. Přibližná hranice mezi aktivním a pasivním působením ultrazvuku se udává intenzita vln $0,1 \text{ W/cm}^2$.

- Aktivní ultrazvuk se při svém šíření prostředím projevuje biologickými účinky, které lze rozdělit do tří skupin: tepelné jevy, kavitační jevy a netepelné a nekavitační jevy. Podstatou biologických účinků jsou fyzikální a chemické změny prostředí. Aktivní ultrazvuk se v lékařství využívá především v ultrazvukové terapii a chirurgii.
- Pasivní ultrazvuk se neprojevuje žádnými významnými fyzikálními ani chemickými změnami prostředí. Oproti aktivnímu ultrazvuku má nízkou intenzitu, a proto se využívá především v lékařské diagnostice.

2.3.1 Tepelné jevy

Projevují se tvorbou tepla, které vzniká v důsledku přeměny akustické energie během absorpce ultrazvukového vlnění ve tkáni. Z fyzikálního hlediska vzniká teplo v biologických prostředích dvěma způsoby: vnitřním třením a relaxačními procesy. V homogenním prostředí převládá vnitřní tření, zatímco v nehomogenním prostředí se uplatňují především relaxační děje⁷.

Při vzniku tepla v biologické tkáni je třeba rozlišovat dvě kritické teplotní hladiny. První kritická teplota se týká embryonálních tkání, které jsou mnohem citlivější a zranitelnější než tkáně dospělého jedince a mohou být poškozeny již při teplotách 39,5 °C. Druhá kritická teplota odpovídá teplotě 41 °C, při které mohou být poškozeny tkáně dospělého jedince.

Velikost přeměny akustické energie v teplo závisí na vlastnostech působícího ultrazvuku (intenzitě I a délce působení t) a vlastnostech tkáně (koeficientu absorpce α , hustotě ρ a měrné tepelné kapacitě tkáně c_m). Zanedbáme-li úniky tepla vlivem proudění krve, potom lze změnu teploty tkáně přibližně určit rovnicí:

$$\Delta T = \frac{2\alpha It}{\rho c_m} \quad (2.11)$$

Např. pro měkké tkáně ozvučované intenzitou 1 W/cm² vychází z rovnice 2.11 růst teploty asi o 0,8 °C/min. Rovnice 2.11 platí pouze při kontinuálním ozvučování. V případě pulzního ultrazvuku je nutné intenzity ultrazvukových vln přepočítat jako časový průměr intenzit všech aplikovaných pulzů. V reálných situacích je navíc třeba uvažovat ochlazování tkáně výměnou tepla do okolního prostředí vedením, prouděním krve nebo zářením.

2.3.2 Kavitační jevy

Ultrazvukovou kavitací se rozumí narušení kontinuity tekutého prostředí v podtlakové fázi ultrazvukové vlny, spojené se vznikem plynových (kavitačních) bublin. Počáteční stádia bublin se označují jako kavitační jádra.

⁷Nachází-li se systém ve stavu termodynamické nerovnováhy, proběhnou v něm nevratné relaxační procesy, během kterých přejde systém do rovnovážného stavu. Během relaxačních dějů dochází v systému k vyrovnání hustoty, koncentrací, teploty, aj.

- *Rezonanční kavitace (pseudokavitace)*: Plynové bubliny periodicky oscilují s frekvencí ultrazvukového vlnění. Oscilující vzduchové bubliny snižují energii ultrazvukové vlny jednak její přeměnou v teplo, jednak jejím rozptylem. Amplituda oscilací nastává při ozvučování frekvencí blízkou objemové rezonanci bublin, která souvisí s jejich velikostí. Pro volné sférické bubliny o poloměru R větším než cca $10 \mu\text{m}$ ve vodě potom nastává maximum oscilací přibližně při frekvenci ultrazvuku

$$f [\text{kHz}] \approx \frac{3280}{R [\mu\text{m}]} \quad (\text{pouze pro } R \geq 10 \mu\text{m}). \quad (2.12)$$

Pro bubliny menší než $10 \mu\text{m}$ se tlak působící na povrch bubliny stává mnohem více důležitější než zmenšování rozměru bubliny a rezonanční frekvence roste podle mnohem složitějších vzorců. Zatímco bublina o poloměru $10 \mu\text{m}$ rezonuje při frekvenci přibližně 328 kHz, bublina o poloměru $3,5 \mu\text{m}$ rezonuje při frekvenci okolo 1 MHz.

- *Kolapsová (přechodová) kavitace*: Bubliny periodicky zvětšují svůj objem a po dosažení jeho kritické hodnoty prudce kolabují. Kolaps bublin je doprovázen prudkým nárůstem teploty ($>10^3 \text{ K}$) a silným tlakovým rázem ($>10^6 \text{ Pa}$). Nahromaděná energie se může uvolnit také v podobě světelných záblesků. Často se kolabující bubliny rozpadnou na větší počet menších bublin, které se následně mohou stát novými kavitačními jádry. Při kolapsu často dochází k disociaci vodní páry v bublině za vzniku chemicky velmi reaktivních volných radikálů.

Práh, při kterém nastává kavitace, silně závisí na vlastnostech prostředí a frekvenci ultrazvuku. Pro vodné roztoky se jeho hodnota pohybuje okolo intenzity ultrazvuku 1 W/cm^2 . S rostoucí viskozitou prostředí se kavitační práh prudce zvyšuje. Fyzikální proces vzniku kavitace je velmi složitý a je zřejmě založen na termodynamických změnách fáze. Při podtlaku dochází k rozpínání kapaliny a ke změně kapalně fáze na plynnou. Při kolapsu naopak může docházet vlivem vysokého tlaku ke zkapalnění plynu uvnitř bubliny (např. vodní páry). Důležité je poznamenat, že kavitační jádra mohou vznikat pouze na površích jako jsou např. mikrobublinky plynu v kapalině, stěny nádoby, apod.

2.3.3 Netepelné a nekavitační jevy

Do skupiny netepelných a nekavitačních jevů patří zejména mechanické vlivy tlaku a radiačních sil ($F = pS$), které se v ozvučovaném prostředí projevují vznikem a změnami tlaku, napětí, pnutí, expanze, komprese, rychlosti nebo zrychlení částic prostředí. Jejich důsledkem je např. vznik deformací povrchu buněčných membrán nebo translační a rotační pohyb malých částic. V tekutých prostředích se často projevuje tixotropie (rozpuštění gelů na sol) nebo mikroproudění (cirkulace) tekutiny. Toto mikroproudění vně i uvnitř buněk může ovlivňovat některé biologické pochody.

2.4 Bezpečnost ultrazvuku

Pro diagnostické aplikace ultrazvuku je celosvětově doporučován tzv. princip ALARA (z angl. As Low As Reasonably Achievable). Princip se dá interpretovat asi takto:

„Použitá intenzita ani doba vyšetření by neměla překročit hodnotu nezbytně nutnou k získání požadované diagnostické informace.“ (Hrazdira, 2003).

Pro tyto účely se zavádějí dva indexy, které souvisejí s potenciálními rizikovými faktory: tepelný účinek ultrazvuku (tepelný index) a kavitace (mechanický index). Tepelný index (TI) se definuje jako poměr celkového použitého akustického výkonu přístroje k výkonu, který vyvolá zvýšení teploty tkáně o 1 °C za nejméně výhodných podmínek odvodu tepla. Teplotní rizika obvykle nastávají při hodnotě teplotního indexu $TI > 4$. Pro oko mohou nastat komplikace již při hodnotách $TI > 1$. Tepelné indexy se rozlišují podle typu ozvučované tkáně:

- *Index měkkých tkání (Soft Tissue Thermal Index – TIS)*: Informuje o riziku vzrůstu teploty při ozvučování měkkých tkáních.
- *Index lebeční kosti (Cranial Bone Thermal Index – TIC)*: Popisuje riziko vzrůstu teploty při ozvučování tkání v blízkosti lebeční kosti.
- *Kostní index (Bone Thermal Index – TIB)*: Informuje o riziku vzrůstu teploty při fokusaci ultrazvuku na rozhraní měkká tkáň-kost.

Mechanický index (MI) vychází ze skutečnosti, že kavitace je prahovým jevem závislým na druhu ozvučované tkáně a na frekvenci aplikovaných ultrazvukových vln. Hodnota mechanického indexu informuje o relativní možnosti vzniku kolapsové kavitace a vypočítá se jako poměr negativní amplitudy akustického tlaku a druhé odmocniny použité frekvence ultrazvuku.

$$MI = \frac{p}{\sqrt{f}} \quad (2.13)$$

Kde:

- p : amplituda akustického tlaku v MPa
- f : frekvence ultrazvuku v MHz

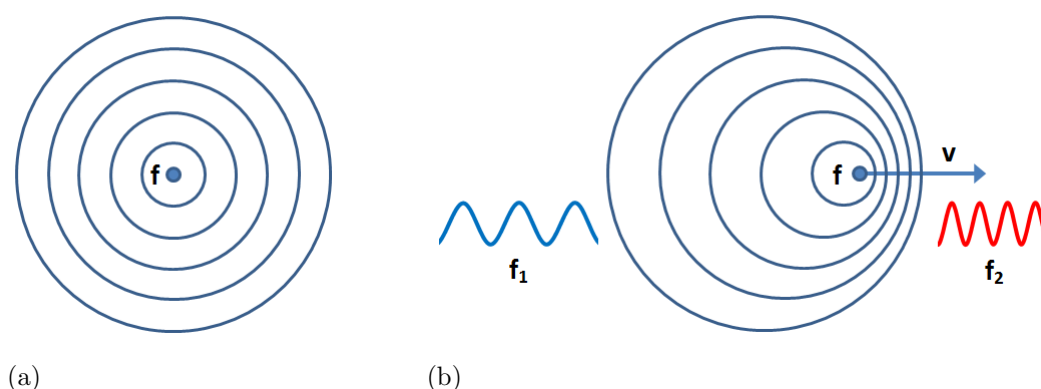
Rizika mohou obvykle nastat při hodnotách mechanického indexu $MI > 1,9$. Pro oko pak pro hodnoty $MI > 0,2$.

2.5 Dopplerův jev

Jako Dopplerův jev⁸ je označována změna detekované frekvence vlnění oproti konstantní vysílané frekvenci, ke které dochází při vzájemném pohybu zdroje a přijímače vln. Vysvětlení Dopplerova jevu je poměrně jednoduché: Pohybuje-li se zdroj vlnění směrem k pozorovateli (příp. pozorovatel směrem ke zdroji), potom pozorovatel vnímá vyšší frekvenci vlnění, než je skutečná vysílací frekvence zdroje. Pokud se zdroj vlnění naopak pohybuje směrem od pozorovatele (příp. pozorovatel od zdroje), potom pozorovatel vnímá nižší frekvenci vlnění, než je skutečná vysílací frekvence zdroje. Tato změna frekvence je způsobena nahušťováním, resp. zředňováním vlnoploch vlnění ve směru pohybu zdroje nebo pozorovatele (viz obrázek 2.4b). Jsou-li vůči sobě zdroj vlnění i pozorovatel v klidu, potom k žádné změně vnímané frekvence nedochází (viz obrázek 2.4a). Matematicky lze Dopplerův jev popsat obecnou rovnicí:

$$f' = f \frac{\mathbf{c} \pm \mathbf{u}}{\mathbf{c} \mp \mathbf{v}} \quad (2.14)$$

⁸Nazývaný podle rakouského matematika a fyzika Ch. A. Dopplera.



Obrázek 2.4: (a) Jsou-li vůči sobě zdroj vlnění i pozorovatel v klidu, potom nedochází k žádné změně vnímané frekvence. (b) Při vzájemném pohybu zdroje vlnění nebo pozorovatele dochází ke změně frekvence vlnění oproti konstantní vysílané frekvenci. Změna frekvence je způsobena nahušťováním, resp. zřed'ováním vlnoploch vlnění ve směru pohybu zdroje nebo pozorovatele.

Kde:

- f : skutečná frekvence zdroje vlnění
- f' : pozměněná frekvence, kterou vnímá pozorovatel
- \mathbf{c} : vektor rychlosti šíření vlnění prostředím
- \mathbf{v} : vektor rychlosti pohybu zdroje vlnění
- \mathbf{u} : vektor rychlosti pohybu pozorovatele

Znaménka v čitateli a jmenovateli zlomku rovnice 2.14 určíme z teorie Dopplerova jevu podle tabulky 2.3. Vzájemný pohyb zdroje vlnění a pozorovatele směrem k sobě musí vést ke zvýšení vnímané frekvence ($f' > f$); vzájemný pohyb zdroje a pozorovatele směrem od sebe vede ke snížení vnímané frekvence ($f' < f$).

Na závěr je důležité poznamenat, že Dopplerův jev nastává nejen u ultrazvukového vlnění, ale ve větší, či menší míře u každého mechanického i elektromagnetického vlnění (např. modrý a rudý posuv záření hvězd).

2.5.1 Aplikace Dopplerova jevu

V lékařské diagnostice nacházejí dopplerovské metody široké uplatnění. Slouží nejen k měření rychlosti a průtoku krve cévami a srdcem, ale využívají

Tabulka 2.3: Zápis znamének v rovnici Dopplerova jevu.

Směr pohybu	Rychlost	Frekvence
pohyb pozorovatele směrem ke zdroji	$+u$	$f' > f$
pohyb pozorovatele směrem od zdroje	$-u$	$f' < f$
pohyb zdroje směrem od pozorovatele	$+v$	$f' < f$
pohyb zdroje směrem k pozorovateli	$-v$	$f' > f$

se také k diagnostice pohybů srdeční stěny (stanovení tepové frekvence), srdečních chlopní, cévních stěn, nebo k vyšetření peristaltických pohybů stěn trávicí trubice.

Na měřené těleso se nechá dopadat ultrazvukové vlnění o určité konstantní frekvenci f_v . Pokud je měřené těleso v klidu, pak se frekvence odraženého ultrazvuku nezmění a dopplerovský přístroj vyhodnotí nulovou rychlost pohybu. Při pohybu tělesa se ultrazvuk odrazí s pozměněnou frekvencí f_d :

$$f_d = \frac{2f_v v \cos \theta}{c} \quad (2.15)$$

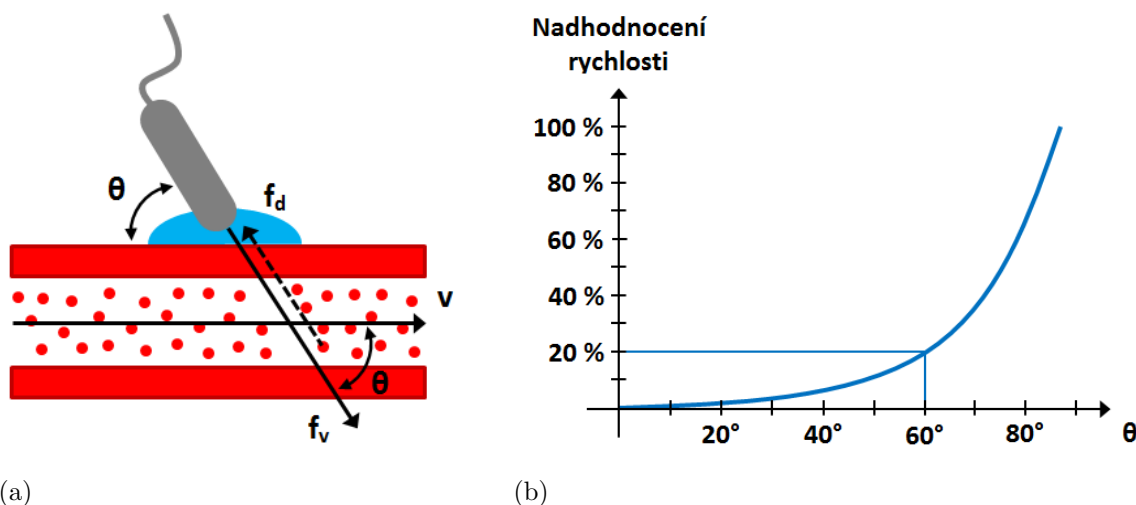
Kde:

- c : rychlost šíření ultrazvuku prostředím
- f_v : frekvence vlnění vysílaná zdrojem
- f_d : frekvence odraženého vlnění

Pohyb tělesa ve směru šíření ultrazvukových vln snižuje frekvenci odraženého vlnění; pohyb tělesa proti směru šíření ultrazvuku zvyšuje frekvenci odražených ultrazvukových vln. Rozdíl mezi kmitočtem vysílaného a přijímaného signálu (tzv. dopplerovský posuv) je ve výsledku úměrný rychlosti pohybu měřeného tělesa v :

$$v = \frac{f_d c}{2f_v \cos \theta} \quad (2.16)$$

Úhel θ (tzv. dopplerovský úhel) v rovnicích 2.15 a 2.16 je úhel, který svírá směr vysílaného ultrazvukového vlnění s vektorem rychlosti pohybu



Obrázek 2.5: (a) Rychlost pohybu v je úměrná rozdílu vysílané (f_v) a detekované (f_d) frekvence ultrazvukových vln a závisí také na velikosti dopplerovského úhlu θ , který svírá směr vysílaného ultrazvukového vlnění s vektorem rychlosti pohybu měřeného tělesa. (b) Kritické nahodnocení ($>20\%$) naměřené rychlosti vzniká především při dopplerovských úhlech θ vyšších než 60° .

měřeného tělesa (viz obrázek 2.5a). Velikost dopplerovského úhlu je zásadní pro přesné stanovení rychlosti pohybu. Kritické nahodnocení ($>20\%$) naměřené rychlosti pohybu (rovnice 2.16) vzniká především při dopplerovských úhlech $\theta > 60^\circ$ (viz obrázek 2.16b). Úhel 60° je proto mezinárodně uznáván jako maximální úhel doporučený pro dopplerovská měření.

Při měření rychlosti průtoku krve cévami se využívá zpětného rozptylu ultrazvukového vlnění od krevních elementů, zejména pak od červených krvinek, vzhledem k jejich velikosti a počtu. Přitom platí, že amplituda odražené ultrazvukové vlny je úměrná druhé mocnině celkového počtu odražečů. U ostatních aplikací se ultrazvuk odráží od pohybující se srdeční stěny nebo chlopně, příp. od pulsujících cévních stěn nebo stěn trávicí trubice. Frekvence vysílaného ultrazvuku se ve všech případech obvykle volí tak, aby rozdílový kmitočet (dopplerovský frekvenční posun) ležel v oblasti slyšitelného zvuku, který se přenáší do reproduktoru přístroje. Zvukový signál tímto během vyšetření velmi napomáhá obsluhujícímu personálu v akustickém monitorování, kdy výška tónu odpovídá rychlosti proudění (příp. rychlosti pohybu stěn) a jeho intenzita je úměrná množství odražečů.

Z dopplerovského měření rychlosti lze přibližně určit také objemový průtok Q krve plochou průřezu cévy S :

$$Q = \frac{\bar{v}S}{\cos \theta} \quad (2.17)$$

Plocha průřezu cévy se nejčastěji předpokládá tvaru kruhu ($S = \pi r^2$). Odchyly od tohoto tvaru a nepřesnosti při stanovení rozměru cévy ovšem mohou vést ke značným chybám naměřeného průtoku. V rovnici 2.17 si také všimněme, že pro výpočet objemového toku je nutné znát střední rychlost toku krve v celém průřezu cévy. Za optimálních podmínek by tato podmínka vyžadovala ozáření celé průřezové plochy cévy ultrazvukem. To však není vždy možné. Problém nastává např. u dospělých jedinců při měření průtoku krve srdcem a velkými tepnami, kdy ultrazvukový paprsek vyzařovaný sondou nepokryje celou plochu srdce nebo cévy. Pro velmi přesná měření je proto nutné provádět měření v oblastech s relativně plochým profilem proudění, kde je rychlost toku krve v každém místě průřezu cévy prakticky stejná. Tato podmínka je splněna především ve velkých tepnách v blízkosti srdce. V periferních tepnách získává rychlostní profil proudění krve spíše parabolický charakter a přesnost měření se výrazně snižuje.

2.6 Diagnostický ultrazvuk

V různých aplikacích ultrazvuku v praxi se můžeme setkat s mnoha odlišnými metodami měření. V medicínských aplikacích se nejčastěji používá metoda průchodu a metoda odrazu:

- *Metoda průchodu:* Je založena na průchodu ultrazvukových vln vyšetřovaným prostředím, přičemž jednou sondou je ultrazvuk vysílán a druhou, která je umístěna souose na protilehlé straně, je přijímán. Metoda je vhodná k vyšetřování změny útlumu ultrazvuku (např. vyšetřování stavu kostí při tzv. kostní denzitometrii).
- *Metoda odrazu:* Je dnes nejpoužívanější metodou ultrazvukového měření. Ultrazvuková sonda vysílá do vyšetřovaného prostředí ultrazvukové vlnění, které se po odrazu od rozhraní uvnitř prostředí vrací zpět

do téhož elektroakustického měniče v sondě nebo do jiného měniče umístěného ve stejné nebo oddělené přijímací sondě. Metoda má nepostradatelný význam v lékařské diagnostice.

Ultrazvuková diagnostika využívá především metody založené na odrazech ultrazvukových vln od rozhraní různě hustých prostředí, tj. od rozhraní prostředí s různou akustickou impedancí (viz kapitola 2.1.2). Platí, že čím je rozdíl akustických impedancí prostředí větší, tím větší je intenzita odraženého ultrazvuku (viz kapitola 2.1.4).

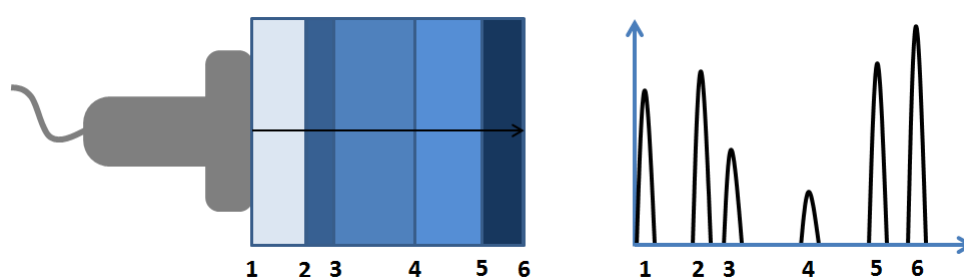
Diagnostickým ultrazvukem můžeme vyšetřovat prakticky všechny tělní orgány, kromě orgánů naplněných vzduchem (např. střeva nebo plíce). Při dopadu ultrazvukových vln na rozhraní tkáň-vzduch totiž dochází k velmi intenzivnímu (až totálnímu) odrazu a jen velmi malá část energie vlnění prochází přes rozhraní do plynného prostředí. Problém nastává také při vyšetření orgánů, které leží v tzv. akustickém stínu kompaktních struktur (např. kalcifikace, kosti nebo konkrementy). Také v tomto případě dochází na rozhraní pevné a měkké tkáně k velmi výraznému odrazu ultrazvukových vln, který snižuje průchod vlnění do větších hloubek tkáně.

Diagnostické ultrazvuky pracují především s ultrazvukovým vlněním o frekvenci od 1 do asi 20 MHz. Vyšší frekvence obvykle vedou k lepší rozlišovací schopnosti přístroje; na druhé straně jsou ultrazvukové vlny s vyšší frekvencí ve tkáni více absorbovány a mají menší schopnost penetrace do hloubky tkáně. Obecně platí, že sondy s nižší frekvencí jsou vhodné k vyšetření orgánů ležících v hloubce, zatímco sondami s vysokou frekvencí je možné vyšetřovat pouze orgány uložené těsně pod kůží.

Problémy s rozdílným zeslabením ultrazvuku o konstantní frekvenci v různých hloubkách tkáně vedou k problémům, že odrazy vznikající na stejných akustických rozhraních, ale v různých hloubkách tkáně, nebudou dávat stejně intenzivní signály. Kompenzace ztráty intenzity signálů přicházejících z větších hloubek se řeší výpočetně přímo v ultrazvukových přístrojích tzv. hloubkovým vyrovnáváním: např. techniky TGC (z angl. Time Gain Control – časová kompenzace zisku) nebo DGC (z angl. Depth Gain Control – hloubková kompenzace zisku). Výsledkem je rovnoměrné rozložení jasů v celém ultrazvukovém obraze.

2.7 A-mód

Nejjednodušší modalitou ultrazvukového obrazu je jednorozměrný A-mód (z angl. Amplitude). Tento mód zaznamenává amplitudy (výchyly) elektrických signálů vzniklých na přijímacím měniči po detekci ultrazvukových odrazů na jednotlivých rozhraních. Polohy výchytek v obraze odpovídají místům odrazu ultrazvuku ve tkáni; velikost amplitudy výchytek informuje o množství odražené akustické energie (viz obrázek 2.6). S A-módem se dnes ještě můžeme setkat např. v oftalmologii.



Obrázek 2.6: A-mód zobrazení: Odrazy ultrazvukových vln od akustických rozhraní vytvářejí jednorozměrný signál výchytek. Polohy výchytek v obraze odpovídají místům odrazu ultrazvuku ve tkáni; velikost amplitudy výchytek informuje o množství odražené akustické energie.

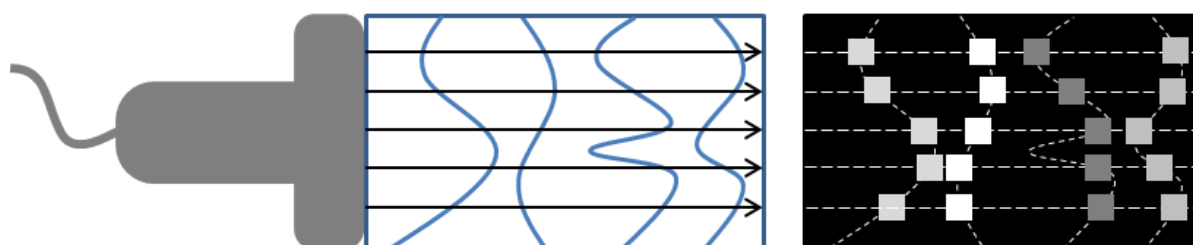
2.8 B-mód

B-zobrazení (z angl. Brightness – jas) poskytuje dvourozměrný obraz zkoumané oblasti v podobě světelných bodů (pixelů) na obrazovce. Jas každého bodu odpovídá intenzitě elektrických signálů generovaných přijímacím měničem, tedy velikosti odrazů ultrazvukových vln. Čím je odraz větší, tím je příslušný pixel obrazu světlejší. Pro zobrazení jednotlivých pixelů na obrazovce se obvykle používá škála šedi o 256 odstínech. U moderních ultrazvukových přístrojů se lze setkat i s volitelnou barevnou škálou.

Poloha každého pixelu v obraze odpovídá místu odrazu ultrazvukového paprsku v měřené oblasti. Používají se sondy s mnoha měniči, které vytvářejí více ultrazvukových paprsků současně. Uspořádání měničů v ultrazvukové sondě určuje také geometrii výsledného obrazu. Běžně se používají lineární

sondy (pravoúhlý obraz), sektorové sondy (sektorový obraz) a konvexní sondy (kombinace pravoúhlého a sektorového obrazu) – viz kapitola 2.15. Princip vzniku ultrazvukového B-obrazu je na obrázku 2.7.

Kromě běžného dynamického B-zobrazení se lze v medicínské praxi často setkat také se statickým 3D zobrazením nebo dynamickým 3D zobrazením v reálném čase (tzv. 4D zobrazení), které dokáže zaznamenat pohyb v zobrazované oblasti. Trojrozměrné zobrazení se realizuje počítačovou rekonstrukcí ze série mnoha B-obrazů nebo pomocí tzv. 3D ultrazvukových sond, které jsou vhodné také pro zobrazení časového vývoje trojrozměrného obrazu.



Obrázek 2.7: B-mód zobrazení: Odrazy ultrazvukových vln od akustických rozhraní vytvářejí dvourozměrný obraz složený z jednotlivých světelných bodů. Jas každého bodu odpovídá velikosti odrazů ultrazvukových vln; poloha každého pixelu v obraze odpovídá místu odrazu ultrazvukového paprsku v měřené oblasti.

2.8.1 Echogenita tkání

Amplituda detekované ultrazvukové vlny reprezentuje míru odrazu ultrazvuku v objemovém elementu (voxelu) tkáně a určuje stupeň jasu obrazového bodu (pixelu). Podle velikosti odrazu a výsledného jasu stanovujeme tzv. echogenitu (odrazivost) jednotlivých struktur. Rozlišujeme:

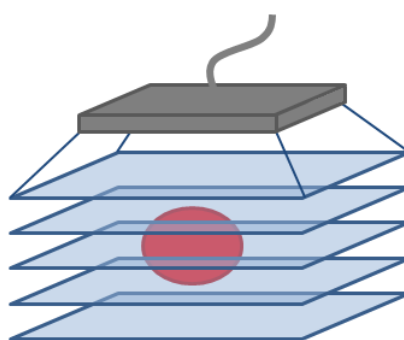
- *Hyperechogenní struktury*: Vykazují silné odrazy ultrazvuku a jsou zobrazeny jasnými/bílými pixely. Např. kosti, kalcifikace, konkrementy, aj.
- *Hypoechogenní struktury*: Vykazují slabé odrazy ultrazvuku a jsou zobrazeny tmavými/šedými pixely. Např. měkké tkáně, některá patologická ložiska, aj.

- *Anechogenní struktury*: Jsou zobrazeny bez jasu/černými pixely. Např. homogenní struktury, tekutiny, aj.
- *Izoechogenní struktury*: Jsou různé struktury, které mají stejnou echogenitu (jas) jako jejich okolí.

Echogenitu tkáně lze zvýšit pomocí kontrastních látek. Typicky se jedná o mikrobubliny plynu (např. vzduch, těkavé uhlovodíky), které se vpravují do těla. Mikrobubliny mohou být volné nebo tzv. enkapsulové, uzavřené ve vhodném obalu nejčastěji z biopolymeru. Pro zvýšení kontrastu tkáně se kontrastní látka váže na vhodný ligand, který vytváří specifickou vazbu s určitou tkání.

2.9 C-mód

Kromě dvourozměrného B-módu existuje ještě speciální C-zobrazení, kterým lze zaznamenat plošný řez vyšetřovanou oblastí v určité hloubce. K vytvoření C-obrazu jsou potřeba ultrazvukové sondy tvořené dvourozměrným polem měničů. Nejčastěji se C-obraz snímá jako plošný řez zkoumaným prostředím, který je rovnoběžný s rovinou pole měničů (viz obrázek 2.8). Počítačovou rekonstrukcí lze navrstvením C-snímků z různých hloubek na sebe sestavit trojrozměrný 3D model zkoumané oblasti. C-mód nalézá uplatnění hlavně v technických aplikacích. V medicíně se téměř nepoužívá.



Obrázek 2.8: C-mód zobrazení: Výsledkem je plošný řez vyšetřovanou oblastí v určité hloubce. Nejčastěji se C-obraz snímá jako plošný řez zkoumaným prostředím, který je rovnoběžný s rovinou dvourozměrného pole měničů sondy.

2.10 Dopplerovské zobrazení (D-mód)

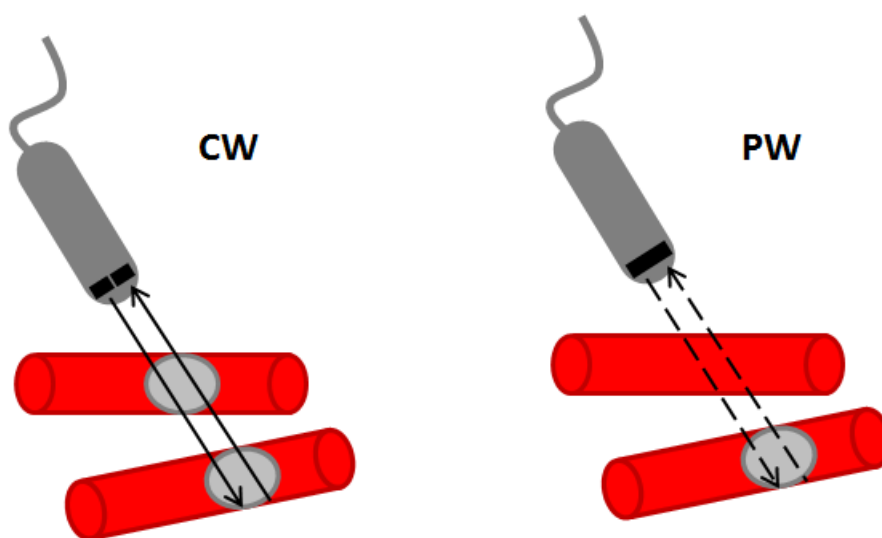
Dopplerovské zobrazení (D-mód) se využívá k měření rychlosti pohybu pohyblivých struktur. Nejjednodušší dopplerovské přístroje (tzv. spektrální) zaznamenávají rychlost pouze jednorozměrným způsobem, podél jediného ultrazvukového svazku, a rozlišují se na dva typy: impulzní nebo kontinuální dopplery. Výsledkem obou metod je spektrální křivka rychlosti. Složitější dopplerovské systémy (tzv. barevné) umožňují zaznamenat rychlost a směr pohybu ve dvou rozměrech (v tzv. barevném okně). Dopplerovské signály jsou získávány podél mnoha ultrazvukových paprsků podobně jako u dvou-rozměrného B-zobrazení. Poslední skupinu dopplerovských systémů tvoří tzv. power dopplery (energetické dopplery), které nezaznamenávají směr, ale velikost (energii) toku.

2.10.1 Impulzní dopplerovské systémy

Impulzní (Pulsed Wave – PW) dopplerovské systémy pracují s ultrazvukovým signálem v podobě impulzů. K vysílání i příjmu signálu slouží pouze jeden piezoelektrický měnič. Četnost ultrazvukových impulzů (doba mezi dvěma po sobě jdoucími impulzy) je dána tzv. opakovací (vzorkovací) frekvencí, která je omezena pouze dobou potřebnou k tomu, aby vyslaný impulz dosáhl měřeného místa (tzv. vzorkovací objem) a po odrazu se vrátil zpět k měniči. Časová prodleva mezi vysláním impulzu a jeho zachycením po odrazu určuje hloubku, ve které je možné rychlost pohybu měřit (viz obr. 2.9). Velikost vzorkovacího objemu je určena délkou vysílaného impulzu.

Impulzní dopplery se v medicíně využívají především k měření rychlosti a odlišení charakteru krevního toku (laminární nebo turbulentní). Na spektrální křivce se laminární proudění projevuje uspořádaným charakterem spektra, zatímco turbulentní proudění se ve spektru vyznačuje naprostou vektorovou i energetickou nejednotností (chaotické uspořádání spektra). Akustickou kontrolou je laminární proudění indikováno melodickým zvukem o různé frekvenci, zatímco turbulentní proudění se projevuje „hrčivým“ nebo „harašivým“ tónem. Při vyšetřování rychlosti krevního toku v cévách je žádoucí, aby velikost vzorkovacího objemu pokryla celý průměr vyšetřované cévy.

Nevýhodou impulzních dopplerovských systémů je existence maximální měřitelné rychlosti pohybu, která je dána dopplerovským frekvenčním posuvem, a která souvisí s opakovací frekvencí vysílání impulzů. Maximální měřitelný frekvenční posuv, a tedy i maximální měřitelná rychlost pohybu, odpovídá tzv. Nyquistovu limitu (viz kapitola 1.5). Při překročení Nyquistova limitu se v obraze začne projevovat aliasing artefakt – rychlosti vyšší než maximální měřitelná rychlost se objeví v opačné části grafu a jsou chybně vyhodnoceny jako tok s opačným směrem proudění. Platí, že čím vyšší opakovací frekvenci impulzů zvolíme, tím vyšší frekvenci odražených ultrazvukových vln můžeme detekovat, a tím vyšší rychlosti pohybu můžeme v daném vzorkovacím objemu měřit. Na druhou stranu se zvýšením opakovací frekvence omezí hloubka, do které je možné zaměřit vzorkovací objem. Při rychlostech toku vyšších než 4 m/s se již aliasing artefaktu zbavit obvykle nelze.



Obrázek 2.9: Kontinuální (CW) a impulzní (PW) dopplerovské systémy.

2.10.2 Kontinuální dopplerovské systémy

Kontinuální (Continuous Wave – CW) dopplerovské systémy pracují s kontinuálním ultrazvukovým signálem. Signál je neustále jedním měničem

vysílán a druhým měničem detekován. Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu, aby se vysílaný i přijímaný ultrazvukový svazek překrývaly v tzv. citlivé oblasti, ve které lze rychlost pohybu měřit.

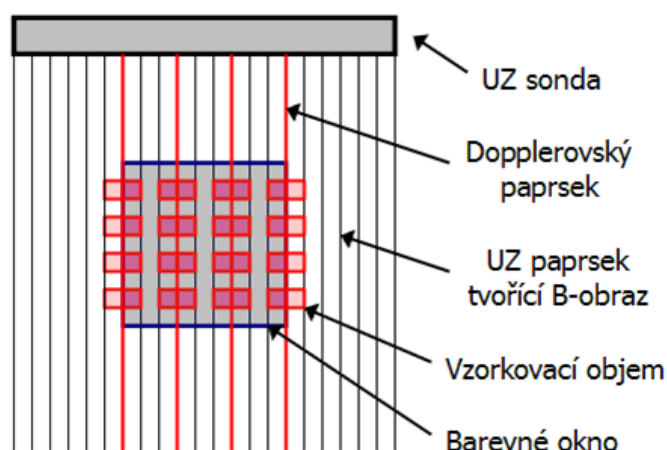
Dle konstrukce se CW dopplerovské přístroje rozlišují na směrové nebo nesměrové. Nesměrové systémy poskytují informaci pouze o průměrné průtokové rychlosti, bez možnosti směrového rozlišení, u směrových systémů je možné zaznamenat jak dopředné (pohyb směrem k sondě), tak i zpětné (pohyb směrem od sondy) toky krve.

Protože je ultrazvuk vysílán u CW systémů kontinuálně, neuplatňuje se zde opakovací frekvence a neexistence Nyquistova limitu neomezuje maximální měřitelnou rychlost pohybu. Kontinuální systémy tedy umožňují měřit libovolně vysoké rychlosti. Kontinuální signál na druhou stranu neumožňuje odlišit odrazy signálu z různých hloubek. Kontinuální systémy nejsou schopny detekovat signály ze zvoleného vzorkovacího objemu, jako tomu je u impulzních systémů, ale zaznamenávají odražené signály v celé délce ultrazvukového svazku. Výsledný naměřený signál tak může obsahovat informace o rychlosti z více cév současně (viz obrázek 2.9). Tyto systémy jsou proto vhodné především k detekci rychlosti krevního toku v cévách uložených v malé hloubce pod kůží.

2.10.3 Barevné dopplerovské systémy

Barevné dopplerovské systémy měří rychlost pohybu pomocí několika ultrazvukových paprsků s velkým počtem měřících vzorkovacích objemů. Výsledkem měření je dvourozměrný B-obraz, přes který je superponován barevný dopplerovský signál rychlosti. Rychlost pohybu je vyhodnocována pouze v definovaném výřezu B-obrazu (tzv. barevné okno). Měření lze provést např. tak, že liché ultrazvukové paprsky tvoří B-obraz a sudé paprsky měří rychlost ve zvoleném barevném okně (viz obrázek 2.10).

Informace o rychlosti se pro každý pixel v okně kóduje barvou, která nese informaci o směru (např. červená pro pohyb k sondě, modrá pro pohyb od sondy) i o velikosti rychlosti (sytost barvy). Nevýhodou barevného dopplera je nízká citlivost pro malé rychlosti a malé toky, velká výpočetní náročnost a dlouhá doba nutná ke vzniku barevného obrazu. Nevýhodou je rovněž to, že tyto systémy vyhodnocují pouze střední rychlosti toku.



Obrázek 2.10: Barevný doppler: Rychlost pohybu je měřena pomocí několika ultrazvukových paprsků s velkým počtem měřících vzorkovacích objemů. Výsledkem je dvou-rozměrný ultrazvukový B-obraz, přes který je superponován barevný dopplerovský signál rychlosti. Rychlost pohybu je vyhodnocována pouze v definovaném barevném okně. Některé ultrazvukové paprsky tvoří B-obraz, jiné vyhodnocují rychlost pohybu.

2.10.4 Energetické dopplerovské systémy

Zobrazení pomocí power dopplerovských systémů poskytuje informaci o energii toku, která je úměrná druhé mocnině rychlosti toku a počítá se jako integrál křivky (plocha pod křivkou). Výsledkem měření není informace o směru proudění, ale pouze o velikosti toku. Výsledek se zobrazuje ve zvoleném barevném okně podobně jako u barevného dopplera. Velikost toku (větší nebo menší tok) je obvykle kódována odstíny oranžové barvy.

Výhodou energetického dopplera je jeho velmi vysoká citlivost měření energie a téměř úplná nezávislost měření na úhlu mezi osou cévy a směrem ultrazvukových paprsků. I při kolmé aplikaci ultrazvuku lze totiž ve vyšetřovací sondě vždy nalézt nějaké měniče, které svírají se směrem toku krve trochu jiný úhel než 90° . V cévě je tedy vždy možné naměřit jisté nenulové rychlosti toku, které po umocnění a integraci poskytují dostatečně velký signál velikosti (energie) toku. Metoda je tedy schopna zobrazit i velmi pomalé průtoky a s výhodou se uplatňuje při měření velikosti perfuze (prokrvení) vyšetřované tkáně nebo při hodnocení toku krve ve tkáních se složitými úhlovými poměry.

2.10.5 Tkáňový doppler

K zobrazení pohybu tkání lze využít techniku tkáňového dopplera (Doppler Tissue Imaging – DTI). Metoda je obdobou barevného dopplerovského systému, ale je uzpůsobena pro detekci malých rychlostí pohybu tkáně ve srovnání s mnohem vyššími rychlostmi toku krve. Z obrazu rychlosti pohybu lze usuzovat na velikost a rychlost deformace tkáně. Metoda může být kombinována s M-zobrazením a poskytuje tak nejen informaci o rychlosti pohybu tkáně, ale také rychlostní profil pohybu tkáně ve směru zvoleného ultrazvukového paprsku. Technika DTI se v praxi příliš neuplatňuje, ale lze se sní setkat v kardiologických aplikacích nebo při studiu pohybu cév. Metoda má stejné nevýhody jako impulzní dopplerovské systémy. Zejména omezení související s opakovací frekvencí impulzů (Nyquistův limit) a značná závislost naměřených výsledků rychlosti pohybu na dopplerovském úhlu.

2.11 M-mód

M-mód (z angl. Motion – pohyb), příp. TM-mód (z angl. Time Motion), je jednorozměrné dynamické zobrazení zkoumané oblasti v čase. Princip zobrazení je podobný jako v případě A-zobrazení (viz kapitola 2.7) – výsledný signál je získán podél jediného ultrazvukového paprsku, ale křivka výchylek se neustále překresluje v čase se zvolenou frekvencí. Nejmodernější systémy dokáží pracovat i s frekvencemi okolo 5000 Hz. Takto je možné zaznamenat časové průběhy i velmi rychlých pohybů ve vyšetřované oblasti, jako je např. pohyb srdečních chlopní. M-mód se uplatňuje zejména v echokardiografii.

2.12 Hybridní systémy

Hybridní systémy (duplexní a triplexní metody zobrazení) jsou metody, které poskytují obraz složený z více zobrazovacích modalit současně. Jako duplexní metody jsou nejčastěji označovány metody dvourozměrného dynamického B-zobrazení v kombinaci s pulzním dopplerem. Dvourozměrné dynamické zobrazení poskytuje informace o morfologii vyšetřované oblasti, pulzní doppler umožňuje měřit rychlostní spektrum toku ve zvolené cévě.

Oblast pro výpočet rychlosti se vyznačuje v B-obrazu pomocí tzv. dopplerovského kurzoru (vzorkovací objem), jehož velikost i polohu lze měnit. Triplexní metody v sobě kombinují tři modalities: dynamické B-zobrazení, spektrální doppler a barevný doppler.

2.13 Harmonické zobrazení

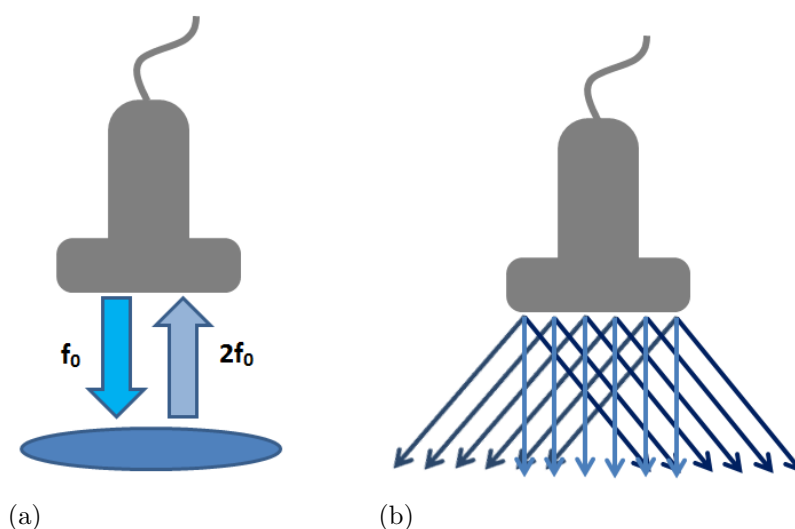
Harmonické zobrazení (Tissue Harmonic Imaging – THI) umožňuje potlačit slabé artefaktní signály, které vznikají při průchodu ultrazvukového vlnění především v tukové tkáni (tzv. efekt tukové tkáně) nebo v oblastech vyplněných tekutinou (např. srdce, cysty). Silným zdrojem artefaktních signálů jsou také echokontrastní látky.

Ultrazvukové vlnění o frekvenci f_0 , vysílané sondou, se při šíření tkáněmi vlivem akustickému odporu tkání částečně transformuje na vlny o vyšších harmonických frekvencích: $2f_0, 3f_0, \dots$. Transformace je výraznější pro ultrazvukové vlny s velkou amplitudou, pro signály s nízkou amplitudou je transformace podstatně slabší. Na tkáňových rozhraních potom dochází nejen k odrazu základní frekvence ultrazvukové vlny (f_0), ale také k odrazu vyšších harmonických frekvencí. Harmonické zobrazení pracuje tak, že jsou ultrazvukovou sondou detekovány pouze odrazy ultrazvukových vln obsahující druhé harmonické frekvence ($2f_0$) a potlačeny odrazy, které druhé harmonické frekvence neobsahují. Výsledkem je jasnější a čistější obraz s vyšším prostorovým rozlišením, který umožňuje přesnější diagnostiku.

Pro harmonické zobrazení je nutné použít měniče s širokým frekvenčním rozsahem, které umožňují vysílat ultrazvuk o základní frekvenci f_0 a přijímat odrazy s dvojnásobnou frekvencí $2f_0$. Výběr vhodného rozsahu frekvencí pro vysílání i detekci vln zajišťují vhodné pásmové filtry.

2.14 Compound imaging

Je technika, která vytváří ultrazvukový obraz jako superpozici několika obrazů tkáně nasnímaných z různých úhlů. Technika je užitečná zejména u objektů se zakřivenými hranicemi, protože pouze ultrazvukové vlny, které dopadají kolmo na rozhraní se odrážejí zpět k měniči a poskytují měřitelný



Obrázek 2.11: (a) Harmonické zobrazení: (b) Compound Imaging:.

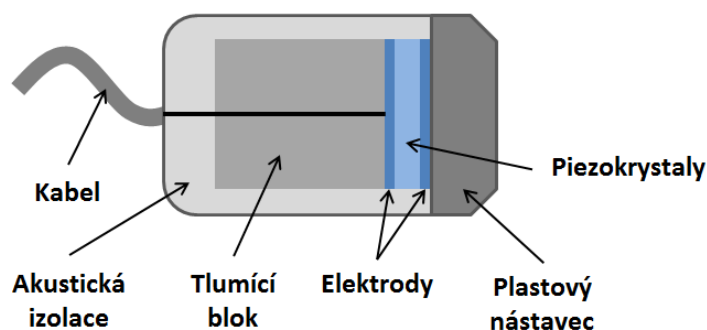
signál. Compound imaging lze využít u lineárních i zakřivených měničů. Vychylování ultrazvukových paprsků do různých směrů se provádí elektronicky. Metoda zvyšuje kvalitu a rozlišení obrazu a redukuje akustický šum a výskyt některých obrazových artefaktů. Nevýhodou metody je částečná ztráta časového rozlišení a tím zhoršená možnost detekce pohybu, protože výsledný snímek je počítán z několika snímků pořízených za sebou.

2.15 Vyšetřovací sondy

Sondy slouží pro vysílání a příjem ultrazvukových vln. Podle druhu použitého elektroakustického měniče se rozlišují sondy piezoelektrické a magnetostrikční. Důležité je, aby měnič vyzařoval ultrazvuk pouze v jednom směru, což je zajištěno mechanickým a elektrickým zatlumením druhé strany měniče. Sondy mohou být tvořeny jediným měničem nebo více elementy, které jsou uspořádány do skupin (tzv. apertura). Takové skupiny měničů jsou ve stejném okamžiku buzeny elektrickými pulzy a vytvářejí požadované ultrazvukové pole. Stejně skupiny měničů následně přijímají odražené ultrazvukové vlny (echa). Podle geometrického tvaru ultrazvukového pole a obrazu, který poskytují, rozlišujeme sondy lineární, sektorové, konvexní a speciální. Obecné schéma konstrukce ultrazvukové sondy je na obrázku 2.12.

Elektroakustické měniče v ultrazvukových sondách pracují střídavě jako vysílač a přijímač ultrazvuku. Takové měniče pak asi 99,5 % provozní doby přijímají odrazy ultrazvuku a v pouhých 0,5 % doby ultrazvuk vysílají. V homogenním prostředí platí, že ze součinu rychlosti šíření ultrazvuku a časového rozdílu mezi vysláním impulsu a záznamem echa lze vypočítat dráhu, kterou ultrazvukový impuls v prostředí urazil. Polovina této dráhy (vlna musí urazit cestu tam i zpět) potom určuje přesnou vzdálenost mezi ultrazvukovou sondou a strukturou, od které se signál odrazil.

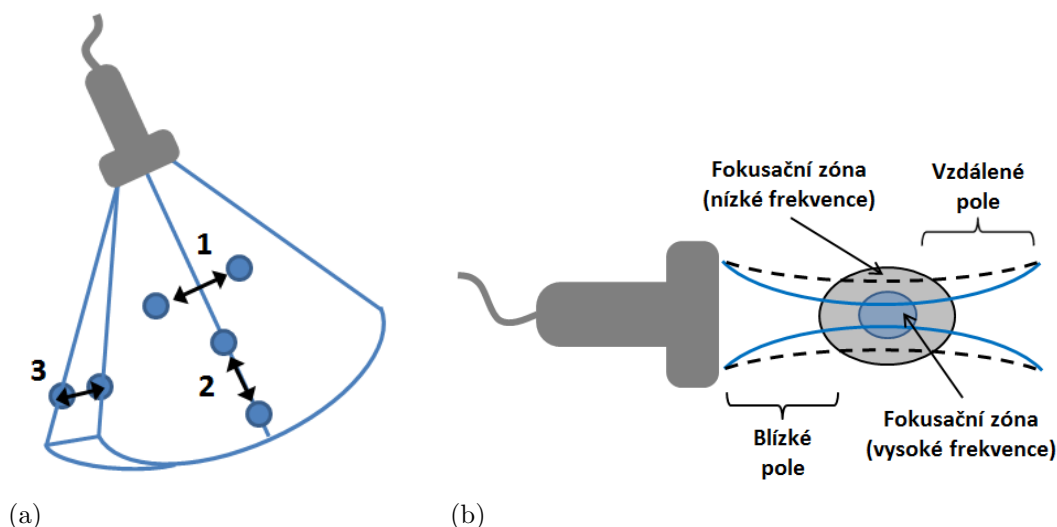
Před použitím je nutné na sondu nebo na povrch vyšetřovaného místa nanést vrstvu speciálního gelu, který umožňuje přenos ultrazvukových vln a navíc usnadňuje pohyb sondy po povrchu objektu. Kdyby byl v prostoru mezi sondou a povrchem objektu pouze vzduch, vytvořil by bariéru, od které se ultrazvuk odrazí zpět a nešíří se dále do objektu. Ultrazvukový gel musí splňovat přísné požadavky: nesmí dráždit pokožku, nesmí poškozovat laminaci sond a nesmí obsahovat mikrobubliny nebo jiné nehomogenity. V akutním případě lze místo gelu použít i vodu. Její nevýhodou je však rychlý výpar z povrchu pokožky působením tělesného tepla.



Obrázek 2.12: Konstrukce ultrazvukové sondy.

2.15.1 Fokusace

Každá ultrazvuková sonda je charakterizována ohniskovou délkou, což je parametr analogický s ohniskovou vzdáleností v optice. Fokusací se rozumí zaměření ultrazvukové vlny do cílového místa (ohniska, fokusační zóny), ve kterém je dosaženo maximálního rozlišení. Ultrazvukovou vlnu



Obrázek 2.13: (a) Rozlišovací schopnost ultrazvukové sondy: (1) laterální rozlišení, (2) axiální rozlišení, (3) elevační rozlišení. (b) Fokusace ultrazvukového svazku. Ultrazvukové vlny s vyšší frekvencí lze fokusovat mnohem lépe než vlny s frekvencí nižší.

je možné zaměřit buď přímo zakřivenými piezoelektrickými měniči vybroušenými s požadovanou křivostí (tzv. interní fokusace), nebo pomocí předsazených akustických čoček a zakřivených zrcadel, nebo elektronickou fokusací u tzv. kompozitních sond s elektronicky měnitelnou ohniskovou vzdáleností. Elektronika řídí vyzařování jednotlivých piezoelementů sondy do tvaru konkávního paprsku. Realizovat to lze např. pomocí časového zpoždění buzení některých elementů. Časovým řízením buzení je možné měnit polohu ohniska nejen do hloubky, ale také do stran. To umožňuje nastavit ohnisko, a tedy místo maximálního rozlišení, do požadované oblasti diagnostického zájmu, aniž by bylo nutné pohybovat sondou. U moderních systémů lze dokonce nastavit více vysílacích ohnisek současně. Zvláštním typem fokusace je tzv. dynamická fokusace, která kontroluje zaměření ohniska stále do stejné hloubky tkáně. Ultrazvukové sondy s jediným měničem mají ohnisko fixované, bez možnosti změny jeho polohy pro vysílání, ani pro příjem ultrazvuku. Špatná fokusace se v praxi projevuje neostrotí cílových struktur v obraze. Při měření ultrazvukem je tedy nutné dbát na správný výběr ultrazvukové sondy s požadovanou ohniskovou délkou a tím i fokusací.

2.15.2 Rozlišovací schopnost

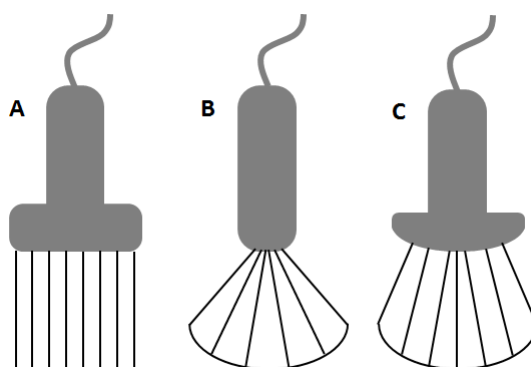
Ultrazvukové sondy použité k pořízení obrazu mají také rozhodující vliv na dosaženou rozlišovací schopnost. Rozlišovací schopností rozumíme nejmenší možnou vzdálenost mezi dvěma strukturami, které jsou ve výsledném obraze zobrazeny jako dva odlišitelné objekty. Obecně se můžeme setkat se třemi typy rozlišení: axiálním, laterálním a elevačním (viz obrázek 2.13a).

- *Axiální (hloubkové) rozlišení:* Určuje se ve směru šíření ultrazvukového vlnění a je určeno délkou ultrazvukového pulzu (souvisí s vlnovou délkou a frekvencí ultrazvuku). Vyšší frekvence s kratší pulzy poskytují mnohem lepší axiální rozlišení než ultrazvuk o nízké frekvenci.
- *Laterální (stranové) rozlišení:* Určuje se v rovině kolmé na směr šíření ultrazvuku a je dáno šířkou ultrazvukového svazku (souvisí s vlnovou délkou a frekvencí ultrazvuku). Vyšší frekvence ultrazvuku poskytuje užší svazek a tedy lepší laterální rozlišení obrazu. Dva body, které leží laterálně vedle sebe ve stejném ultrazvukovém svazku rozlišit nelze.
- *Elevační rozlišení:* Popisuje schopnost rozlišit dvě zobrazované tomografy. Určuje tloušťku zobrazované vrstvy a je dáno hlavně frekvencí a geometrií ultrazvukového svazku.

Hlavní vliv na výsledné rozlišení obrazu má frekvence ultrazvuku. Vyšší frekvence ultrazvukového vlnění poskytuje lepší axiální, laterální i elevační rozlišovací schopnost, ale na druhou stranu se s vyšší frekvencí zvyšuje útlum ultrazvuku a vlnění hůře proniká do hloubky tkáně. Při ultrazvukovém zobrazování tedy vždy volíme kompromis mezi maximální dosažitelnou prostorovou rozlišovací schopností a možností zobrazit hlouběji uložené orgány. Pro vyšetření podpovrchových struktur je vhodné použít vyšší frekvence ultrazvuku (>7 MHz; typicky 10-15 MHz), protože penetrace těchto frekvencí do hloubky tkáně je pouze asi 2-3 cm pod povrch kůže. Pro zobrazování hlouběji uložených struktur je naopak nutné volit nižší frekvence (<7 MHz). Poznamenejme, že dnešní moderní ultrazvukové sondy jsou obvykle multifrekvenční, tzn. že u nich lze zvolit vysílací frekvenci ultrazvukových vln v určitém rozsahu.

2.15.3 Lineární sondy

Lineární sondy vytvářejí pravoúhlý obraz. Sondy bývají tvořeny větším počtem malých, lineárně v řadě uspořádaných měničů, které jsou elektrickými signály buzeny současně (tzv. linear array). Ultrazvukové paprsky se z jednotlivých měničů šíří navzájem paralelně a vytvářejí tak ultrazvukové pole tvaru pravoúhelníku (viz obrázek 2.14). Počet krystalických elementů se nejčastěji pohybuje mezi 60 a 196. Frekvenční pásmo lineárních sond leží většinou v oblasti od 5 do 15 MHz.



Obrázek 2.14: (A) Lineární sonda, (B) Sektorová sonda, (C) Konvexní sonda.

2.15.4 Sektorové sondy

Sektorového zobrazení (obraz tvaru vějíře) lze dosáhnout sektorovými sondami, a to buď mechanicky nebo elektronicky (viz obrázek 2.14). Mechanické sektorové sondy se používaly v minulosti a dnes se již nepoužívají. Obsahovaly jediný měnič, který konal kývavý pohyb, nebo byly tvořeny několika rotujícími měniči. U elektronických sektorových sond, které jsou tvořeny více elementárními měniči, se dosahuje sektorového zobrazení jejich postupným elektrickým buzením (tzv. phased array). Časovým řízením buzení jednotlivých elementů lze vytvořit ultrazvukové pole o určitém úhlu, který může přesahovat i 90° (nejčastěji je to však mezi 80° a 90°). Fázově řízené sondy mají většinou mezi 64 a 128 elementy a typicky frekvenční pásmo 2 až 7 MHz.

Velkou výhodou sektorových sond je možnost snímání z velmi malé plochy (tzv. vstupní akustické okno), což je důležité např. při vyšetření srdce nebo jater z mezižebních prostor.

Mezi sektorové sondy se řadí také sondy s uspořádáním měničů v podobě několika soustředných prstenců (tzv. annular array), které produkují symetrický paprsek ultrazvuku s lepší fokusací v celém průřezu paprsku. Výsledkem je vyšší kvalita a rozlišovací schopnost ultrazvukového obrazu.

2.15.5 Konvexní sondy

Zvláštní skupinou jsou konvexní sondy, které kombinují pravoúhlé i sektorové zobrazení. Uspořádání elementárních měničů v konvexní sondě odpovídá uspořádání měničů v lineární sondě, konvexní tvar plochy s měniči však poskytuje obraz ve tvaru výseče mezikruží, což odpovídá více vějířovému záběru sektorových sond (viz obrázek 2.14). Počet elementů u konvexních sond typicky přesahuje 96 krystalů. Frekvenční pásmo leží mezi 2,5 a 9 MHz a ultrazvukové pole těchto sond má většinou úhel mezi 60° a 90°.

2.15.6 Speciální sondy

Poslední skupiny ultrazvukových sond tvoří sondy speciální, které se používají při zvláštních vyšetřeních. Jedná se zejména o sondy endoskopické, které se pomocí endoskopů zavádějí do těla pacienta; transrektální; transvaginální; transesofageální; intravaskulární nebo o trojrozměrné sondy, vhodné pro statické objemové (3D), příp. dynamické trojrozměrné (4D) zobrazení.

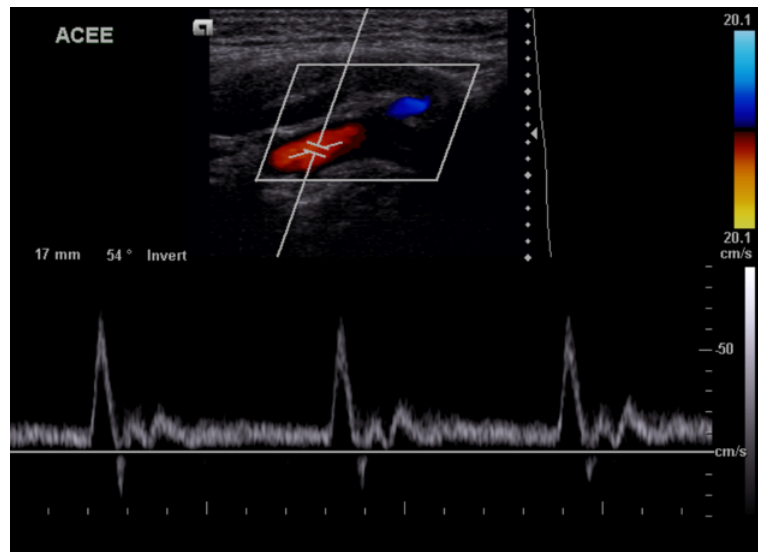
2.16 Konstrukce ultrazvukových přístrojů

Ultrazvukové přístroje používané v lékařství jsou velmi složitá zařízení, která slouží k vytváření tomografických obrazů (řezů) vyšetřované tkáně na základě různé odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur. Přístroje se skládají z těchto hlavních částí:

- *Generátory elektrických impulzů*: Přeměňují elektrickou energii ze sítě (50 Hz) na energii elektrických impulzů, které slouží k buzení piezoelektrických (>100 kHz) nebo magnetostrikčních (cca 20 až 100 kHz)

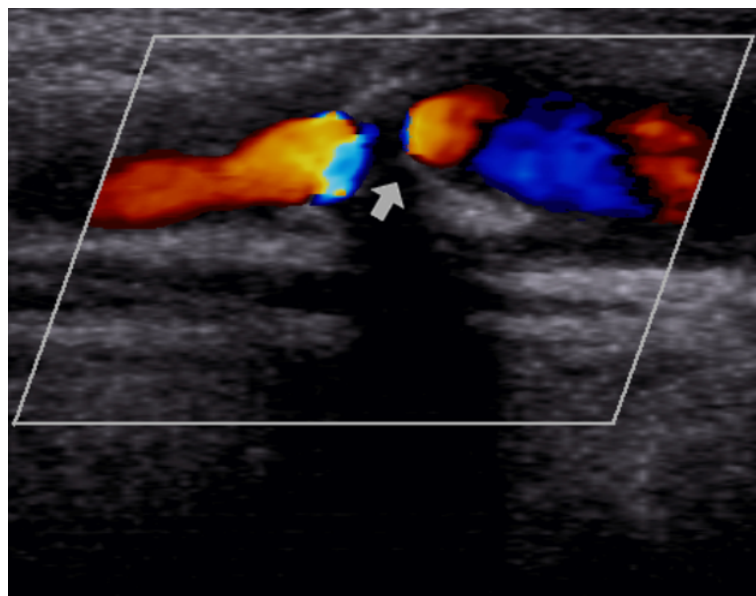
měníčů. Součástí generátorů je laditelný RLC obvod (oscilátor) napojený na elektroakustický měnič. Frekvence kmitů oscilátoru, a tedy i měniče, se upravuje změnou indukčnosti (L) cívky nebo kapacity (C) kondenzátoru. Generátory pro tvorbu ultrazvukových pulzů jsou doplněny o spínač (např. dioda), po jehož sepnutí se elektrická energie nahromaděná v kondenzátoru uvolní přes elektroakustický měnič za vzniku krátkého elektrického pulzu pro vybuzení měniče.

- *Hardware a software pro zpracování signálu:* Slouží ke zpracování detekovaných odrazů. Patří sem zesilovače, filtry pro odstranění šumu, rušivých signálů a artefaktů a zařízení pro zobrazení, zpracování a záznam signálů. Důležité jsou také systémy pro okamžité „zmrazení“ (freeze) obrazu, dynamickou fokusaci sondy a algoritmy, které umožňují manipulaci s obrazem, výpočty, měření, apod.
- *Zobrazovací jednotky:* Obrazovka nebo displej přístroje zobrazuje výsledné snímky, umožňuje zpracování, výpočty a ovládání přístroje. Zobrazovací jednotka musí zobrazovat všechny důležité parametry pořízeného obrazu.
- *Záznamové jednotky:* Umožňují zhotovení trvalých záznamů vyšetření. Patří se tiskárny nebo paměťová média (harddisky, vypalovačka, flash-disk), na která lze záznam vyšetření uložit.



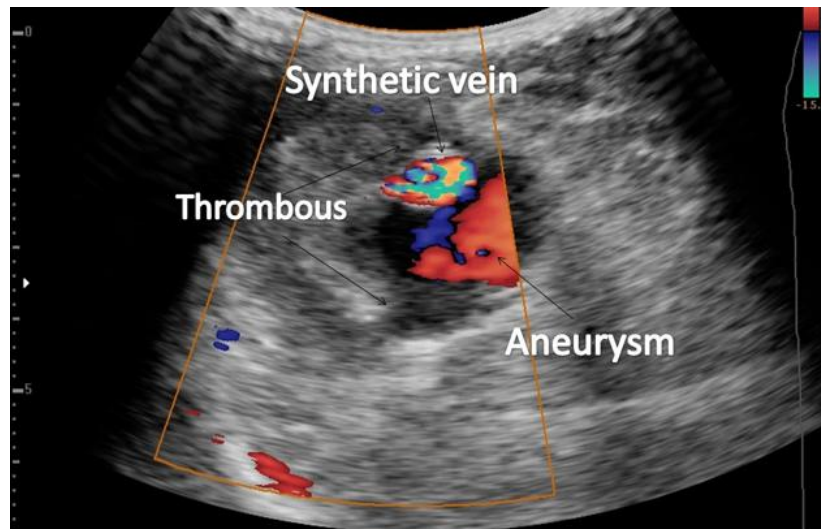
Obrázek 2.15: Typická dopplerovská křivka zevní krční tepny. Tvar křivky je charakteristický prudkým vzestupem rychlosti toku krve během systoly, rychlým poklesem rychlosti toku k původním hodnotám a pomalým tokem v diastole.

Zdroj: Dr Bruno Di Muzio, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 2.16: Totální uzávěr (šipka) pravé vnitřní krční tepny na barevném Doppleru.

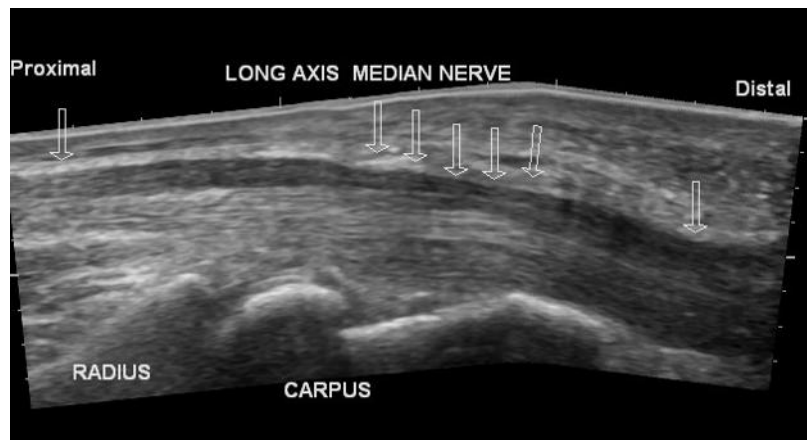
Zdroj: Dr Saeed Soltany Hosn, <http://www.radiopaedia.org/>.



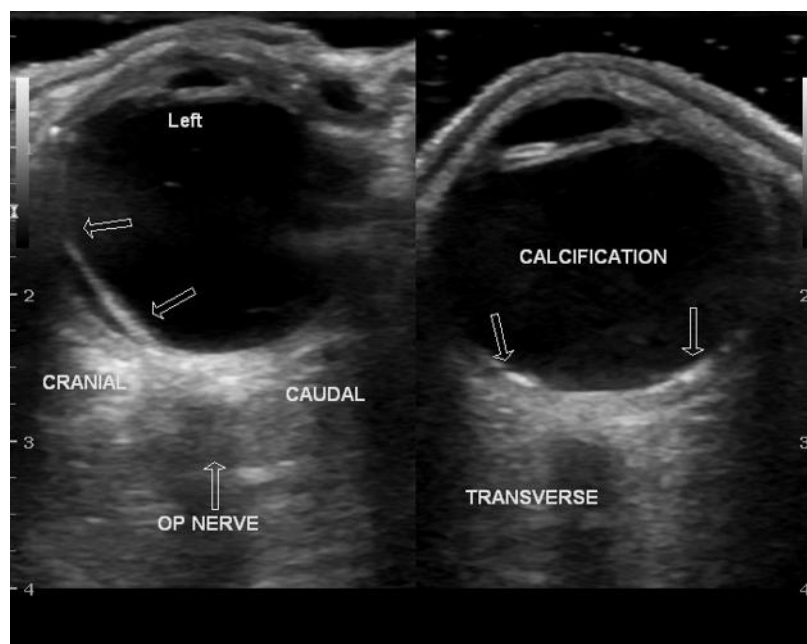
Obrázek 2.17: Aneurysma brachiální tepny na barevném Doppleru.
Zdroj: Dr Bruno Di Muzio, <http://www.radiopaedia.org/>.



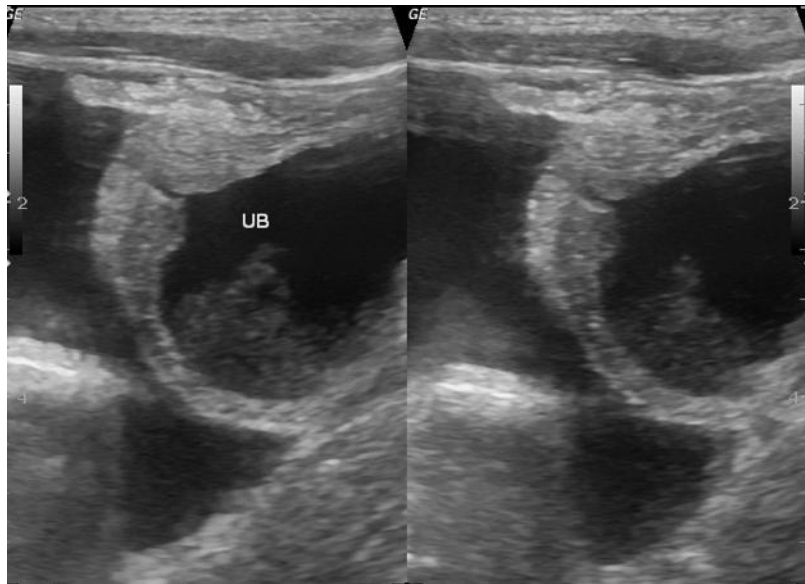
Obrázek 2.18: Dva žlučové kameny uvnitř žlučníku. Žlučové kameny vytvářejí charakteristické akustické stíny, kterými se odlišují např. od žlučnickových polypů.
Zdroj: Dr Andrew Dixon, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 2.19: Syndrom karpálního tunelu v panoramatickém obraze – útlak n. medianus (šipky). Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



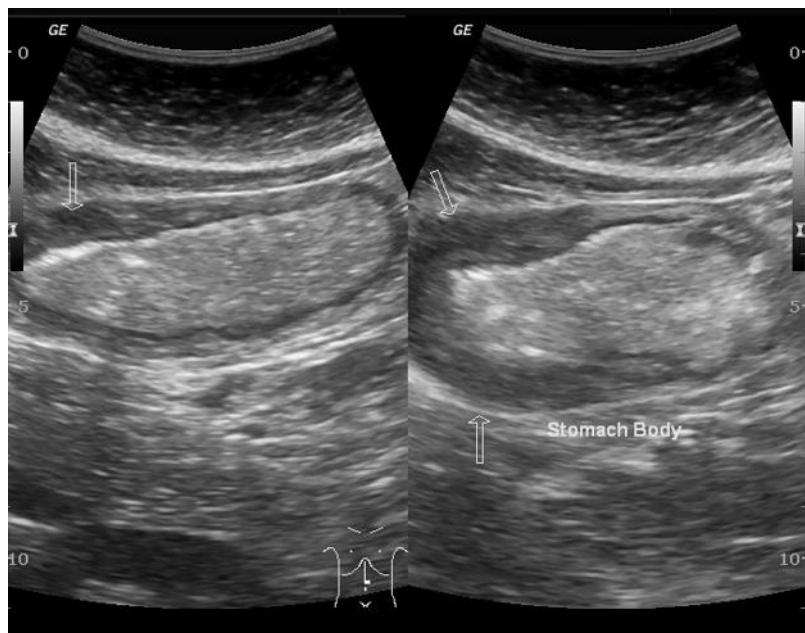
Obrázek 2.20: Ultrasonogramy oka: vlevo odchlípení sítnice, vpravo drobné kalcifikace. Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



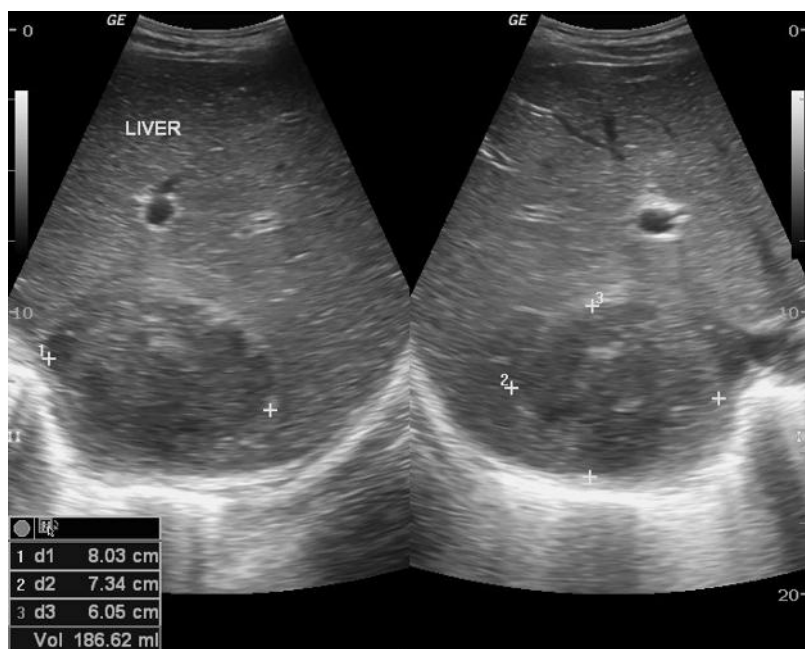
Obrázek 2.21: Ruptura močového měchyře (UB) po poranění břicha.
Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



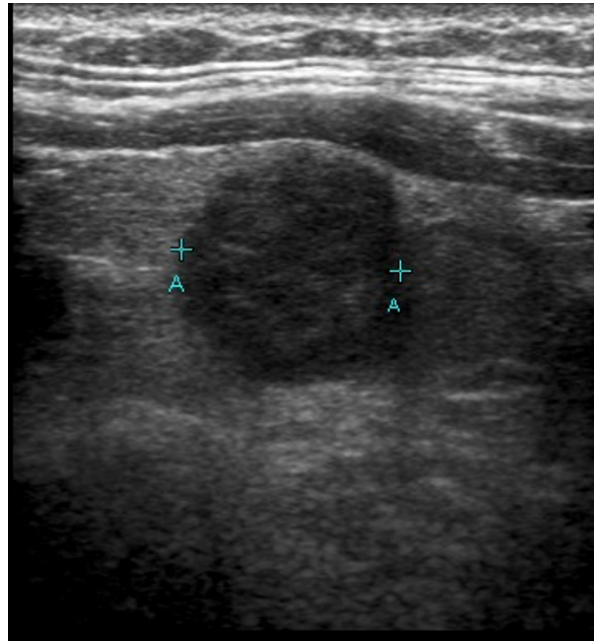
Obrázek 2.22: Polycystická ledvina. V parenchymu ledviny lze nalézt množství nepravidelných cystických struktur. Stínované oblasti mohou představovat hustou fibrózní tkáň nebo kalcifikace. Zdroj: Dr Frank Gaillard, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 2.23: Karcinom žaludku se ztluštěním žaludeční stěny.
Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 2.24: Absces v pravém jaterním laloku.
Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 2.25: Papilární karcinom štítné žlázy.
Zdroj: Dr Garth Kruger, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 2.26: Fraktura žebra s hematodem.
Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.

Kapitola 3

Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MRI – z angl. Magnetic Resonance Imaging) je neinvazivní zobrazovací metoda, která poskytuje informace o vnitřní stavbě lidského těla a o fyziologii a funkci jednotlivých orgánů. Metoda je založena na fyzikálním jevu nukleární magnetické rezonance (NMR – z angl. Nuclear Magnetic Resonance) v živých systémech, který využívá chování některých atomových jader umístěných v silném magnetickém poli při interakci s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem. Výsledkem interakce je elektromagnetický signál v oblasti spektra rádiových vln, ze kterého je rekonstruován výsledný obraz.

Podstatou lékařského zobrazování je skutečnost, že různé biologické tkáně mají různé NMR vlastnosti. Pro medicínské zobrazování jsou nejvhodnější jádra vodíku (^1H): lze je snadno detekovat a navíc jsou hojně zastoupena v molekulách vody, která tvoří více než 60 % hmotnosti lidského těla. Kromě jader vodíku je možné v lékařství zobrazovat také jádra uhlíku (^{13}C), fluoru (^{19}F), sodíku (^{23}Na) nebo fosforu (^{31}P). V současnosti existuje mimo standardní zobrazení magnetickou rezonancí také řada dalších MR zobrazovacích modalit: např. MR angiografie (MRA), funkční magnetická rezonance (fMRI), difuzní magnetická rezonance (DWI, DTI), aj.

Počátky magnetické rezonance jsou spojeny se vznikem kvantové teorie na začátku 20. let minulého století a objevem jaderného spinu W. Paulim v roce 1924. Potvrzení jevu nukleární magnetické rezonance a konstrukci prvního jednoduchého NMR zařízení má na svědomí I. I. Rabi v roce 1938. Rok 1945 je považován za zrod NMR spektroskopie, kdy dvě skupiny vědců vedené F. Blochem a E. Purcellem nezávisle na sobě vylepšují Rabiho

přístroj pro praktické využití v chemické a fyzikální analýze. První aplikace jevu NMR v medicíně se objevují až v 70. letech minulého století. V roce 1971 R. Damadian zjišťuje, že NMR chování různých biologických tkání je různé. P. Lauterbur v roce 1973 přichází s myšlenkou tomografického NMR zobrazení. Frekvenční a fázové kódování pro určení pozice a Fourierovu transformaci pro matematickou analýzu NMR signálů zavádí v roce 1975 R. Ernst. Vylepšenou matematickou analýzu signálů a použití gradientních magnetických polí pro kódování pozice publikuje v roce 1977 P. Mansfield. Ve stejném roce konstruuje R. Damadian první celotělové MRI zařízení. V roce 1980 vyrábí společnost FONAR první komerční MRI systém. Další rozvoj metody směřoval k vývoji nových zobrazovacích modalit. V roce 1987 se poprvé objevuje MR angiografie pro zobrazení toku krve a rok 1992 je zrodem funkční magnetické rezonance.

3.1 Vlastní moment hybnosti

Základní charakteristikou každé částice (podobně jako hmotnost nebo náboj) je existence vnitřního (vlastního) spinového momentu hybnosti S (tzv. spin). Spin si lze zjednodušeně představit jako míru rotace částice kolem vlastní osy. Velikost spinu je kvantována (nabývá pouze určitých diskretních hodnot) a závisí na spinovém kvantovém čísle s , které může nabývat pouze celočíselných a poločíselných hodnot: $0, 1/2, 1, 3/2, \dots$. Konstantou úměrnosti je redukovaná Planckova konstanta ($\hbar = h/2\pi \doteq 1,05 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$).

$$S = \hbar \sqrt{s(s+1)} \quad (3.1)$$

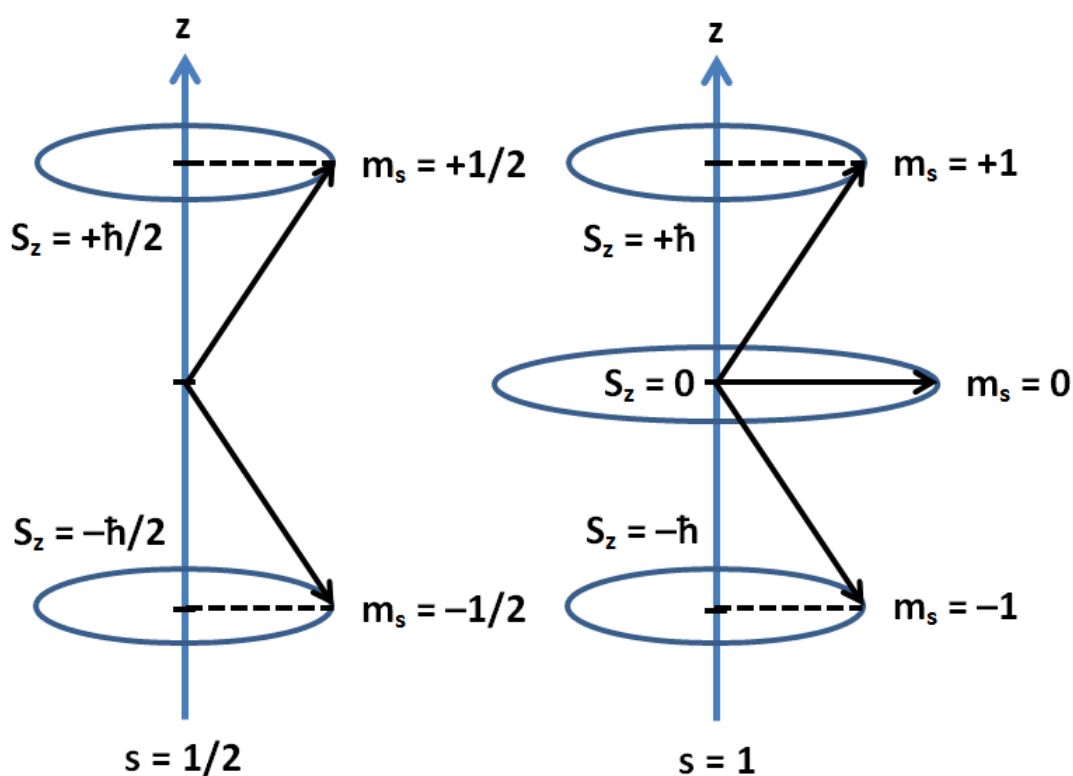
Kvantován je také průmět spinu do libovolné osy (např. osy z). Velikost průmětu závisí na spinovém magnetickém čísle m_s , které může nabývat pouze hodnot: $-s, -s+1, \dots, s-1, s$.

$$S_z = m_s \hbar \quad (3.2)$$

Spin tedy může nabývat pouze celočíselných nebo poločíselných násobků redukované Planckovy konstanty \hbar . Podle velikosti spinu potom rozlišujeme dvě skupiny částic:

- *Fermiony*: Částice se spinem velikosti poločíselného násobku redukované Planckovy konstanty ($1/2, 3/2, 5/2, \dots$), např. proton, elektron nebo neutron.
- *Bosony*: Částice se spinem velikosti celočíselného násobku redukované Planckovy konstanty ($0, 1, 2, \dots$), např. foton, mezony, aj.

Ukázka spinových momentů hybnosti pro spinová čísla $s = 1/2$ (např. proton) a $s = 1$ (např. foton) je na obrázku 3.1. Z hlediska medicínského zobrazování jsou podstatné spiny protonů, které mohou zaujmout pouze dvě možné orientace spinu (průmět spinu do osy z o velikosti $S_z = \pm\hbar/2$).



Obrázek 3.1: Spinové momenty hybnosti pro částice se spinovým číslem $s = 1/2$ (např. proton) a $s = 1$ (např. foton). Částice se spinovým číslem $s = 1/2$ mají pouze dvě možné orientace spinu (průmět spinu do osy z o velikosti $S_z = \pm\hbar/2$). Částice se spinovým číslem $s = 1$ mají tři možné orientace spinu (průmět spinu do osy z o velikosti $S_z = 0$ a $S_z = \pm\hbar$).

3.2 Magnetický moment

V důsledku vnitřní rotace (spinového momentu hybnosti) částice s nábojem se magnetoelektrickou indukcí¹ v okolí částice generuje magnetické pole popsané spinovým magnetickým dipólovým momentem μ . Velikost magnetického momentu částice je úměrná velikosti spinu S :

$$\mu = \gamma S \quad (3.3)$$

Průmět spinového magnetického momentu do osy z je potom obdobně svázán s průmětem spinu do osy z :

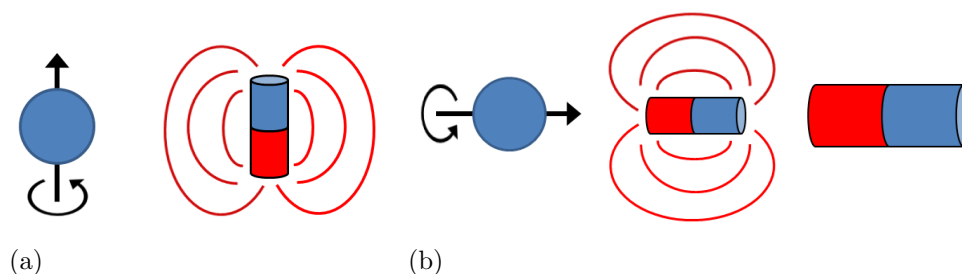
$$\mu_z = \gamma S_z \quad (3.4)$$

Konstantou úměrnosti v rovnicích 3.3 a 3.4 je gyromagnetický poměr γ , který je charakteristický pro každou částici (různý pro různé částice). Vektor spinového magnetického momentu μ i vektor spinového momentu hybnosti S mají u protonu (kladný náboj) stejný směr, který je shodný s osou rotace částice. U elektronu (záporný náboj) mají oba vektory směr opačný.

Každá částice s nábojem a nenulovým spinem má nenulový také magnetický moment (viz rovnice 3.3) a chová se podobně jako malý magnet, který může být ovlivněn vnějším magnetickým polem (viz obrázek 3.2)². U atomových jader je situace poněkud složitější. Atomová jádra se sudým počtem nukleonů se nechovají magneticky a nelze je zobrazovat. Protony v jádře se chovají jako miniaturní magnety, které se po dvojicích spojují opačnými póly k sobě, čímž se magnetické momenty jednotlivých nukleonů navzájem vyruší. Jádra s lichým počtem nukleonů mají vždy jeden nepárový nukleon. Atomové jádro si zachovává nenulový magnetický moment, ke svému okolí se chová magneticky a lze jej zobrazovat magnetickou rezonancí. Nejčastěji

¹Zákon magnetoelektrické indukce říká, že časová změna toku elektrické intenzity indukuje pole magnetické. Elektrické pole se nachází pouze v okolí částic s nábojem (např. proton) a lze jej popsat vektorem intenzity elektrického pole \mathbf{E} . Chápeme-li spin částice zjednodušeně jako rotaci částice okolo vlastní osy, potom tato rotace „náboje“ vyvolá změnu toku intenzity elektrického pole a indukcí magnetického pole popsaného vektorem magnetické indukce \mathbf{B} .

²Výjimkou je např. neutron, o němž je známo, že má nulový elektrický náboj a přesto se projevuje magnetickými vlastnostmi a nenulovým magnetickým momentem. Tato anomálie je zřejmě způsobena vnitřní strukturou neutronu, který je jako hadron tvořen kvarky.



Obrázek 3.2: (a) Každá částice s nábojem a nenulovým spinem má nenulový magnetický moment, a chová se podobně jako malý magnet. (b) Každá částice s nenulovým magnetickým momentem může být ovlivněna vnějším magnetickým polem.

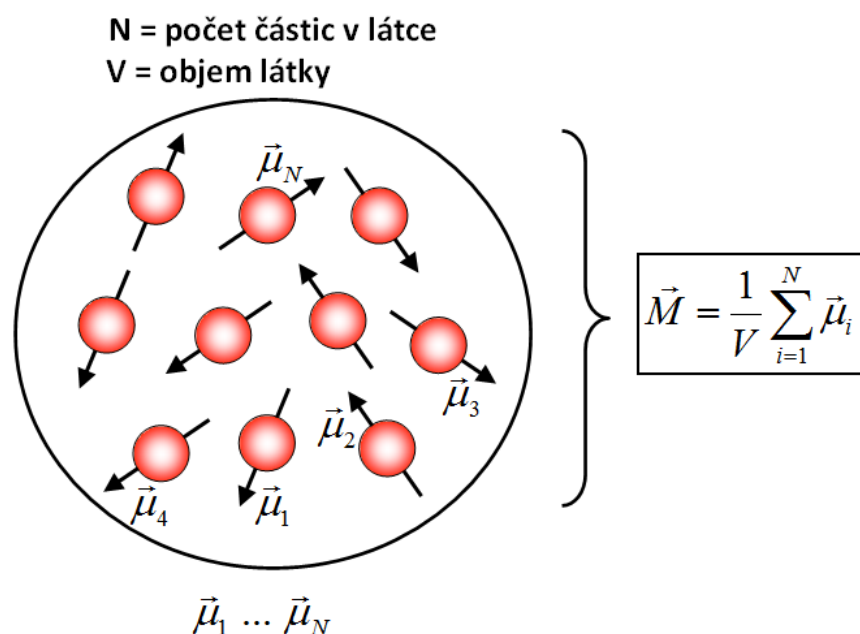
zobrazované jádro vodíku (^1H) je tvořeno jediným nukleonem (protonem) a tuto vlastnost splňuje.

3.3 Vektor magnetizace

Každá látka i biologická tkáň jsou složeny z jednotlivých částic. Jestliže má každá částice s nábojem magnetický moment μ , potom existuje výslednice (vektorový součet) všech dílčích magnetických momentů v objemové jednotce látky, která se označuje jako vektor magnetizace M (viz obrázek 3.3). Pro pochopení dalších souvislostí je vhodné zavést průměty vektoru magnetizace do souřadnicových os. Průmět vektoru magnetizace do osy z se označuje jako vektor longitudinální magnetizace (M_z) a průmět do roviny xy jako vektor transverzální magnetizace (M_{xy}) – viz obrázek 3.4.

3.4 Chování látky v magnetickém poli

Pokud jsou částice látky s nenulovým magnetickým momentem μ umístěny mimo magnetické pole, jsou jejich vektory díky tepelnému pohybu orientovány náhodně všemi směry se stejnou pravděpodobností. Všechny částice mají stejnou energii a celkový magnetický moment látky (vektor magnetizace) je roven nule ($M = 0$), protože se všechny dílčí magnetické momenty částic navzájem vyruší. Látka se navenek nechová magneticky. Schéma takové situace je na obrázku 3.5a.



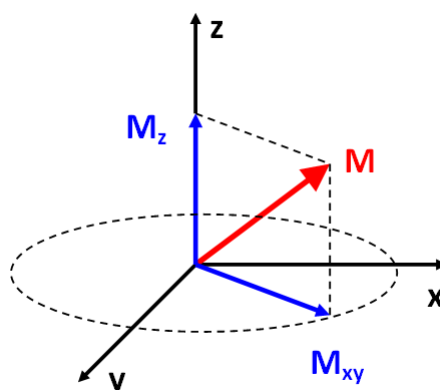
Obrázek 3.3: Vektorový součet všech magnetických momentů jednotlivých částic v objemové jednotce látky se označuje jako vektor magnetizace M .

Umístíme-li látku do vnějšího magnetického pole, vyvolá indukce tohoto pole v látce dvě situace:

- Magnetické momenty částic látky se zorientují ve směru nebo proti směru působení vnějšího pole. Zároveň dojde k rozštěpení energetické hladiny, protože se obě orientace liší energií.
- Částice látky začnou konat precesní pohyb.

3.4.1 Orientace magnetických momentů

Indukce (B_0) vnějšího magnetického pole vyvolá v látce kroutivý moment, který působí na magnetické momenty částic látky silou tak, že se zorientují ve směru (suhlasná orientace) nebo proti směru (nesuhlasná orientace) vektoru indukce vnějšího magnetického pole (viz obrázek 3.5b). Obě orientace se liší velikostí energie, kterou v daném stavu částice látky mají. Dochází k tzv. rozštěpení energetických hladin. V termodynamické rovnováze se více částic látky nachází v suhlasné orientaci (nižší energie), méně



Obrázek 3.4: Průmět vektoru magnetizace do osy z se označuje jako vektor longitudinální magnetizace (M_z) a průmět do roviny xy jako vektor transverzální magnetizace (M_{xy}).

částic pak vlivem tepelného pohybu zaujímá nesouhlasnou orientaci (vyšší energie) s vnějším magnetickým polem – viz obrázek 3.6. Tato skutečnost plyne z Boltzmannova rozdělovacího zákona³:

$$\frac{N_\beta}{N_\alpha} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \quad (3.5)$$

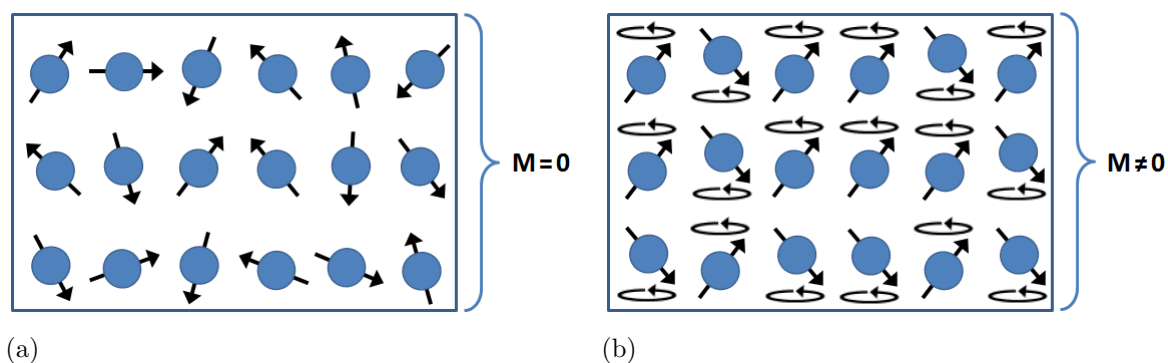
Kde:

- N_α : počet částic na nižší energetické hladině
- N_β : počet částic na vyšší energetické hladině
- ΔE : rozdíl energetických hladin ($= E_\beta - E_\alpha$)
- k : Boltzmannova konstanta ($k = 1,38 \cdot 10^{23} \text{ JK}^{-1}$)
- T : termodynamická teplota

Rozdíl v obsazenosti energetických hladin se navenek projeví nenulovým vektorem magnetizace ($M = M_z \neq 0$) ve směru indukce vnějšího magnetického pole B_0 . Velikost vektoru magnetizace je úměrná velikosti indukce B_0 vnějšího magnetického pole a rozdílu obsazenosti hladin částicemi látky.

Na obrázku 3.7 je znázorněna situace pro látku nacházející se mimo magnetické pole ($B_0 = 0$) a látku nacházející se ve vnějším magnetickém

³Boltzmannův rozdělovací zákon popisuje pravděpodobnost existence stavu termodynamického systému dané teploty T a energie E . Tato pravděpodobnost je potom úměrná $p(E) \propto e^{-E/kT}$.

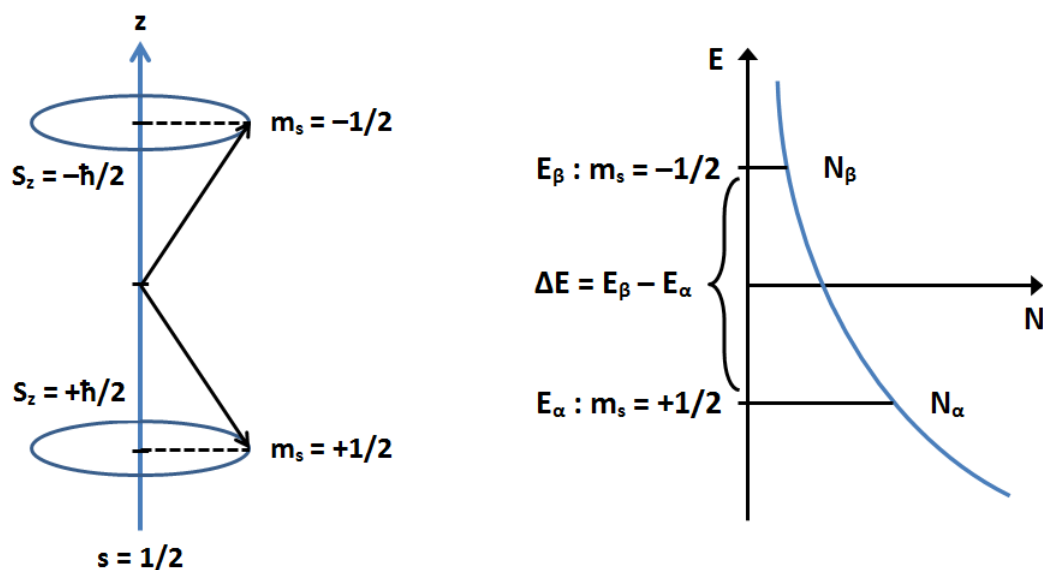


Obrázek 3.5: (a) Látka umístěná mimo magnetické pole: Magnetické momenty částic látky jsou orientovány náhodně všemi směry, navzájem se vyruší a celkový magnetický moment látky (vektor magnetizace) je roven nule ($M = 0$). (b) Látka umístěná v magnetickém poli: Magnetické momenty částic látky se zorientují souhlasně nebo nesouhlasně se směrem vnějšího magnetického pole. Počet částic zorientovaných v souhlasném směru (nižší energie) převyšuje počet částic zorientovaných nesouhlasně (vyšší energie) se směrem vnějšího pole a vektor magnetizace bude nenulový ($M \neq 0$).

poli s různou velikostí magnetické indukce. Např. pro jádra vodíku (^1H) potom vychází z rovnice 3.23 poměr počtu částic na jednotlivých energetických hladinách $N_\alpha/N_\beta = 1,000016$ při indukci vnějšího magnetického pole $B_0 = 2,35 \text{ T}$. To znamená, že na každých milion částic se ve stavu s nižší energií nachází pouze o 16 částic více než ve stavu s vyšší energií. S rostoucí velikostí indukce vnějšího magnetického pole se tento poměr zvyšuje. Při indukci pole $B_0 = 9,40 \text{ T}$ je přebytek na hladině s nižší energií již 64 částic z každého milionu částic. Přestože se zdá, že je rozdíl v počtu částic na jednotlivých energetických hladinách téměř zanedbatelný, je nutné si uvědomit, že 1 g tkáně obsahuje asi 10^{22} jader vodíku. Při takto velkém počtu částic se již přebytek počtu částic na nižší hladině energie stává výraznější a velikost vektoru magnetizace M je v takovém případě pro měření dostačující.

3.4.2 Precesní pohyb

Mimo rozštěpení energetických hladin začínají magnetické momenty částic v magnetickém poli B_0 konat také tzv. precesní pohyb (opisují plášť kužele podobně jako dětská káča) – viz obrázek 3.8. Precesní pohyb vzniká při každé změně působícího magnetického pole a trvá, dokud se částice



Obrázek 3.6: Rozštěpení energetických hladin a počet částic N na jednotlivých hladinách energie E . Ve stavu s nižší energií E_α se nachází v termodynamické rovnováze více částic látky N_α , zatímco ve stavu s vyšší energií E_β se nachází menší počet částic látky N_β .

v dané poloze neustálí. Frekvence precese se označuje jako Larmorova frekvence a je úměrná velikosti indukce působícího magnetického pole B_0 a magnetickým vlastnostem částic – gyromagnetické konstantě γ :

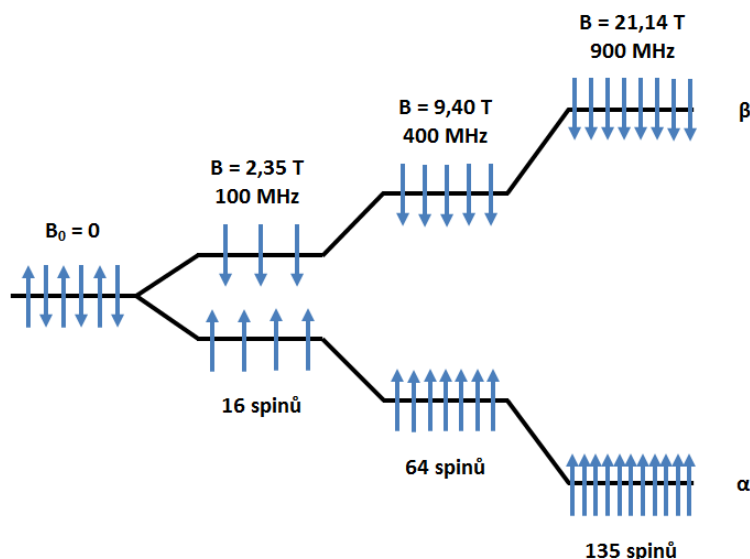
$$\omega_0 = \gamma B_0; \quad f_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (3.6)$$

Příčina precesního pohybu je dána výslednicí síly, která se snaží přimět magnetický moment k souhlasné nebo nesouhlasné orientaci s vektorem vnějšího pole B_0 a síly, která udržuje magnetický moment v rotaci okolo vlastní osy.

3.5 Energie částic

Energie částice v magnetickém poli je přímo úměrná velikosti magnetického momentu částice μ , indukci vnějšího magnetického pole B_0 a kosinu úhlu θ , který oba vektory svírají.

$$E = -\mu \mathbf{B}_0 = -\mu B_0 \cos \theta \quad (3.7)$$



Obrázek 3.7: Obsazenost částic na energetických hladinách závisí na velikosti indukce magnetického pole, ve kterém je látka umístěna. Se zvyšující se indukcí pole roste poměr počtu částic na jednotlivých energetických hladinách. Pro jádra vodíku (1H) se při indukci magnetického pole $B_0 = 2,45 \text{ T}$ na každý milion částic nachází ve stavu s nižší energií o 16 částic více než ve stavu s vyšší energií. Při indukci pole $B_0 = 9,40 \text{ T}$ je přebytek na nižší hladině energie 64 částic a při indukci pole $B_0 = 21,14 \text{ T}$ je přebytek 135 částic na každých milion částic látky.

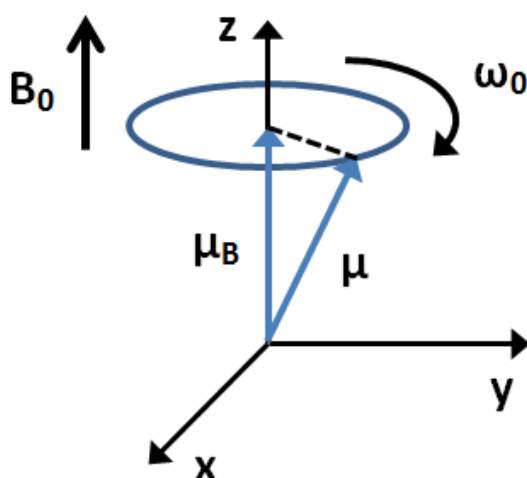
Již víme, že magnetické momenty jader vodíku (1H) mohou v magnetickém poli zaujmout pouze dvě možné orientace – souhlasnou a nesouhlasnou se směrem indukce vnějšího pole. Každý stav má jinou energii, kterou lze vyjádřit kombinací rovnic 3.2, 3.4 a 3.7:

$$E = \mu_z B_0 = \gamma S_z B_0 = \gamma m_s \hbar B_0 = \pm \frac{\gamma \hbar B_0}{2} \quad (3.8)$$

$$E_\alpha = -\frac{\gamma \hbar B_0}{2} \quad \text{a} \quad E_\beta = \frac{\gamma \hbar B_0}{2} \quad (3.9)$$

Energetický rozdíl $|E_\alpha - E_\beta|$ mezi stavem s nižší energií (souhlasná orientace) a stavem s vyšší energií (nesouhlasná orientace) je potom s přihlédnutím k rovnici 3.6 roven:

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 = h f_0 \quad (3.10)$$



Obrázek 3.8: Precesní pohyb magnetického momentu μ částice způsobený vlivem vnějšího magnetického pole B_0 .

Mezi oběma energetickými stavy mohou částice přecházet:

- Ze stavu s nižší energií do stavu s vyšší energií (tzv. excitace): Přechod je umožněn pouze dodáním kvanta energie, které odpovídá energetickému rozdílu ΔE mezi oběma hladinami (viz rovnice 3.10). Frekvence f_0 odpovídající energii přechodu se označuje jako rezonanční (Larmorova) frekvence⁴. Zdrojem energie může být např. pulz elektromagnetického záření s odpovídající frekvencí f_0 .
- Ze stavu s vyšší energií do stavu s nižší energií (tzv. deexcitace): Přechod je provázen odevzdáním nadbytečné energie, která odpovídá energetickému rozdílu ΔE mezi oběma hladinami (viz rovnice 3.10). Nadbytečná energie se vyzařuje v podobě elektromagnetického záření s odpovídající frekvencí f_0 . Právě tato vyzářená energie je detekována MRI přístrojem jako užitečný signál, který nese informaci o vnitřní struktuře látky. Přechod z vyšší hladiny energie na nižší může být samovolný (málo pravděpodobné) nebo vynucený (indukovaný) dodáním energie např. elektromagnetickým pulzem o příslušné frekvenci.

⁴Odtud plyne název metody – magnetická rezonance.

Tabulka 3.1: Magnetické vlastnosti a citlivost měření některých důležitých jader pro indukci magnetického pole $B_0 = 11,74 T$.

Zdroj: <http://www.studiumchemie.cz/NMR/index.php?stranka=skripta&kapitola=2>.

Jádro	Spin	Výskyt [%]	γ [$10^7 \cdot \text{rad } T^{-1} s^{-1}$]	Rezonanční frekvence	Citlivost [%]
1H	1/2	99,99	26,75	500,0 MHz	100
2H	1	0,01	4,11	76,8 MHz	0,0001
3H	1/2	–	28,54	533,3 MHz	0
^{12}C	0	98,93	–	–	–
^{13}C	1/2	1,07	6,73	125,7 MHz	0,02
^{14}N	1	99,63	1,93	36,1 MHz	0,1
^{15}N	1/2	0,37	-2,71	50,7 MHz	0,0004
^{16}O	0	99,96	–	–	–
^{19}F	1/2	100	25,18	470,4 MHz	83
^{31}P	1/2	100	10,84	202,4 MHz	6,6

Z rovnice energetického rozdílu (3.10) plyne, že energie (resp. frekvence záření), kterou je částice schopna pohltit nebo vyzářit, je úměrná gyromagnetické konstantě γ a velikosti vnějšího magnetického pole B_0 . Absorbovaná, resp. vyzářená energie má typicky frekvenci v oblasti spektra rádiových vln, tj. v oblasti megahertzových frekvencí (\sim MHz).

Velikost energetického rozdílu mezi hladinami je také rozhodujícím parametrem, který stanovuje rozdělení počtu částic na jednotlivých hladinách. Platí, že čím větší je energetický rozdíl mezi hladinami, tím méně částic je schopno přeskočit do vyšší energetické hladiny, a tím vyšší je přebytek částic na nižší hladině energie (viz obrázek 3.7). Velikost rozdílu počtu částic na obou hladinách energie určuje velikost celkového vektoru magnetizace látky. Pro zvýšení citlivosti a přesnosti měření je žádoucí, aby byl měřený vektor magnetizace co největší. Obecně toho lze dosáhnout použitím silnějšího vnějšího magnetického pole ($\uparrow B_0$) nebo měřením částic s větší gyromagnetickou konstantou ($\uparrow \gamma$). Magnetické vlastnosti a citlivost měření některých atomových jader jsou uvedeny v tabulce 3.1.

3.6 Chemický posuv

Ve skutečnosti bývají částice v látce ovlivněny nejen silným vnějším magnetickým polem B_0 , ale také slabým lokálním magnetickým polem B_i , které vytvářejí okolní částice. Rovnice 3.10 potom přechází do tvaru:

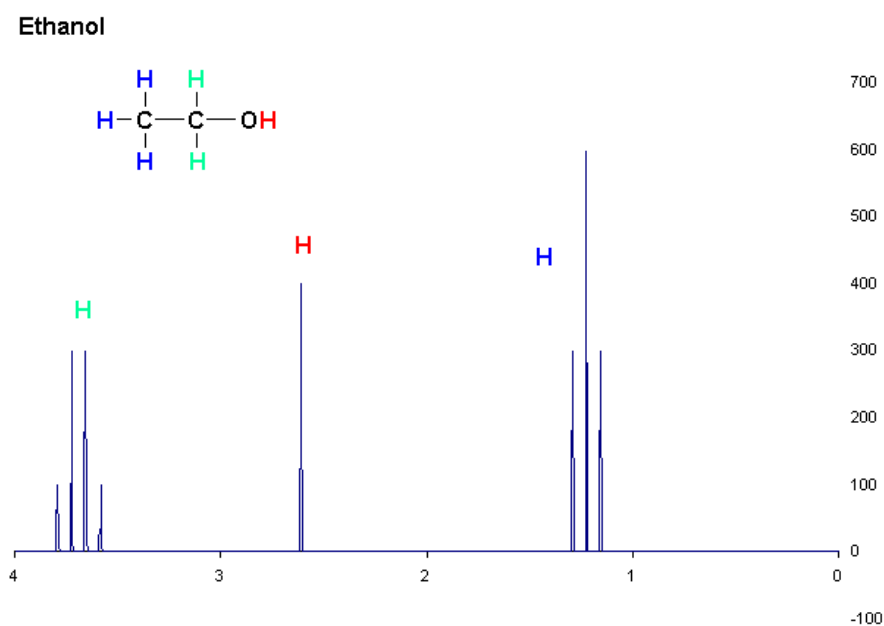
$$\Delta E = hf_0 = \hbar\gamma(B_0 + B_i) \quad (3.11)$$

Rozdíl energií mezi hladinami i hodnota Larmorovy frekvence precesního pohybu (rovnice 3.6) se díky tomu pro danou částici nepatrně změní (cca o desítky až stovky Hz). Tato frekvenční změna se označuje jako tzv. chemický posuv, protože závisí na chemickém okolí částice (chemické složení látky a typy chemických vazeb). Měříme-li tedy např. jádra vodíku (^1H) v ethanolu, potom naměříme několik různých signálů vodíku, které odpovídají odlišnému chemickému okolí a vazbám. V naměřeném signále velmi dobře rozlišíme vodíková jádra ve skupinách $-\text{CH}_3$, $-\text{CH}_2$ a $-\text{OH}$ (viz obrázek 3.9). Chemický posuv je podstatou NMR-spektroskopie, což je analytická metoda chemického složení látek. Dostatečný chemický posuv pro využití spektroskopie je až od velikosti vnějšího magnetického pole cca 1,5 T. V medicínském zobrazování se chemický posuv projevuje nežádoucím artefaktem od chemického posuvu.

3.7 Excitace

V kapitole 3.5 bylo řečeno, že pro citlivost a přesnost měření je rozhodující co největší velikost vektoru magnetizace látky. Tato skutečnost ovšem sama o sobě nestačí. Je nutné si uvědomit, že vnější magnetické pole produkuje v látce vektor magnetizace \mathbf{M} , který má stejný směr jako indukce magnetického pole \mathbf{B}_0 – směr osy z . Měření vektoru magnetizace je v takovém případě nemožné, protože magnetický signál látky je překryt mnohem silnějším vnějším magnetickým polem. Aby bylo možné magnetický signál látky detekovat, je zapotřebí vektor magnetizace vychýlit z osy z do roviny xy , kde není signál maskován vnějším magnetickým polem.

Vychýlení vektoru magnetizace docílíme excitací částic, tj. dodáním vhodné energie např. pomocí elektromagnetického pulzu s frekvencí, která



Obrázek 3.9: Chemický posuv. Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:1H-NMR-Ethanol-Coupling-shown.GIF>.

odpovídá rezonanční (Larmorově) frekvenci částic. Rezonanční frekvence částic se typicky pohybuje v oblasti spektra rádiových vln (např. 63,87 MHz pro jádra vodíku ^1H při velikosti magnetického pole 1,5 T), proto excitační pulzy označujeme častěji jako radiofrekvenční (RF) pulzy. Pokud je frekvence RF pulzu stejná jako Larmorova frekvence částic, dochází k absorpci energie a rezonanci částic. Aplikace RF pulzu se projeví dvěma způsoby:

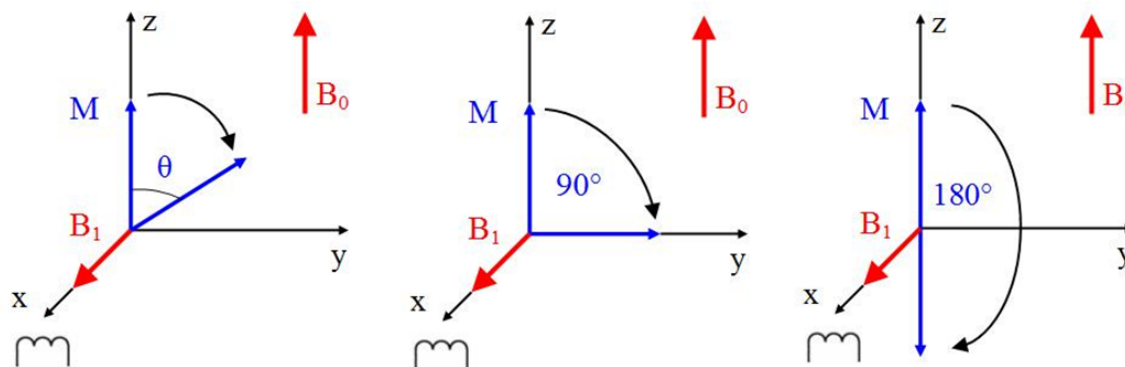
- Energie RF pulzu je absorbována částicemi látky, magnetické momenty částic se přetočí do nesouhlasné orientace a částice přeskakují na vyšší energetickou hladinu. Počty částic na hladině s nižší i vyšší energií se postupně mění a vektor magnetizace v longitudinálním směru se zmenšuje, zcela zaniká ($M_z \rightarrow 0$) nebo mění orientaci ($M_z \rightarrow -M_z$).
- Z kapitoly 3.4.2 víme, že magnetické momenty částic konají v magnetickém poli precesní pohyb s Larmorovou frekvencí. Částice látky ovšem konají precesní pohyb s různou fází – v každém časovém okamžiku jsou transversální složky magnetických momentů částic orientovány náhodně a navzájem se vyruší. Vektor magnetizace v transversálním

směru je v takovém případě nulový ($M_{xy} = 0$). Aplikace RF pulzu vyvolá v látce synchronizaci precesního pohybu všech částic, transverzální složky magnetických momentů částic se sfázují a vektor transverzální magnetizace bude maximální ($M_{xy} \rightarrow \max$). Právě příčná složka vektoru magnetizace je ta část magnetického signálu tkáně, která není maskována vnějším magnetickým polem a je měřitelná.

Vychýlení vektoru magnetizace má na svědomí magnetická složka RF pulzu⁵. Působí-li magnetická složka RF pulzu (B_1) v rovině xy , dojde k vychýlení vektoru magnetizace látky z osy z do roviny xy o jistý úhel θ , který je úměrný energii RF pulzu – tj. velikosti B_1 a době trvání t pulzu:

$$\theta = \gamma \int_0^t B_1 dt = \gamma B_1 t \quad (3.12)$$

Obecně lze aplikovat RF pulzy s různými úhly vychýlení, ale nejčastěji se používají pulzy 90° ($M_z \rightarrow M_{xy}$) a 180° ($M_z \rightarrow -M_z$). Příklad excitace je na obrázku 3.10.



Obrázek 3.10: Vychýlení vektoru magnetizace (excitace) RF pulzem.

⁵Elektromagnetické záření je kombinací příčného magnetického a elektrického vlnění. Složky vektoru indukce magnetického pole B a vektoru intenzity elektrického pole E jsou navzájem kolmé a jsou kolmé ke směru šíření elektromagnetického vlnění.

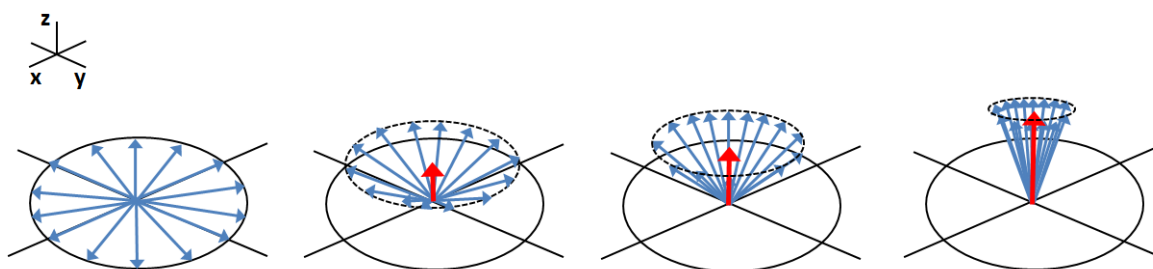
3.8 Deexcitace

Po skončení RF pulzu se vychýlený vektor magnetizace navrácí působením relaxačních mechanismů zpět do stavu termodynamické rovnováhy, tj. zpět do směru vnějšího magnetického pole B_0 ($M_\theta \rightarrow M_z$). Návrat vektoru magnetizace (tzv. relaxace) je provázen přeskokem částic z vyšší energetické hladiny do nižší a vyzářením přebytečné energie (deexcitace) ve formě elektromagnetického záření, které je detekováno jako užitečný signál. Relaxační mechanismy rozlišujeme dvojího typu podle druhu interakce magnetických momentů částic látky s okolím:

- *Spin-mřížková interakce*: T1 relaxace, podélná relaxace
- *Spin-spinová interakce*: T2 relaxace, příčná relaxace

3.8.1 Spin-mřížková interakce

Je způsobena interakcí magnetických momentů částic látky s magnetickým šumem, který je generován tepelným pohybem okolních částic. Je-li frekvence fluktuací magnetického šumu blízká Larmorově frekvenci částic látky, potom dochází ke zvýšenému přenosu energie částic do okolí (do mřížky). Spin-mřížková interakce způsobuje návrat vychýlených magnetických momentů částic látky zpět do směru vnějšího magnetického pole B_0 (do osy z) a obnovuje longitudinální složku vektoru magnetizace – viz obrázek 3.11. Relaxace je označována jako podélná (longitudinální) relaxace.

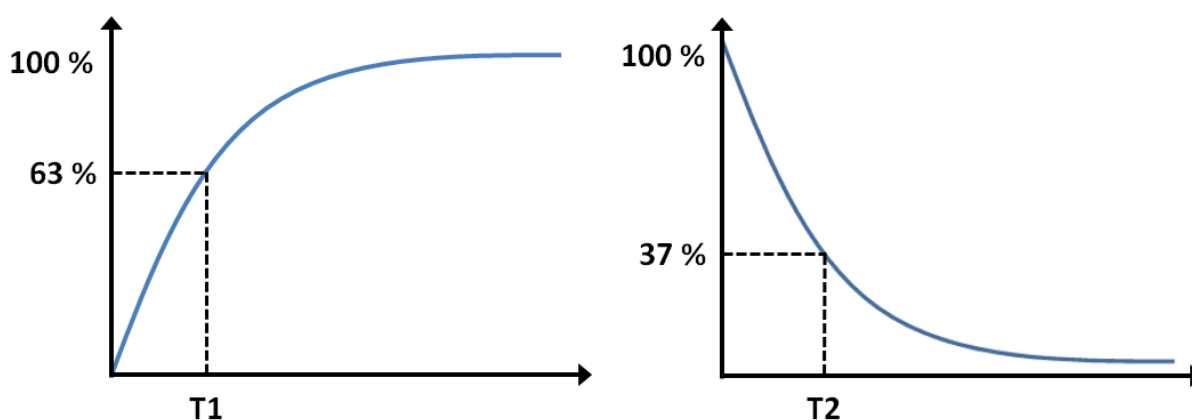


Obrázek 3.11: Podélná (longitudinální) relaxace způsobuje návrat vychýlených magnetických momentů (modrá) částic látky zpět do osy z a obnovuje longitudinální složku vektoru magnetizace (červená).

Rychlost relaxace je popsána konstantou $T1$ (podélná relaxační doba), která je definována jako doba potřebná k dosažení 63 % původní velikosti vektoru magnetizace v ose z : $0,63 \cdot M_z \rightarrow T1$ (viz obrázek 3.12a). Návrat vektoru magnetizace lze matematicky popsat rovnicí:

$$M_z = M_0 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{T1}\right) \right] \quad (3.13)$$

Časová konstanta $T1$ je charakteristická pro různé tkáně – závisí na velikosti jader, koncentraci jader, chemických vazbách, teplotě, apod. Jádra vodíku pevně vázaná v tukové tkáni proto relaxují mnohem rychleji než např. slabě vázané protony v mozkomíšním moku. Konstanty $T1$ některých biologických tkání jsou uvedeny v tabulce 3.2.



Obrázek 3.12: (a) Exponenciální průběh longitudinální relaxace s definovanou konstantou $T1$. (b) Exponenciální průběh transverzální relaxace s definovanou konstantou $T2$.

3.8.2 Spin-spinová interakce

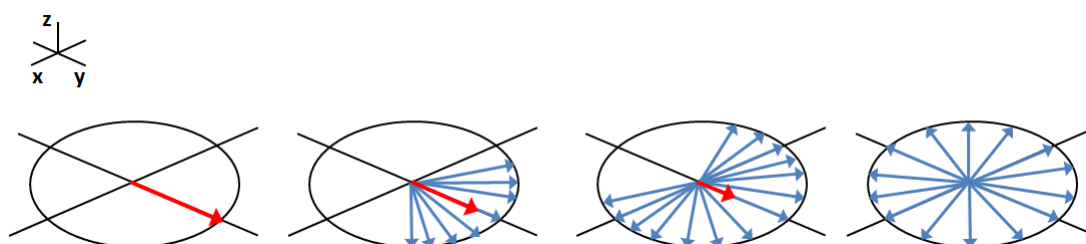
Je způsobena interakcí magnetických momentů částic látky s magnetickými momenty okolních částic (tzv. vnitřní nehomogenity), odchylkami vnějšího

magnetického pole B_0 (tzv. vnější nehomogenity)⁶ a nehomogenitami gradientních magnetických polí o indukci G (viz kapitola 3.10). Samostatné působení vnitřních nehomogenit vede k definici relaxace T_2 , společným působením vnitřních a vnějších nehomogenit je definována relaxace T_2^* (viz rovnice 3.15) a současným působením vnitřních nehomogenit, vnějších nehomogenit a nehomogenit gradientních magnetických polí vzniká definice relaxace T_2^{**} (viz rovnice 3.16):

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_3} \quad (3.15)$$

$$\frac{1}{T_2^{**}} = \frac{1}{T_2^* + \gamma GR} \quad (3.16)$$

kde R je průměr snímaného objektu v centimetrech.



Obrázek 3.13: Příčná (transverzální) relaxace způsobuje ztrátu soufázovosti precesního pohybu magnetických momentů (modrá) částic látky a vede k zániku transverzální složky vektoru magnetizace v rovině xy (červená).

Jestliže při aplikaci RF pulzu dochází k fázovému sladění precesního pohybu částic, potom spin-spinová interakce způsobuje ztrátu soufázovosti pohybu částic a vede k zániku transverzální složky vektoru magnetizace v rovině xy ($M_{xy} \rightarrow 0$) – viz obrázek 3.13. Relaxace je označována jako příčná (transverzální) relaxace.

⁶Velikost podílu vnějších nehomogenit (T_3), způsobených odchylkami ΔB_0 vnějšího magnetického pole, na spin-spinové interakci lze přibližně popsat rovnicí:

$$T_3 \cong \gamma \frac{\Delta B_0}{\pi} \quad (3.14)$$

Tabulka 3.2: Relaxační časy $T1$ a $T2$ některých biologických tkání pro $B_0 = 1,5 T$.

Zdroj: [https://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_\(NMR\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_(NMR)).

Tkáň	T1 (ms)	T2 (ms)
Tuk	240-250	60-80
Krev (deoxygenovaná)	1350	50
Krev (oxygenovaná)	1350	200
Mozkomíšní tekutina (podobné čisté vodě)	4200-4500	2100-2300
Šedá hmota mozku	920	100
Bílá hmota mozku	780	90
Játra	490	40
Ledviny	650	60-75
Svaly	860-900	50

Rychlost relaxace je popsána konstantou $T2$ (příčná relaxační doba), která je definována jako doba potřebná k dosažení 37 % původní velikosti vektoru magnetizace v rovině xy : $0,37 \cdot M_{xy} \rightarrow T2$ (viz obrázek 3.12b). Zánik vektoru transversální magnetizace lze matematicky popsat rovnicí:

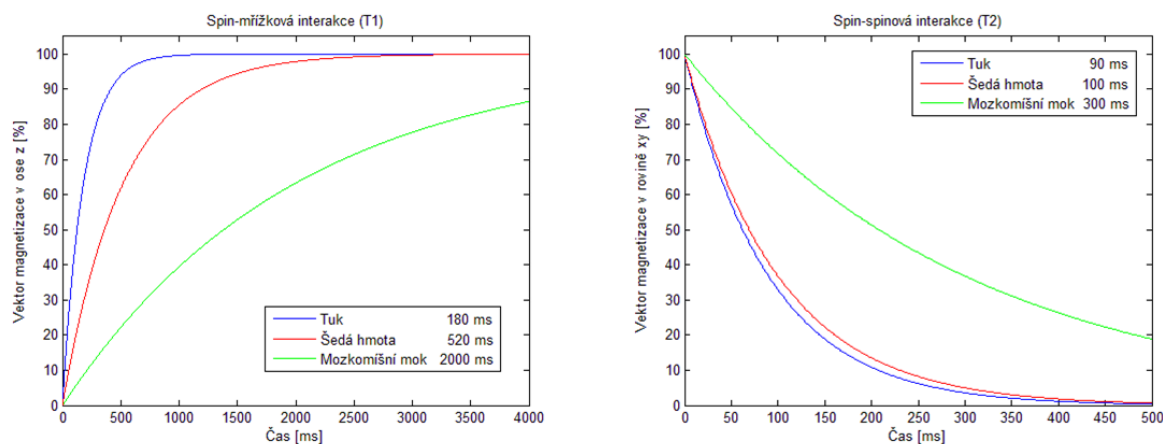
$$M_{xy} = M_0 \exp\left(-\frac{t}{T2}\right) \quad (3.17)$$

Časová konstanta $T2$ je opět charakteristická pro různé tkáně a je typicky asi 2 až $10\times$ kratší než konstanta $T1$. Konstanty $T2$ některých biologických tkání jsou uvedeny v tabulce 3.2.

3.8.3 Celková relaxace

Celková relaxace nastává současným působením $T1$ i $T2$ relaxace. Nejdříve se uplatní $T2$ relaxace ($M_{xy} \rightarrow 0$) a teprve se zpožděním i relaxace $T1$ ($M_\theta \rightarrow M_z$), protože ztráta soufázovosti precesního pohybu částic probíhá rychleji než překlopení magnetických momentů do osy z . Uplatňují-li se při $T2$ relaxaci navíc nehomogenity vnějšího magnetického pole (relaxace $T2^*$) a nehomogenity gradientních magnetických polí ($T2^{**}$), potom je ztráta soufázovosti ještě rychlejší.

$$T2^{**} \leq T2^* \leq T2 \leq T1 \quad (3.18)$$



(a)

(b)

Obrázek 3.14: (a) Relaxační časy T1 a (b) relaxační časy T2 tukové tkáně, šedé hmoty mozku a mozkomíšního moku. Zatímco relaxační časy T1 těchto tří tkání jsou značně odlišné, při zobrazení T2 relaxačního času není v MRI obraze možné rozlišit signály od tukové tkáně a šedé hmoty mozku, protože obě tkáně mají téměř shodné T2 časy.

Všechny vlivy, které způsobují T1 relaxaci, způsobují zároveň také T2 relaxaci. Naopak T2 relaxace se může projevit zcela samostatně, aniž by muselo dojít k T1 relaxaci.

3.8.4 Relaxační časy biologických tkání

Velikost relaxačních časů T1 a T2 vodíkových jader v biologických tkáních (viz tabulka 3.2) ovlivňuje řada faktorů: velikost molekul, typ chemických vazeb, teplota, koncentrace jader, aj. V lidském těle rozlišujeme několik základních stavebních složek, které vykazují výrazně odlišné T1 a T2 relaxační časy. Jedná se především o vodu, tuky, bílkoviny a měkké tkáně.

Vodíková jádra pevně vázaná v tukové tkáni nebo hydratačním obalu bílkovin ztrácejí volnost svého pohybu a jejich termální frekvence⁷ je blízká rezonanční Larmorově frekvenci těchto jader. Účinnost přenosu energie z vodíkových jader do okolní mřížky je tedy velká, a relaxační doba T1 tuků a bílkovin je proto velmi krátká. Díky větší volnosti pohybu v molekulách volné vody mají vodíková jádra vyšší termální frekvenci, než je

⁷Termální frekvence = frekvence tepelného pohybu, rotace a vibrace částic.

frekvence Larmorova. Účinnost přenosu energie je snížena a konstanta T_1 volné vody je díky tomu poměrně dlouhá. Pevná struktura měkkých tkání a zároveň jistá volnost pohybu vodíkových jader v těchto tkáních způsobuje, že mají vodíková jádra vázaná v měkkých tkáních kratší čas T_1 relaxace, než vodíková jádra vázaná v molekulách volné vody, ale delší čas T_1 relaxace, než vodíková jádra vázaná v tukové tkáni.

Vlivem velkých vzdáleností molekul ve struktuře volné vody dochází pouze k malému počtu spin-spinových interakcí mezi vodíkovými jádry, což se projevuje velmi dlouhým časem T_2 relaxace. Ve struktuře měkkých tkání jsou naopak vzájemné vzdálenosti molekul velmi malé, počet spin-spinových interakcí mezi vodíkovými jádry je velký, a čas T_2 relaxace je výrazně kratší, než čas T_2 relaxace vodíkových jader ve struktuře volné vody. Struktura tukové tkáně a bílkovin potom způsobuje menší rozfázování precesního pohybu vodíkových jader, než struktura měkké tkáně, ale větší rozfázování precesního pohybu, než struktura volné vody. Časová konstanta T_2 tuku a bílkovin proto nabývá hodnoty někde mezi hodnotou T_2 měkkých tkání, a hodnotou T_2 volné vody.

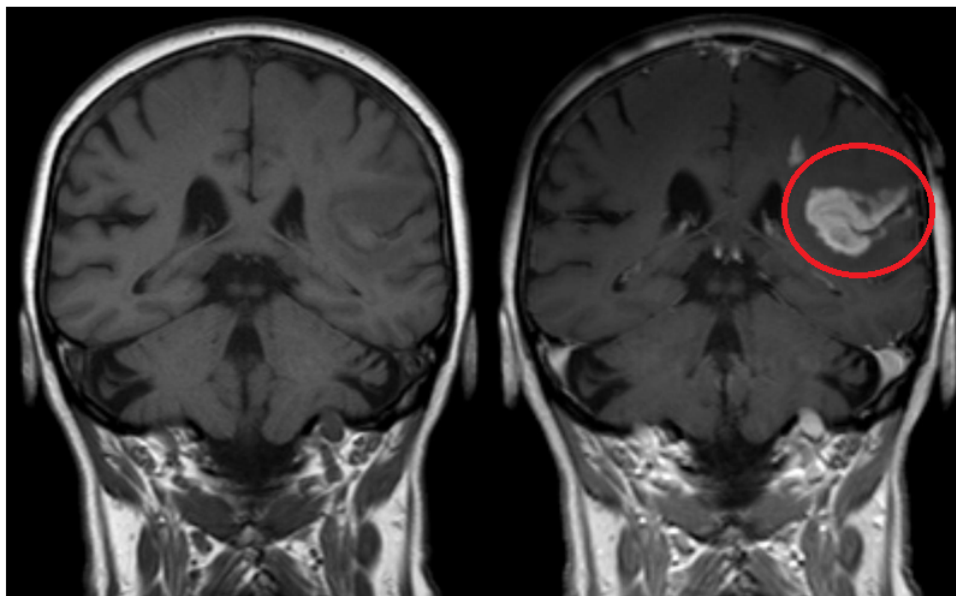
3.8.5 Kontrastní látky

Podíváme-li se na hodnoty a grafy relaxačních časů T_1 a T_2 některých tkání (viz tabulka 3.2 a obrázek 3.14), potom je jasné, že dvě odlišné tkáně mohou mít stejné relaxační konstanty. Obě tkáně potom při zobrazení poskytují stejný signál a ve výsledném obraze je není možné rozlišit.

Aplikujeme-li do těla pacienta vhodné MRI kontrastní látky, lze s jejich pomocí zesílit signál od určitých tkání (např. nádory, hematomy, apod.), viz obrázek 3.15. Jedná se zejména o některé paramagnetické látky: nejčastěji sloučeniny gadolinia (Gd), manganu (Mn) nebo železa (Fe). Dále lze použít vodu nebo polarizované plyny⁸ (např. helium ^3He , xenon ^{129}Xe). Sloučeniny kovů se pro aplikaci chemicky vážou k vhodným látkám

⁸Polarizované plyny jsou plyny, jejichž molekuly jsou v přítomnosti par alkalických kovů polarizovány magnetickým polem (magnetické momenty atomů plynu se zorientují ve směru nebo proti směru vektoru indukce magnetického pole). Atomy alkalických kovů, excitované laserovým zářením do vyššího energetického stavu, interagují s atomy plynu, předávají jim energii a excitují je. Polarizace plynu je udržována uchováním plynu v zásobnících s permanentním magnetickým polem při teplotě kapalného dusíku. Polarizované plyny nesmí přijít do styku s kovovými materiály, které ruší účinek polarizace. Polarizované plyny se nejčastěji používají jako kontrastní látky pro zobrazení plic.

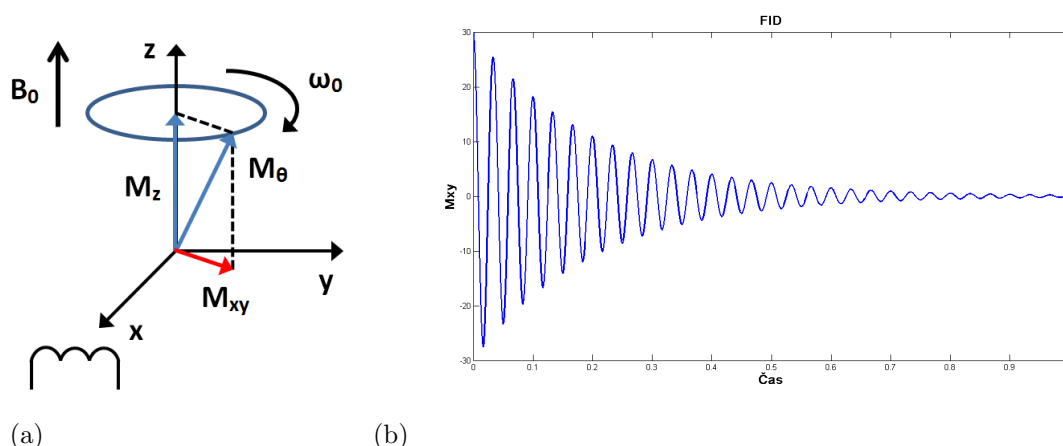
(nosičům), např. DTPA – diethylén-triamino-penta-octové kyselině, které jsou specificky vychytávány pouze určitými tkáněmi. Oproti zobrazované tkáni mají kontrastní látky značně odlišnou Larmorovu frekvenci, a proto ovlivňují relaxační mechanismy a pozměňují relaxační časy T1 a T2 tkáně. Ovlivnění relaxačního času T1 kontrastními látkami bývá mnohem větší (cca o desítky %), než ovlivnění relaxačního času T2 (cca o jednotky %).



Obrázek 3.15: T1 obraz mozku s hematomem po mozkové mrtvice, zvýrazněný po aplikaci MRI kontrastní látky. Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Bluthirnschranke_nach_Infarkt_nativ_und_KM.png.

3.9 Detekce signálu

Po aplikaci vhodného RF pulzu (viz kapitola 3.7) je vektor magnetizace vychýlen o jistý úhel θ z osy z do roviny xy . Transverzální složka vektoru magnetizace (M_{xy}) se stává nenulovou a není maskována vnějším magnetickým polem, jehož vektor indukce má směr osy z . Umístíme-li do roviny xy přijímací cívku, potom se v ní začne po skončení RF pulzu vlivem precesního pohybu vektoru magnetizace M_{xy} generovat magnetoelektrickou indukci střídavý proud s Larmorovou frekvencí f_0 . Detekovaný signál se pak označuje jako volně indukovaný signál FID (z angl. Free Induction Decay).



Obrázek 3.16: (a) Umístíme-li do roviny xy přijímací cívku, potom se v ní začne po skončení RF pulzu vlivem precesního pohybu vektoru magnetizace M_{xy} generovat magnetoelektrickou indukci střídavý proud s Larmorovou frekvencí f_0 . (b) Volně indukovaný signál (FID) je složený ze dvou komponent.

Velikost indukovaného proudu v cívce je úměrná velikosti vektoru transverzální magnetizace M_{xy} . Indukovaný FID signál je tedy maximální ihned po skončení RF pulzu a poté exponenciálně klesá v důsledku příčné relaxace $T2^*$ (ztráta soufázovosti precesního pohybu částic látky a zánik transverzální složky vektoru magnetizace M_{xy}). Volně indukovaný signál (FID) je složený ze dvou komponent (viz obrázek 3.16):

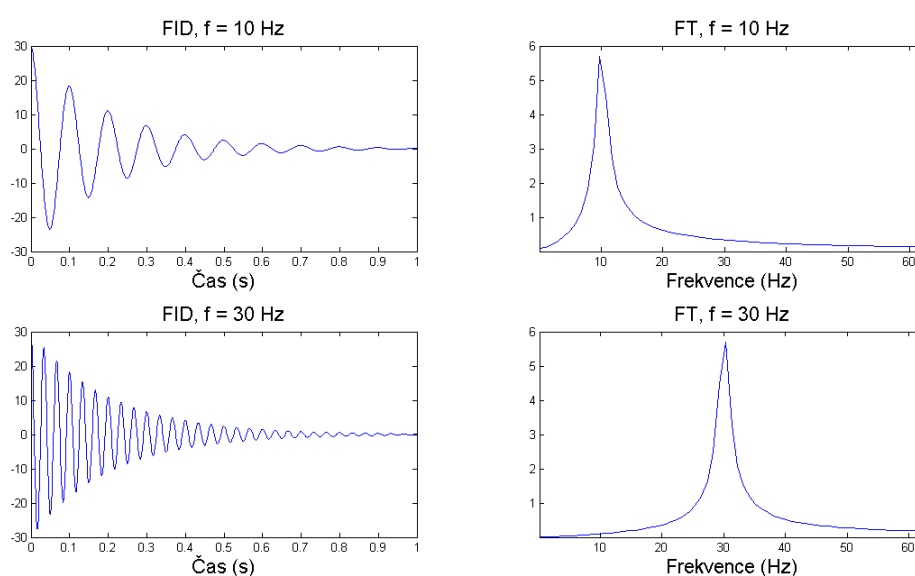
- Harmonický signál (sinus nebo kosinus) s Larmorovou frekvencí f_0
- Exponenciální útlum signálu způsobený spin-spinovou relaxací $T2^*$

Matematicky lze FID signál popsat rovnicí:

$$|FID| \approx M_{xy}(t) = M_{xy} \cdot \exp\left(-\frac{t}{T2^*}\right) \cos(\omega_0 t) \quad (3.19)$$

V kapitole 3.4.2 bylo uvedeno, že Larmorova frekvence precesního pohybu částic látky (rovnice 3.6) závisí nejen na velikosti vnějšího magnetického pole B_0 , ale hlavně také na magnetických vlastnostech částic (gyromagnetická konstanta γ). Různé částice proto v magnetickém poli konají precesní pohyb s různou Larmorovou frekvencí a produkují odlišné FID signály. Chceme-li ze složitého FID signálu (viz obrázek 3.16b) určit frekvence, které

jsou v něm obsaženy, lze na signál použít Fourierovu transformaci. Fourierova transformace vytvoří z časově závislého FID signálu jeho frekvenční spektrum, které je reprezentováno píky na frekvencích obsažených v signálu. Tyto frekvence odpovídají Larmorově frekvenci precesního pohybu všech částic, které vyprodukovaly FID signál. Z frekvence a amplitudy píků lze určit typ a četnost jednotlivých částic v zobrazované scéně. Ukázka dvou různých FID signálů a jejich Fourierovy transformace je na obrázku 3.17.



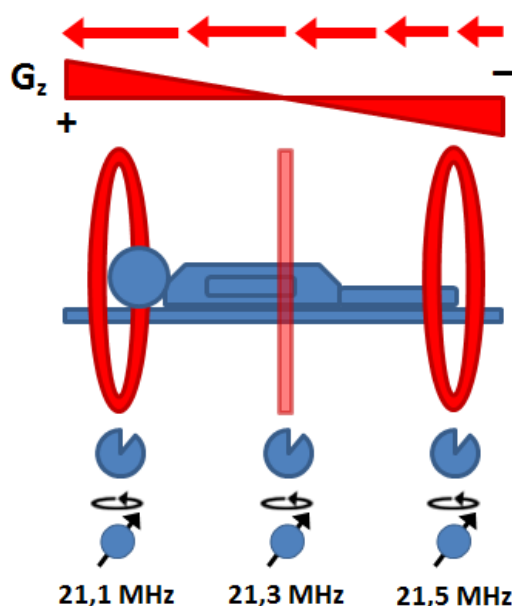
Obrázek 3.17: Ukázka dvou FID signálů s frekvencí 10 Hz a 30 Hz (vlevo) a jejich frekvenční spektra po Fourierově transformaci (vpravo). Ve frekvenčním spektru signálů nalezneme píky na těch frekvencích, které jsou obsaženy ve FID signálu.

3.10 Poziční kódování

K rekonstrukci MRI obrazu samotné měření FID signálu nestačí, protože není známa přesná pozice ve scéně, kde signál vznikl a odkud byl vyzářen. K určení přesné pozice zdroje signálu slouží poziční kódování. Je realizováno třemi přídatnými gradientními cívkami, které generují gradientní magnetická pole G_x , G_y a G_z v osách x , y a z . Magnetické gradienty se superponují

přes hlavní magnetické pole B_0 a řízeně narušují jeho homogenitu s cílem zakódovat pozici. Gradient G_z slouží k výběru tomoroviny a gradienty G_x a G_y určují pozici voxelu⁹ ve zvolené tomorovině – viz obrázek 3.21a. Součet všech tří gradientních polí je popsán rovnicí:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2} \quad (3.20)$$



Obrázek 3.18: Změna magnetického pole B_0 vlivem gradientního pole G_z ovlivňuje Larmorovu frekvenci precesního pohybu částic. V každé tomorovině konají stejné částice precesní pohyb s pozměněnou Larmorovou frekvencí, podle velikosti gradientního pole. Při aplikaci RF pulzu o příslušné frekvenci potom mohou rezonovat pouze částice v místě s odpovídající velikostí magnetického pole $B_0 + G_z$ (zvolená tomorovina).

3.10.1 Gradient G_z (výběr tomoroviny)

Kódování pozice ve směru osy z a výběr tomoroviny lze provést změnou gradientního magnetického pole G_z působícího ve směru vnějšího magnetického pole B_0 . Změna magnetického pole B_0 vlivem gradientního pole G_z ovlivňuje Larmorovu frekvenci precesního pohybu částic (rovnice 3.6). V každé tomorovině konají částice precesní pohyb s pozměněnou Larmorovou frekvencí,

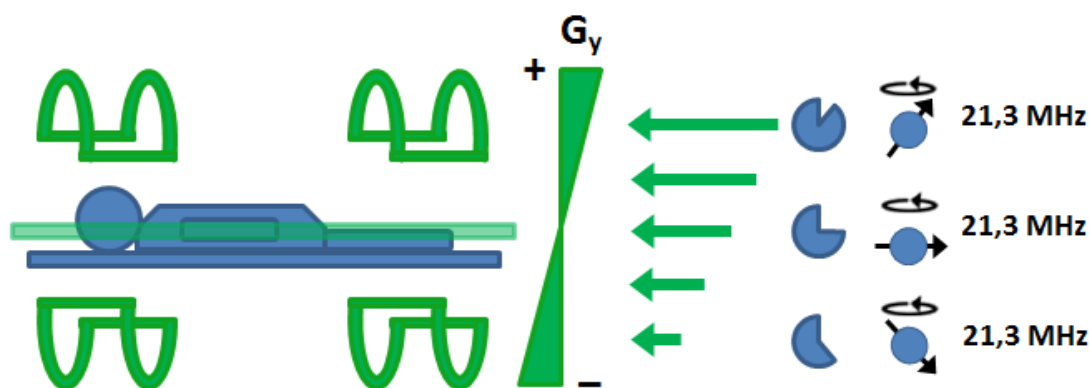
⁹Voxel = Objemový element (z angl. Volumetric Pixel)

podle velikosti gradientního pole. Při aplikaci RF pulzu o příslušné frekvenci potom mohou rezonovat pouze částice v místě s odpovídající velikostí magnetického pole $B_0 + G_z$ (zvolená tomorovina) – obrázek 3.18. Šířka tomoroviny Δz je úměrná velikosti gradientu G_z a frekvenční šířce pásma excitačního RF pulzu $\Delta\omega$, která souvisí s délkou jeho trvání:

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} \quad (3.21)$$

3.10.2 Gradient G_y (fázové kódování)

Pokud ke gradientu G_z přidáme na krátký okamžik druhý gradient G_y , budou částice na pozicích s vyšší hodnotou G_y konat precesní pohyb s vyšší Larmorovou frekvencí než jádra na pozicích s nižší hodnotou G_y . Po vypnutí gradientu G_y se Larmorova frekvence precesního pohybu částic opět sjednotí, ale fáze precese částic zůstane rozdílná (viz obrázek 3.19). Kodování pozice ve směru osy y se označuje jako *fázové kódování*.

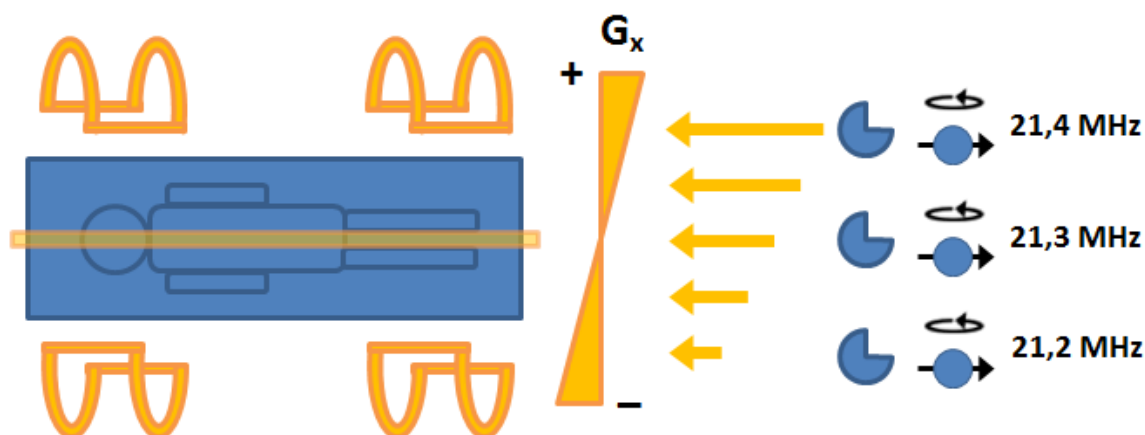


Obrázek 3.19: Částice na pozicích s vyšší hodnotou G_y precedují s vyšší Larmorovou frekvencí než jádra na pozicích s nižší hodnotou G_y . Po vypnutí gradientu G_y se Larmorova frekvence precesního pohybu částic opět sjednotí, ale fáze precese částic zůstane rozdílná.

3.10.3 Gradient G_x (frekvenční kódování)

Kódování pozice ve směru osy x zajistíme přidáním třetího gradientního pole G_x . Zatímco po aplikaci gradientu G_y jsme dosáhli fázové změny

precedujících částic, aplikací gradientu G_x se změjí Larmorovy frekvence precesního pohybu částic na různých pozicích ve směru osy x (viz obrázek 3.20). Kodování pozice ve směru osy x se označuje jako *frekvenční kódování*.



Obrázek 3.20: Aplikací gradientu G_x dosáhneme změny Larmorovy frekvence precesního pohybu částic na různých pozicích ve směru osy x .

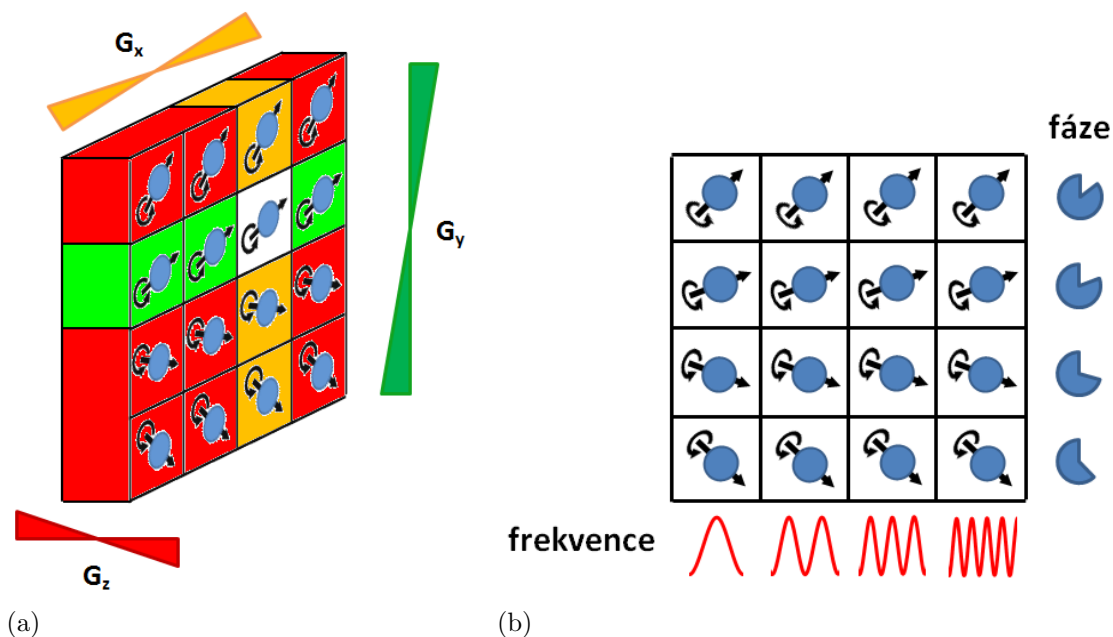
3.10.4 Současná aplikace gradientů G_x , G_y a G_z

Současnou aplikací všech tří gradientních polí G_x , G_y a G_z již známe konkrétní pozici ve scéně (voxel), ze které přichází měřený signál. Pozice každého voxelu $[x, y, z]$ je charakterizována fází a frekvencí precesního pohybu částic. Obraz tomovrstvy G_z získáváme v podobě dvourozměrné matice hodnot (tzv. k-prostor), kde G_y tvoří řádky se stejnou fází a G_x sloupce se stejnou frekvencí (viz obrázek 3.21b). Výběr jiné tomovrstvy lze provést buď změnou frekvence excitačního RF pulzu nebo změnou polohy průsečíku gradientu $\pm G_z$ s vnějším magnetickým polem B_0 .

3.11 Rekonstrukce obrazu

Cílem rekonstrukce obrazu je z naměřených signálů vytvořit výsledný MRI obraz. Použit lze obecně dvě rekonstrukční metody:

- *Projekčně rekonstrukční metoda*: Vychází z principu CT rekonstrukce obrazu a využívá Radonovy transformace a algoritmů filtrované zpětné



Obrázek 3.21: (a) Objemový element scény (voxel) je kódován třemi gradienty: gradient G_z slouží k výběru tomoroviny a gradienty G_x a G_y určují pozici voxelu ve zvolené tomorovině. (b) Obraz tomovrstvy G_z získáváme v podobě dvourozměrné matice hodnot, kde G_y tvoří řádky se stejnou fází a G_x sloupce se stejnou frekvencí.

projekce. Vzhledem k velké časové náročnosti a některým dalším negativním aspektům se však u současných MRI systémů nepoužívá.

- *Fourierova rekonstrukční metoda*: Vychází z myšlenky kódování pozice pomocí frekvence a fáze. Výhodou metody je malá citlivost na nehomogenity magnetického pole B_0 i gradientních polí G_x , G_y a G_z .

3.11.1 Fourierova rekonstrukční metoda

Fourierova rekonstrukce obrazu probíhá v několika krocích:

1. *Výběr tomoroviny*: Gradientem G_z se excituje požadovaná tomorovina. Všechna jádra v tomorovině budou konat precesní pohyb se stejnou frekvencí i fází (viz kapitola 3.10.1).
2. *Fázové kódování*: Aplikací gradientu G_y se provede cílená změna Larmorovy frekvence precesního pohybu částic ve směru osy y . Po skončení

gradientu se frekvence precese částic sjednotí, ale v závislosti na velikosti gradientu G_y a délce jeho trvání t_y budou částice konat precesní pohyb s různou fází podél směru osy y (výběr řádků) – kapitola 3.10.2.

3. *Frekvenční kódování:* Aplikací gradientu G_x dojde ke změně Larmorovy frekvence precese částic podél směru osy x (výběr sloupců). Částice v každém sloupci konají precesní pohyb s různou Larmorovou frekvencí (viz kapitola 3.10.3). Během doby trvání gradientního pole G_x se přijímací cívkou detekuje vyzařovaný FID signál. Je získán jeden řádek matice dat, který je vzorkován po sloupcích. Gradient G_x je také označován jako „čtecí“ gradient.
4. Po uplynutí tzv. repetiční doby (TR) se celá excitační sekvence (kroky 1 až 3) opakuje tolikrát, kolik je potřeba získat řádků datové matice. Parametry excitace G_z a G_x zůstávají stejné, ale při každém opakování se změní velikost gradientu G_y , který ovlivňuje fázi precesního pohybu částic. Výsledkem jsou další měřené a navzorkované řádky matice dat. Změnu gradientu G_y lze provést změnou velikosti gradientu o ΔG_y nebo změnou délky jeho trvání o Δt_y . V praxi se používá změna o ΔG_y . Typické MRI obrazy mají asi 512 až 1024 řádků, proto je při snímání jedné tomografie nutné provést 512 až 1024 změn G_y .
5. *Rekonstrukce obrazu:* Z naměřené matice dat se inverzní dvourozměrnou Fourierovou transformací (2DFT^{-1}) získá z každého voxelu velikost signálu, která určuje jas každého pixelu ve výsledném MRI obraze.

3.12 Váhování obrazu

Charakteristiku výsledného MRI obrazu určuje volba budící sekvence. Obecně se nepoužívají jednotlivé budící RF pulzy, ale periodicky se opakující pulzní sekvence tvořené více různými RF pulzy. Každá sekvence má svoje výhody i nevýhody a jejich použití je víceméně specifické pro každý typ MRI vyšetření. Vhodnou volbou skladby budících RF pulzů a magnetických gradientů, jejich opakováním a časováním lze detekovaný signál tzv. váhovat požadovaným parametrem, kterým může být:

- Hustota protonových jader (PD)
- Relaxační doba T1 nebo T2
- Průtok jader (např. MR angiografie)
- Okysličení tkáně (např. funkční MRI)
- Difuze jader

Každé váhování obrazu je vhodné pro jiné zobrazení. Např. obraz T1 poskytuje vysoký kontrast (silný signál) tkáňového parenchymu a tuku, zatímco tekutiny jsou bez kontrastu. Obraz T2 zobrazuje vysoký kontrast tekutin a slabý kontrast měkkých tkání a tuku. Obraz PD (Proton Density) potom poskytuje podobný kontrast pro tekutiny, měkké tkáně i tuk. Obecně lze říci, že obraz T1 je vhodný pro zobrazení anatomie, zatímco obrazy T2 a PD jsou užitečnější pro zobrazení funkce a patologií.



Obrázek 3.22: MRA obraz mozku (Willisův okruh).

Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Mra-mip.jpg>.

3.13 MR angiografie (MRA)

Zobrazovaným parametrem v MRI může být mimo hustoty jader a relaxačních časů T1 a T2 také průtok excitovaných jader. Pohybu jader pak

využívá MR angiografie (MRA), metoda zobrazující průtok krve cévami nebo tok mozkomíšního moku. Ukázka MRA snímku je na obrázku 3.22. K zobrazení průtoku jader MR angiografií lze využít několika metod:

- S využitím kontrastních látek
 - CE MRA (Contrast Enhanced)
- Bez kontrastních látek
 - TOF MRA (Time of Flight)
 - PC MRA (Phase Contrast)

3.13.1 MRA s využitím kontrastních látek

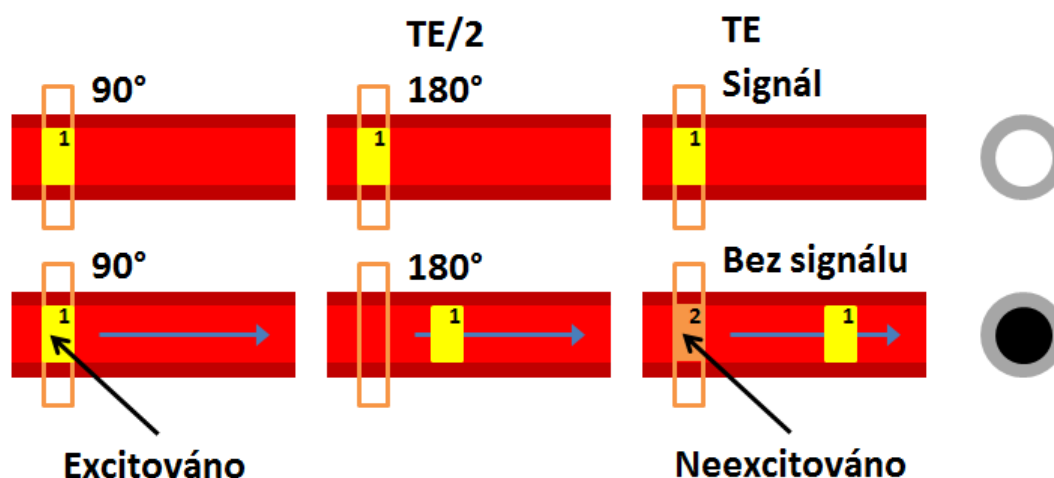
Technika CE MRA využívá k zobrazení průtoku jader kontrastní látky. Metoda dokáže odlišit arteriální fázi (plnění tepen krví) od fáze venózní (plnění žil krví). Nejprve je pořízen srovnávací obraz bez kontrastu, poté snímek v okamžiku, kdy je kontrastní látka přítomna v tepnách a nakonec je pořízen obraz po přestupu kontrastní látky do žilního systému. MRA obraz je vypočten jako rozdíl mezi snímkem bez kontrastu a snímky s kontrastní látkou v tepnách/žilách. Používají se kontrastní látky na bázi sloučenin kovů (viz kapitola 3.8.5).

3.13.2 MRA bez kontrastních látek

Metody MRA bez použití kontrastní látky jsou založeny na změnách fáze precesního pohybu částic a velikosti vektoru magnetizace v přítomnosti gradientního magnetického pole. Změna fáze $\Delta\phi$ precese je úměrná rychlosti pohybu částic v , druhé mocnině doby trvání t_G gradientního pole a velikosti gradientního pole G :

$$\Delta\phi = vt_G^2 G \quad (3.22)$$

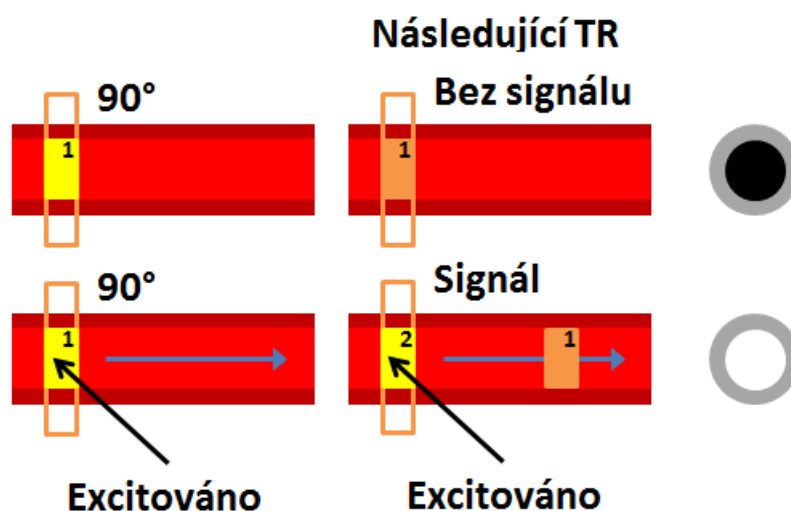
Fázové změny se pak v MRA obraze projevují buď ztrátou signálu (pokles jasu) nebo ziskem signálu (zvýšení jasu). Projevují se tedy podobně jako kontrastní látky. Ztráty signálu využívá metoda PC MRA (Phase Contrast), zisku signálu využívá metoda TOF MRA (Time Of Flight):



Obrázek 3.23: Phase Contrast MRA: Excitované částice stacionárních tkání poskytují při detekci silný signál. Vybuzené částice krevního toku ovšem opouštějí snímanou scénu dříve, než je signál zaznamenán, a na snímku se nezobrazí.

- *Phase Contrast MRA*: Pokud zobrazovanou oblast vybudíme RF pulzem, potom excitované částice stacionárních tkání poskytují při detekci silný signál. Vybuzené částice krevního toku ovšem opouštějí snímanou scénu dříve, než je vygenerují signál, a na snímku se nezobrazí (viz obrázek 3.23). Ztráta signálu je typická pouze pro vysoké rychlosti toku, při nízkých rychlostech ke ztrátě signálu nedochází. K vymizení signálu ovšem může docházet také při rozfázování precesního pohybu částic např. při turbulentním proudění (opačné fáze se navzájem vyruší), které se objevuje při vysokých rychlostech toku. Výsledný MRA obraz je vypočten z rozdílů mezi obrazy nasnímanými před a po aplikaci magnetického gradientu.
- *Time Of Flight MRA*: Pokud zobrazovanou oblast vybudíme několika rychle po sobě jdoucími RF pulzy, potom se částice stacionární tkáně excitují prvním RF pulzem, do příchodu následujícího RF pulzu nestačí plně relaxovat, aby mohla být novým pulzem vybuzena, a poskytují proto pouze slabý signál. Částice krevního toku, které vtékají nově do snímané scény naopak nebyly prvním RF pulzem excitovány, ale následujícím RF pulzem jsou vybuzeny a poskytují silný signál

(viz obrázek 3.24). Zisk signálu, tzv. efektem vtoku, se obvykle projevuje pouze v první vrstvě, do které vstupuje krevní tok. Pomalé toky zpravidla nelze zobrazit. Nevýhodou je také pokles signálu v následujících tomovrstvách, do kterých vtéká krev (např. při snímání 3D obrazu), protože částice krevního toku nestačí relaxovat.



Obrázek 3.24: Time Of Flight MRA: Částice stacionární tkáně jsou excitovány prvním RF pulzem, do příchodu následujícího RF pulzu nestačí plně relaxovat, aby mohly být novým pulzem vybuzeny, a poskytují pouze slabý signál. Částice krevního toku, které vtékají nově do snímání scény nebyly prvním RF pulzem excitovány, ale následujícím RF pulzem jsou vybuzeny a poskytují silný signál.

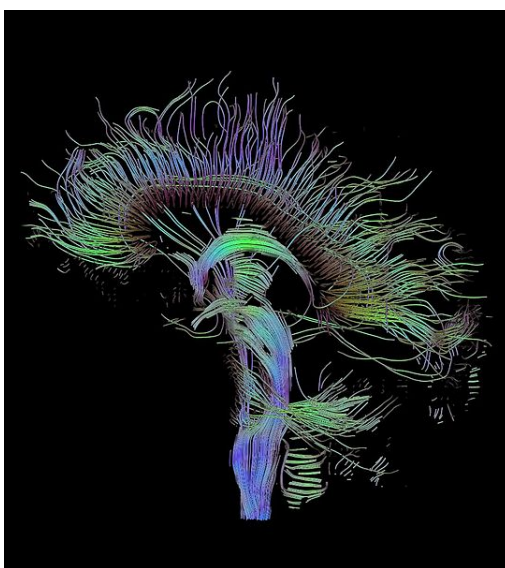
3.14 Funkční MRI (fMRI)

Funkční magnetická rezonance je metoda uplatňující se zejména v neurologii, která slouží k funkčnímu zobrazení mozkové aktivity. Podstatou metody je změna prokrvení a objemu krve v aktivní oblasti mozkové kůry (perfuzní fMRI) nebo změna mezi poměrem okysličené a neokysličené formy hemoglobinu (BOLD fMRI – blood oxygen level-dependent). Neokysličená forma hemoglobinu má paramagnetické vlastnosti a chová se jako přirozená MR kontrastní látka, která zkracuje relaxační čas T_2^* . Aktivní oblast mozku,

kteřá spotřebovává více kyslíku, potom poskytuje silnější signál než okolí. Při fMRI vyšetření se opakovaným skenováním získávají obrazy celého objemu mozku v klidu i při aktivním řešení úkolů (reakce na podnět, pohyb končetin, tvorba slov, atd.). Změny mozkové aktivity jsou měřeny z rozdílu dvojic obrazů pořízených v klidu a při mozkové činnosti.

3.15 Difuzní MRI

Difuzní MRI zobrazuje změny signálu způsobené difuzí¹⁰ molekul vody ve tkáních. Takové zobrazení je relativně nezávislé na relaxačních časech T1, T2 i na hustotě protonových jader (PD). Difuzní zobrazení se uplatňuje především při hodnocení patologických stavů mozku (stáří ischemického postižení mozku, traumatické změny mozku, posuzování buněčného složení mozkových nádorů nebo změny v důsledku Alzheimerovy choroby, autismu, schizofrenie, apod.).



Obrázek 3.25: DTI obraz mozku zobrazující směry difuze molekul vody.
Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:DTI-sagittal-fibers.jpg>.

Směr difuze může být zcela náhodný všemi směry (např. v mozkomíšním moku nebo šedé hmotě mozku) nebo omezený pouze na některé směry

¹⁰Difuze = přechod částic látky z míst s vyšší koncentrací látky do míst s nižší koncentrací látky v důsledku tepelného pohybu. Difuze probíhá až do vyrovnání koncentrací látky v celém objemu.

(např. v bílé hmotě mozku převládá difuze ve směru dlouhých vláken axonů), kdy je všesměrové difuzi bráněno bariérou např. buněčných stěn. Směr difuze lze zjistit mnohonásobným skenováním zvolené vrstvy tkáně v několika směrech. Jednotlivé směry zobrazení se získávají změnou orientace magnetických gradientů. Každý směr gradientu potom zobrazuje jiný směr difuze. V praxi se směr difuze vypočítává nejméně ze 6 směrů, obvykle však z 12 až 256 směrů. Výsledkem difuzního zobrazení může být šedoškálová mapa velikosti difuze (metoda DWI – Diffusion Weighted Imaging) nebo barevná mapa mozku (metoda DTI – Diffusion Tensor Imaging), kdy jednotlivé barvy určují jednotlivé směry difuze v dané oblasti. Ukázka DTI obrazu mozku je na obrázku 3.25.

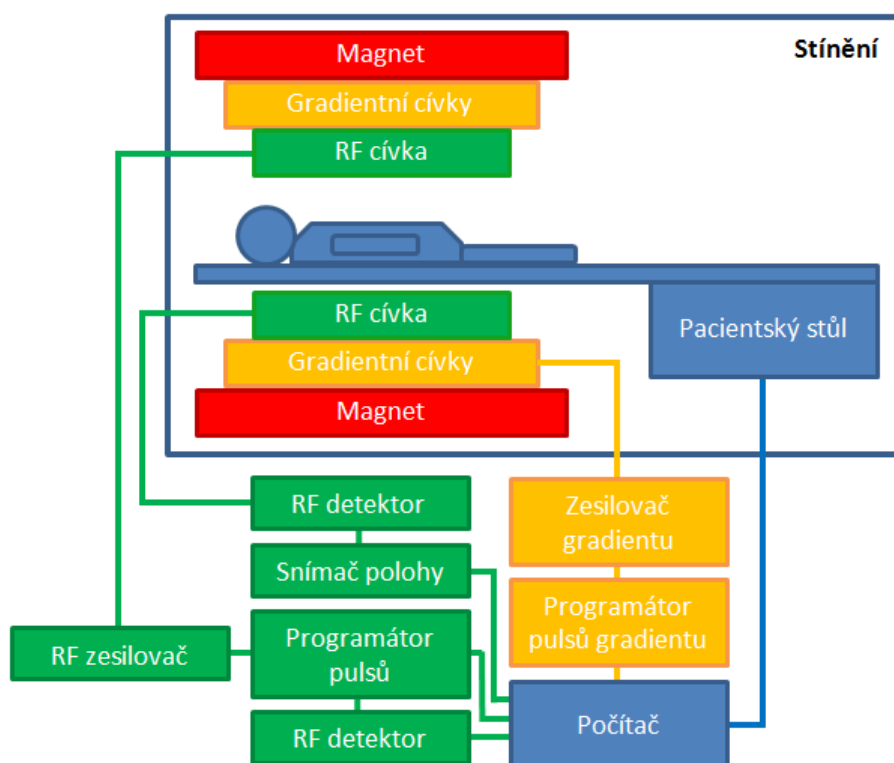
3.16 Konstrukce MRI přístroje

Magnetická rezonance je velmi složitý přístroj tvořený několika částmi. Schéma MR tomografu je na obrázku 3.26. Hlavními prvky přístroje jsou:

- *Hlavní magnet:* Vytváří homogenní magnetické pole B_0 .
- *Gradientní systém:* Gradientní cívky vytvářejí gradientní magnetická pole ve směru x , y a z a slouží k zakódování pozice místa vzniku signálu.
- *Radiofrekvenční systém:* Radiofrekvenční vysílač a přijímač v podobě cívek slouží k vysílání RF pulzů pro excitaci částic a záznamu signálů vznikajících při relaxaci vybuzených částic.
- *Stínění:* Radiofrekvenční a magnetické stínění, které je součástí přístroje i samotné místnosti s přístrojem, slouží proti elektromagnetickému rušení z okolí.
- *Počítačový systém:* Zajišťuje výpočty, vytvoření a zobrazení obrazu, ovládání přístroje a nastavování parametrů skenování.

3.16.1 Hlavní magnet

Magnety používané v lékařské diagnostice i NMR spektroskopii musí splňovat několik důležitých požadavků, které zásadním způsobem ovlivňují



Obrázek 3.26: Schéma MR přístroje.

výsledek měření a kvalitu obrazu: především velikost pole magnetu, homogenita pole a časová stabilita pole.

Velikost magnetického pole určuje citlivost měření a dosažené rozlišení obrazu. Pro lékařskou diagnostiku jsou běžně dostupné magnety o indukci do 3 T (nejčastěji 1,5 T), objevují však i magnety o síle 7 T nebo 9 T. Pro NMR spektroskopii jsou k dispozici mnohem silnější magnety (>20 T). Homogenita a stabilita magnetického pole ovlivňují všechny dosažené parametry zobrazení. Nehomogenity¹¹ pole (ΔB_0) i časové změny velikosti magnetického pole v čase ($\Delta B_0/\Delta t$) způsobují vznik obrazových artefaktů, zhoršují kvalitu obrazu a vytvářejí geometrické zkreslení obrazu. Přestože nehomogenity magnetického pole dosahují v praxi velmi malých hodnot řádově 10^{-6} , musí se odstraňovat.

Vyhlazení a odstranění nehomogenit magnetického pole lze provést pomocí tzv. shimingu. Pasivní shimming tvoří přídatné kovové fólie a plechy

¹¹Nehomogenity = odchylky od konstantní velikosti měřeného parametru.

Tabulka 3.3: Srovnání některých vlastností magnetů.

Vlastnost	Supravodivý	Rezistentní	Permanentní
Velikost B_0	vysoká	malá (do 0,5 T)	malá (do 0,3 T)
Kvalita obrazu	výborná	dobrá	špatná
Efektivní objem	velký	dostatečný	dostatečný
Homogenita	vysoká	dostatečná	dostatečná
Stabilita pole	velmi dobrá	průměrná	velmi dobrá
Potřeba stínění	významná	nákladné stínění	nevýznamná
Orientace pole	osa z	osa z nebo y	osa y
Rozptylové pole	velmi velké	malé	zanedbatelné
Vypnutí v nouzi	pomalé	rychlé	nelze
Rozměry	velké	relativně malé	průměrné
Hmotnost	průměrná	velká	velká
Technologie	náročná	nenáročná	nenáročná
Cena	vysoká	nízká	vysoká
Spotřeba energie	nízká	velmi vysoká	není
Chlazení	kryogen (He+Ne)	chladičí voda	není

umísťované vně nebo okolo hlavního magnetu. Aktivní shimming zajišťují přídatné korekční cívky, které vytvářejí vlastní magnetické pole působící proti nehomogenitám.

Při konstrukci MR přístroje lze použít tři typy magnetů, jejichž srovnání je uvedeno v tabulce 3.3:

- *Permanentní magnet*: K vytvoření magnetického pole nepotřebuje elektrické napájení. Výhodou je snadná konstrukce a nenáročný provoz, nevýhodou je především slabá indukce pole a špatná kvalita obrazu.
- *Rezistivní magnet (elektromagnet)*: Pracuje na principu elektromagnetické indukce. Cívkou, kterou prochází elektrický proud, je generováno magnetické pole, jehož intenzita je úměrná velikosti procházejícího proudu a počtu vinutí cívky. Elektromagnety mohou být s jádrem nebo bez jádra, jsou jednoduché na výrobu, ale vyžadují konstantní elektrický příkon a účinné chlazení, protože se cívky průchodem elektrického proudu silně zahřívají. Magnety lze konstruovat také jako otevřené („C“ magnety) nebo vertikální.

- *Supravodivý magnet*: Je elektromagnet, jehož cívky (sloučenina niobitan) jsou chlazeny tekutým heliem na teplotu 4,2 K, při které se projevují supravodivé¹² vlastnosti materiálu. Pokud do cívky magnetu pustíme elektrický proud, bude cívkou proud protékat téměř beze ztrát. Intenzita magnetického pole generovaná magnetem je úměrná počátečnímu proudu. Pokles intenzity pole je řádově několik ppm¹³/rok. Při poškození magnetu hrozí riziko exploze (odpaření tekutého He a expanze plynu). Zastavení magnetu lze provést „normálně“ (zařazením silného odporu do obvodu s cívkou), nebo okamžitě (v případě havárie) tzv. STOP tlačítkem, kdy dojde k okamžitému rozpojení obvodu, nahromaděná energie se přemění v teplo a tekuté He se okamžitě vypaří. Objem helia je cca 1700 litrů a interval plnění je typicky každé 4 roky nebo po vypaření 1000 l He (výpar asi 0,03 l/h). Výhodou supravodivého magnetu je vynikající kvalita obrazu a nízká energetická náročnost, nevýhodou potom náročná technologie a vysoká cena.

3.16.2 Gradientní systém

Gradientní cívky vytvářejí gradientní magnetická pole ve směru x , y a z , která se superponují přes hlavní magnetické pole B_0 a záměrně narušují jeho homogenitu s cílem zakódovat přesnou pozici místa vzniku signálu. Parametry gradientních polí umožňují skenovat tomovrstvy o nejmenší tloušťce až 0,7 mm ve 2D zobrazení a až 0,1 mm ve 3D. Nejmenší velikosti voxelu pak mohou dosahovat běžně submilimetrových hodnot. Důležitými parametry gradientního systému, které ovlivňují kvalitu zobrazení, jsou linearita a velikost gradientu, časová stabilita gradientního pole ($\Delta G/\Delta t$) a rychlost změny gradientu vzhledem ke kódování fáze (viz kapitola 3.10.2). Přepínání gradientů během měření produkuje silný hluk (cvakot).

Gradientní systém G_x a G_y je tvořen Golayovými (sedlovými) cívkami (viz obrázek 3.20 a 3.19) a gradient G_z zajišťují Helmholtzovy cívky tvořené dvěma kruhovými vinutími na společné ose za sebou, jejichž vzdálenost je rovna jejich poloměru (viz obrázek 3.18).

¹²Supravodivost je jev, při kterém materiál klade nulový odpor procházejícímu elektrickému proudu.

¹³ppm (parts per million) = 10^{-6}

3.16.3 Radiofrekvenční systém

- *Vysílač*: Generuje RF pulzy vhodného tvaru, energie a sledu pro excitaci částic zkoumané látky. U vysílače je důležitá maximální účinnost přeměny výkonu RF signálu na excitační energii.
- *Přijímač*: Systém cívek, které slouží pro detekci FID signálů. U přijímače je důležitá maximální účinnost přeměny magnetického signálu částic (M_{xy}) na elektrický signál.

U starších přístrojů se používaly RF cívky, které sloužily zároveň jako vysílač pulzů i přijímač signálů. Dnes je trend používat oddělené celobjemové vysílací cívky pro excitaci celého objemu látky a speciální přijímací cívky pro detekci signálů. Přijímací cívky lze rozdělit na tři skupiny:

- *Povrchové*: přikládají se na povrch těla
- *Objemové*: obepínají vyšetřovanou oblast těla
- *Velkoobjemové (celotělové)*: obepínají celé tělo

Efektivní penetrační hloubka cívky, tj. vzdálenost, do které je cívka schopna vysílat RF pulzy, resp. ze které je schopna detekovat FID signály, je přibližně úměrná poloměru cívky. Prostorové rozlišení cívky naopak roste s menší velikostí cívek. Snahou při detekci signálů je také dosáhnout co největšího poměru signál-šum (SNR). Poměr SNR se zlepšuje s vyšším počtem, větší plošnou hustotou cívek a menší vzdáleností mezi cívkami a vyšetřovanou oblastí těla. Z těchto důvodů je vhodná konstrukce speciálních objemových cívek pro každou část těla (např. pro hlavu, páteř, ramena, zápěstí, kolena, kotníky, prsa, apod.). Nověji se objevují také velkoobjemové cívky schopné pokrýt najednou co největší část těla bez nutnosti měnit jednotlivé menší cívky během vyšetření.

3.16.4 Radiofrekvenční a magnetické stínění

Cílem je jednak ochrana MRI přístroje před elektromagnetickým rušením a šumem z okolí, jednak také ochrana okolí před radiofrekvenčními pulzy a magnetickým polem produkovanými MRI přístrojem. Stíněn je nejen MR

Tabulka 3.4: Délka různých MRI vyšetření.

Zdroj: http://radiologieplzen.eu/?page_id=41.

Vyšetření	Orientační čas (bez příprav)
mozek	15 min (s kontrastní látkou 45 min)
bederní páteř	10 min (s kontrastní látkou 30 min)
krční páteř	10 min (s kontrastní látkou 30 min)
srdce	30-40 min
játra	30-60 min
klouby končetin	40 min
střeva	30 min (nutná příprava cca 60 min)

přístroj, ale také celá místnost, ve které se tomograf nachází. Elektromagnetické rušení znehodnocuje měřené signály a je zdrojem četných obrazových artefaktů. Zdrojem šumu jsou rádiové a televizní vysílače, elektrická a elektronická zařízení, zářivky, výbojky, elektrická zapalování aut, apod.

Stínění se realizuje v podobě stínících krytů s velkým stínícím faktorem, používají se např. tenké kovové fólie, plechy, kovové pěny, nátěry, atd. Typicky se používá měď nebo nikl.

3.17 MRI vyšetření

Vyšetření magnetickou rezonancí je vhodné zejména pro zobrazení měkkých tkání (mozek, mícha, orgány, aj.), které obsahují velký počet jader vodíku (^1H) nebo jiných často zobrazovaných jader – uhlíku (^{13}C), fluoru (^{19}F), sodíku (^{23}Na) nebo fosforu (^{31}P). Lze zobrazovat nejen relaxační vlastnosti jader (konstanty T_1 a T_2) a hustotu jader (PD), ale také pohyb jader (MRA), okysličení tkáně (fMRI) nebo difuzi jader (DWI, DTI). Některé systémy umožňují zobrazení pohybu tkání v reálném čase se vzorkovací frekvencí až 1000 Hz (tzv. MR fluoroskopie). Značnou výhodou magnetické rezonance je možnost zobrazení libovolného řezu tkání v závislosti na nastavení gradientních polí a také možnost 3D zobrazení.

Jistými nevýhodami metody jsou některá rizika a kontraindikace, délka vyšetření (viz tabulka 3.4), větší počet a častější výskyt artefaktů a samozřejmě vyšší pořizovací a provozní náklady.

3.17.1 Nebiologické materiály

Nebiologické materiály v těle pacienta mohou při MRI vyšetření způsobovat značné problémy. Závažnými komplikacemi jsou zejména možná rizika poškození pacienta, méně závažnými problémy potom možnost vzniku obrazových artefaktů. Vznik komplikací a míra jejich účinku závisí především na typu materiálu a jeho elektrických a magnetických vlastnostech.

Magnetické vlastnosti ovlivňují chování látky v přítomnosti vnějšího magnetického pole. Rozlišujeme tři typy látek:

- *Diamagnetické látky*: Jsou tvořeny atomy, jejichž magnetický moment je nulový. Látka se v nepřítomnosti magnetického pole chová nemagneticky. Po vložení diamagnetické látky do magnetického pole se změní uspořádání elektronových obalů atomů tak, že vznikají magnetické dipóly působící proti vnějšímu magnetickému poli. Látka se začíná chovat magneticky a to tak, že mírně zeslabuje účinek vnějšího magnetického pole. Po vyjmutí z magnetického pole zeslabující účinek látky zaniká. Příkladem jsou uhlík, měď, zlato, voda, aj.
- *Paramagnetické látky*: Jsou tvořeny atomy s nepárovými elektrony v elektronovém obalu, které vytvářejí nenulový magnetický moment. V nepřítomnosti magnetického pole jsou ovšem magnetické momenty atomů vlivem tepelného pohybu uspořádány zcela náhodně a látka se jako celek chová nemagneticky. Po vložení paramagnetické látky do magnetického pole se magnetické momenty atomů zorientují ve směru vnějšího magnetického pole. Látka se začíná chovat magneticky a to tak, že mírně zesiluje účinek vnějšího magnetického pole. Po vyjmutí z magnetického pole zesilující účinek látky zaniká. Příkladem jsou hliník, sodík, hořčík, mangan, platina, aj.
- *Feromagnetické látky*: Jsou tvořeny stejnými atomy jako látky paramagnetické. Atomy jsou ovšem uspořádány do tzv. domén. Magnetické momenty atomů v rámci domény jsou uspořádány souhlasně, ale směr magnetických momentů jednotlivých domén je v nepřítomnosti magnetického pole zcela náhodný a látka jako celek se chová nemagneticky. Po vložení feromagnetické látky do vnějšího magnetického pole

se magnetické momenty domén orientují ve směru vnějšího magnetického pole, hranice domén se rozšiřují až může doménová struktura zcela zaniknout. Látka se začíná chovat magneticky a to tak, že velmi silně zesiluje účinek vnějšího magnetického pole. Po vyjmutí z magnetického pole navíc zůstává látka trvale zmagnetovaná. Zesilující účinek látky závisí na velikosti vnějšího magnetického pole, ve kterém byla látka umístěna. Feromagnetické vlastnosti se projevují pouze u látek v krystalickém stavu jako jsou železo, kobalt, nikl nebo některé slitiny.

Zejména feromagnetické materiály v těle pacienta mohou být v magnetickém poli MRI přístroje nebezpečné z důvodu pohybu a vibrací, které mohou vést k dislokaci materiálu a poškození okolních tkání.

V látkách schopných vést elektrický proud (kovy nebo elektrolyty) se mohou důsledkem změn magnetických polí indukovat elektrické proudy (magnetoelektrická indukce). V plošných a objemových vodičích se tyto indukované proudy označují jako vířivé proudy, protože mají charakter proudových smyček. Nenulový elektrický odpor vodičů potom způsobuje přeměnu elektrické energie indukovaných proudů na ztrátové teplo a vede k zahřívání vodičů. Hlavním problémem kovových materiálů v těle pacienta při MRI vyšetření je jejich zahřívání, které může vést až ke vzniku popálenin. Množství tepla Q vznikající ve vodiči lze popsat rovnicí:

$$Q = RI^2t, \quad (3.23)$$

kde R je elektrický odpor vodiče, I elektrický proud protékající vodičem a t doba průchodu elektrického proudu vodičem.

U elektronických přístrojů v těle pacienta (např. kardiostimulátory, kochleární implantáty) může dojít vlivem indukovaných proudů k poškození samotného přístroje nebo vlivem proměnných magnetických polí k interferenci s funkčním režimem přístroje.

Značné rozšíření MRI vyšetření vede k vývoji nových materiálů a elektronických přístrojů, které jsou MR kompatibilní jak z hlediska bezpečnosti pacienta, tak z hlediska obrazových artefaktů a zkreslení obrazu.

3.17.2 Rizika

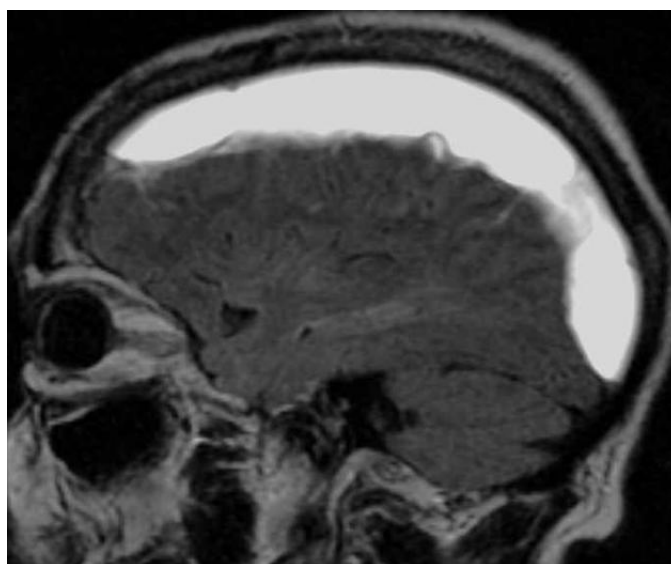
- Silné magnetické pole
 - Závratě, žaludeční nevolnost, zvýšený tep, indukované proudy.
 - Magnetické pole může do dutiny magnetu vtáhnout feromagnetické předměty až ze vzdálenosti několika metrů a může poškodit elektronická zařízení ve svém okolí a poškodit magnetická média (kreditní karty, disky, aj.).
 - Pole může způsobit pohyb kovových implantátů či jiných kovových těles v těle a poškodit elektronické implantáty (pacemakery, kochleární implantáty, aj.).
- Časově proměnná gradientní magnetická pole: hluk, stimulace nervů
- Vysokofrekvenční RF pole: ohřev tkáně, popáleniny, stimulace
- Hluk: poškození sluchu, bolest hlavy
- Kryogenní tekutiny: V případě úniku se rychle odpařují a expanze plynu vytěsní z okolí kyslík – riziko udušení.

3.17.3 Kontraindikace a omezení

- Kardiostimulátory nebo kochleárními implantáty mohou být ABSOLUTNÍ kontraindikací. Nová zařízení jsou obvykle MR kompatibilní.
- Kovová tělesa v nevhodných místech (např. oko, mozek) se mohou v magnetickém poli pohybovat a způsobit poškození tkáně.
- Kovové materiály v těle nebo na povrchu těla (kloubní náhrady, projektily, šrapnely, zubní výplně, korunky, atd.) mohou způsobit některé potíže: zahřívání, popálení, svědění.
- Ušní implantáty, naslouchadla
- Velká tetování ve vyšetřované oblasti (kovová barviva)
- První trimestr těhotenství
- Klaustrofobie



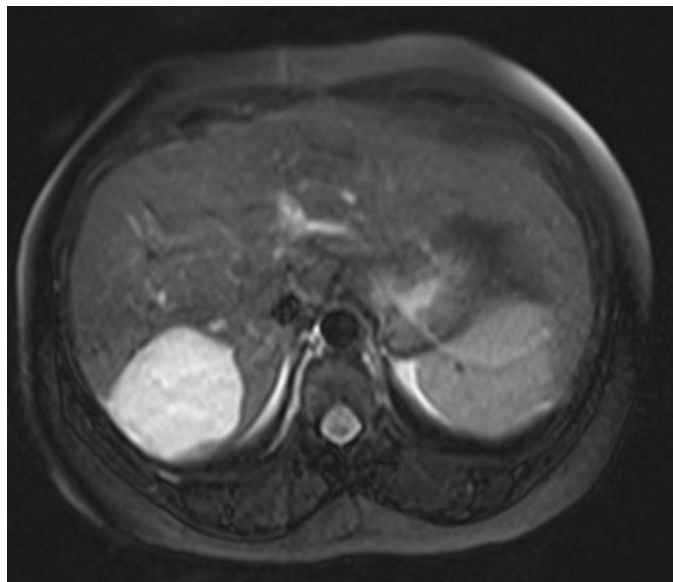
Obrázek 3.27: Ruptura prsního implantátu.
Zdroj: Radswiki, <http://www.radiopaedia.org/>.



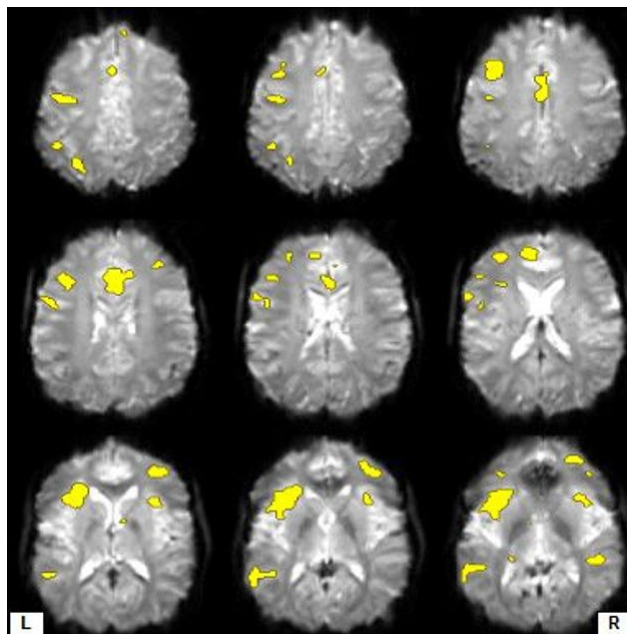
Obrázek 3.28: Chronický subdurální hematom (obraz FLAIR).
Zdroj: Dr Roberto Schubert, <http://www.radiopaedia.org/>.



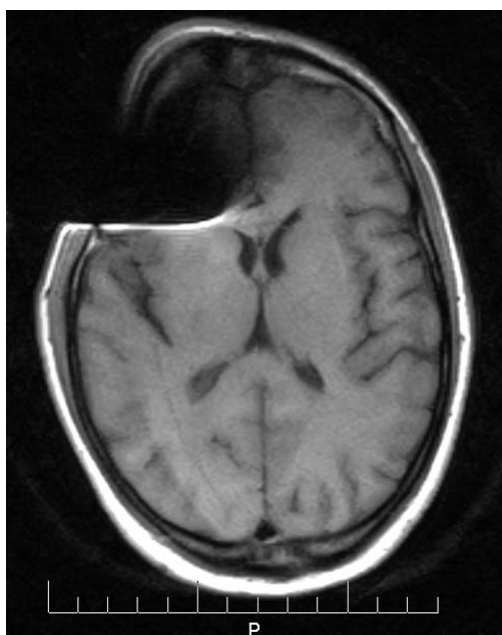
Obrázek 3.29: Aneurysma břišní aorty (obraz MRA).
Zdroj: Dr Roberto Schubert, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 3.30: Hyperintenzivní léze (hemangiom) v pravém jaterním laloku (obraz T2).
Zdroj: Dr Paresh K Desai, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 3.31: Funkční MRI mozku při plnění jazykových úkolů.
Zdroj: Dr Alexandra Stanislavsky, <http://www.radiopaedia.org/>.

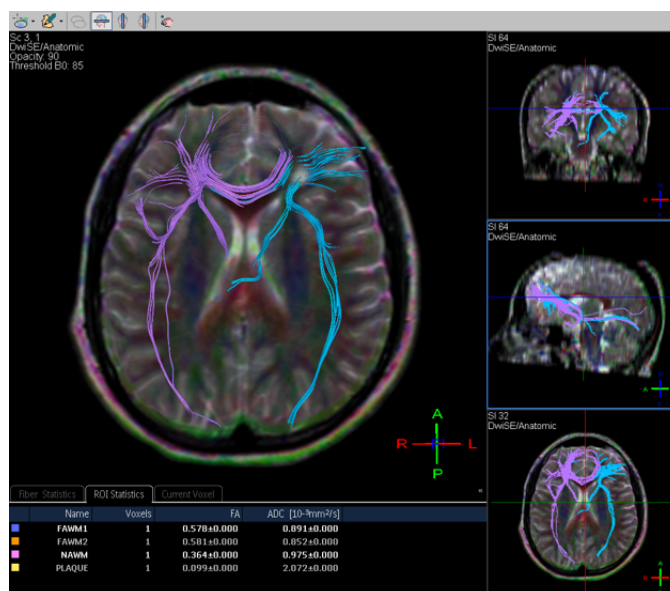


Obrázek 3.32: Artefakt od magnetické susceptibilitě způsobený přítomností kovu v hlavě pacienta po automobilové nehodě (obraz T1).
Zdroj: Dr Ayush Goel, <http://www.radiopaedia.org/>.



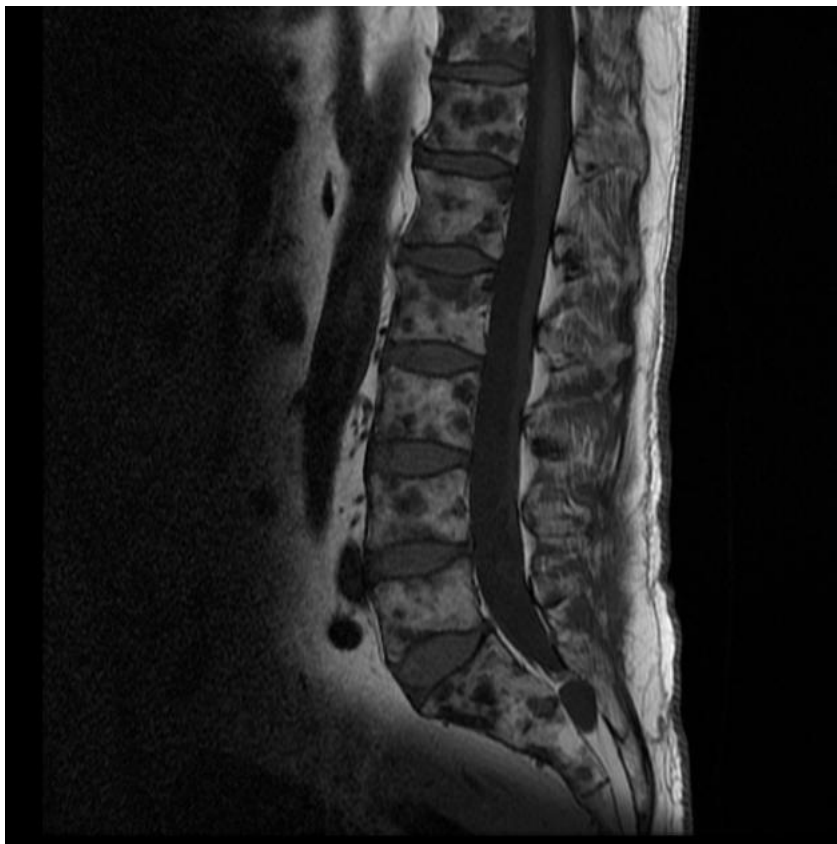
Obrázek 3.33: Sagitální řez kolenem (obraz PD).

Zdroj: Dr Andrew Dixon, <http://www.radiopaedia.org/>.

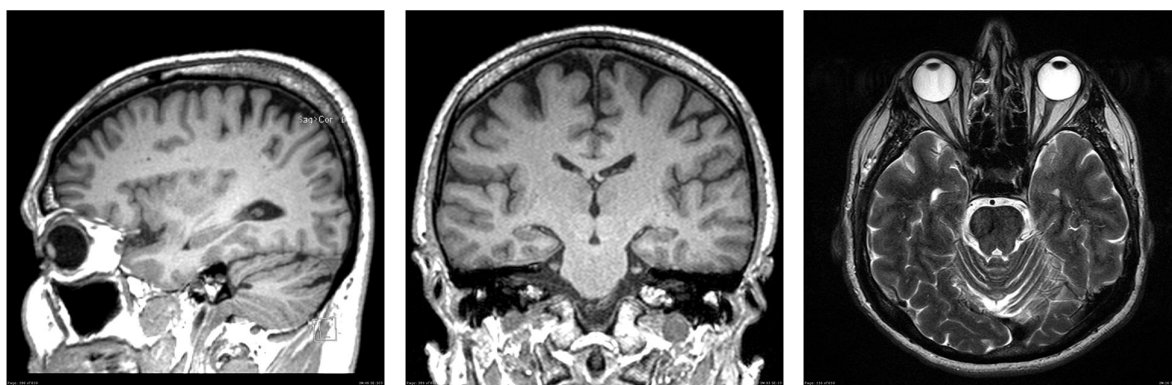


Obrázek 3.34: Difuzní zobrazení (DTI) sklerózy multiplex.

Zdroj: Dr Ahmed Abd Rabou, <http://www.radiopaedia.org/>.



Obrázek 3.35: Mnohočetné hypointenzivní osteoblastické metastázy obratlů (obraz T1). Zdroj: Dr Roberto Schubert, <http://www.radiopaedia.org/>.



(a)

(b)

(c)

Obrázek 3.36: MR obrazy mozku ve třech rovinách: (a) sagitální rovina (obraz T1), (b) frontální rovina (obraz T1) a (c) axiální rovina (obraz T2). Zdroj: Dr Frank Gaillard, <http://www.radiopaedia.org/>.

Kapitola 4

Elastografie

Elastografie je neinvazivní metoda, založená na diagnostickém ultrazvuku nebo magnetické rezonanci, zobrazující elastické vlastnosti biologických tkání. Metoda je obdobou palpačního vyšetření tkání, kdy je nahmataná tuhost ve tkáních obvykle znakem nějaké nemoci nebo zdravotní komplikace. Elastografie vychází ze skutečnosti, že různé biologické tkáně mají různou elasticitu, a že změny elastických vlastností často souvisejí s patologií nebo abnormalitami tkání. Podstatou metody je zkoumání odezvy zobrazovaných tkání na silové působení. Historie ultrazvukové elastografie se datuje přibližně od počátku 80. let minulého století. Název metody poprvé použil v roce 1991 Ophir a jeho spolupracovníci. Měření elastických vlastností tkání pomocí magnetické rezonance¹ představuje poprvé v r. 1995 Muthupillai a spol.

Zavedení elastografických metod do klinické praxe vychází ze zkušeností, že mnoho patologických tkání (např. nádorových) vykazuje při ultrazvukovém nebo MR vyšetření slabý kontrast nebo je nelze zobrazit vůbec. Ultrazvuková nebo MR elastografie založená na mapování elastických vlastností tkání je proto velmi vhodnou metodou pro zobrazení struktury a patologie takových tkání.

Měření elastických vlastností přináší zcela novou informaci o tkáních, kterou lze s výhodou využít pro lékařskou diagnostiku. Elastografické metody se v klinické praxi využívají zpravidla jako doplňkové metody, které pomáhají zvyšovat specifitu diagnózy mnoha nemocí. Velmi časté je použití elastografie při vyšetření jater, štítné žlázy a lymfatických uzlin,

¹Magnetic Resonance Elastography (MRE)

při screeningu rakoviny prsu a prostaty nebo při vyšetřování v gynekologii. Měření elastických vlastností lze s výhodou využít rovněž při vyšetření mozku, šlach, mléčné žlázy, slinivky, kůže nebo dalších měkkých tkání. Změny elasticity mohou poskytnout důležité klinické informace také při hodnocení srdeční dysfunkce, selhání ledvin nebo neurodegenerativních onemocněních. Zajímavou aplikací je invazivní vyšetření elastických vlastností cév v podobě tzv. ultrazvukové intravaskulární elastografie. Měření elasticity tkání pomocí magnetické rezonance se zaměřuje především na vyšetření jater, mozku a prsní tkáně.

4.1 Mechanické vlastnosti látek

Za mechanické vlastnosti považujeme takové vlastnosti látek, které popisují odolnost látky vůči silovému namáhání. Mechanické vlastnosti látek závisí především na mezimolekulových vazbách a na mikroskopickém i makroskopickém uspořádání molekul v látce. Mezi základní mechanické vlastnosti látek patří:

- *Pevnost*: Strukturní soudržnost a odolnost látky vůči působení vnější síly. Překročí-li silové působení tzv. mez pevnosti, dochází k destrukci látky.
- *Pružnost (elasticita)*: Schopnost látky vrátit se po odeznění deformující síly zpět do původního tvaru.
- *Tvárnost (plasticita)*: Schopnost látky trvale změnit svůj tvar vlivem působení deformující síly. Deformace tělesa se stává trvalou po překročení tzv. meze elasticity.
- *Viskozita*: Odpor tekutiny ke smykové deformaci, tj. odpor, kterým tekutina působí proti síle snažící se uvést tekutinu do pohybu. Viskozita popisuje vnitřní tření a tedy míru tekutosti kapalin a plynů.

Z hlediska elastografických metod je pro popis biologických tkání nejdůležitější mechanickou vlastností samozřejmě pružnost (elasticita).

Biologické tkáně vykazují viskózně-elastické vlastnosti, tj. vlastnosti pevných látek i kapalin (např. tekutost, hysterezi², napěťovou relaxaci, aj.), dále anizotropní charakter³, nehomogenitu⁴ nebo nelineární vztah mezi působícím napětím a deformací. Kromě toho se u biologických tkání projevuje vliv historie zatěžování (paměťový efekt), adaptibilita na základě zpětné vazby, změny mechanických vlastností důsledkem stárnutí nebo otevřenost systému (sdílení hmoty, energie a informací s okolím). Vlastnosti biologických tkání člověka jsou navíc značně individuální a závislé na okamžitém stavu jedince a jeho komplexní historii (pohlaví, věk, genetické předpoklady, výživa, životní styl, pracovní zatížení, aj.). Popis mechanických a hlavně elastických vlastností biologických tkání je tedy na rozdíl od neživých struktur velmi složitý a pro modelování a výpočty vyžaduje značné aproximace a zjednodušení.

4.2 Vztah mezi napětím a deformací

Elastické vlastnosti biologických tkání lze nejjednodušeji popsat *Hookeovým zákonem*, který vyjadřuje lineární vztah mezi deformací tělesa (ε) a vnějším napětím (σ) – silou, která tuto deformaci způsobuje. Konstantou úměrnosti je tzv. *modul pružnosti*, který je různý pro různé látky.

$$\text{modul pružnosti} = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (4.1)$$

Platnost Hookeova zákona je omezena pouze na malé deformace tělesa. Při velkých deformacích přestává platit lineární závislost mezi napětím a deformací a popis situace se stává matematicky mnohem složitějším.

Mechanické napětí (σ) je stav, který vzniká v tělese jako důsledek působení vnější síly. Takové napětí lze chápat jako tlak síly (F) působící na jednotku plochy tělesa (S):

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (4.2)$$

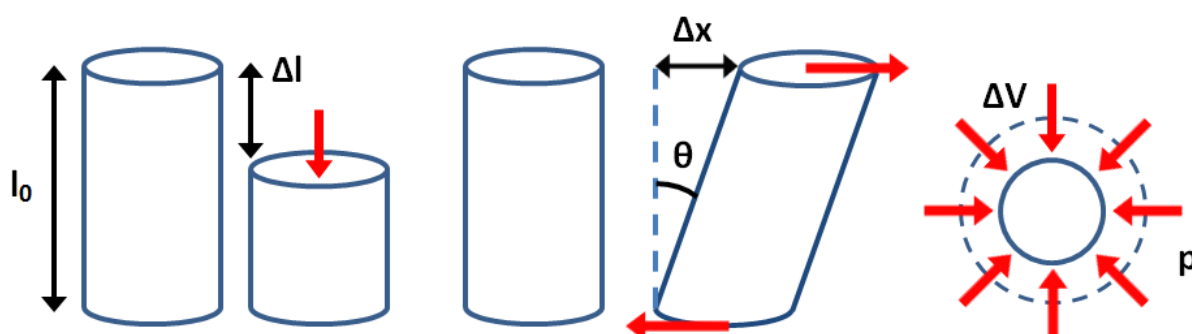
²Hystereze = závislost fyzikálního stavu a chování zkoumaného systému na předchozích stavech systému.

³Anizotropie = závislost fyzikálních vlastností látky na směru, ve kterém se měří.

⁴Nehomogenita = nestejná struktura a fyzikální vlastnosti látky (např. nerovnoměrné rozložení hmoty).

Podle směru působící síly rozlišujeme:

- *Normálové napětí* – síla působí kolmo na plochu
- *Tečné (smykové) napětí* – síla působí v rovině plochy (ve směru tečny)



Obrázek 4.1: Deformace tahem/tlakem, smyková deformace a objemová deformace.

Deformaci tělesa popisujeme jako změnu rozměrů, objemu a tvaru tělesa působením vnější síly. Podle směru působící síly rozlišujeme několik druhů deformace (viz obr. 4.1) a každé deformaci přiřazujeme vlastní modul pružnosti, definovaný Hookeovým zákonem (rovnice 4.1):

- *Deformace tahem/tlakem*: Síla působí kolmo na plochu povrchu tělesa. Deformaci lze popsat jako relativní změnu délkového rozměru (např. změna délky Δl , změna poloměru Δr , apod.) vzhledem k původnímu délkovému rozměru tělesa (l_0 , r_0):

$$\varepsilon_E = \frac{\Delta l}{\Delta l + l_0} \approx \frac{\Delta l}{l_0} \quad (4.3)$$

Definujeme tzv. *Youngův modul pružnosti* (E):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon_E} = \frac{Fl_0}{S\Delta l} \quad (4.4)$$

- *Smyková deformace*: Síla působí v rovině plochy povrchu (ve směru tečny) tělesa (tzv. střižná síla). Deformaci lze popsat jako posunutí roviny řezu tělesa o Δx . Úhel posunutí θ se označuje jako tzv. zkos:

$$\varepsilon_G = \tan \theta \approx \frac{\Delta x}{l_0} \quad (4.5)$$

Definujeme tzv. *modul pružnosti ve smyku* (G):

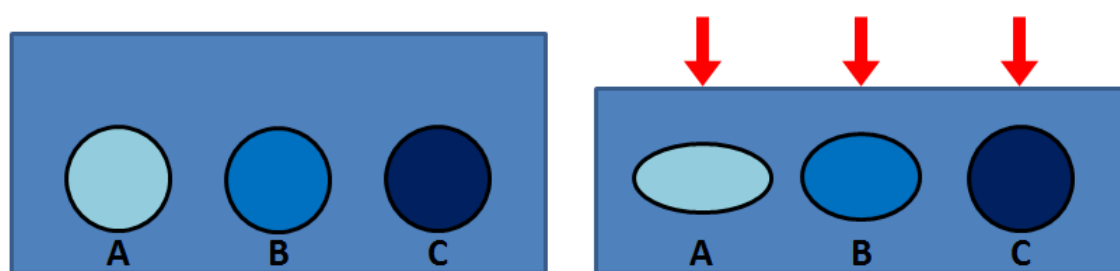
$$G = \frac{\sigma}{\varepsilon_G} = \frac{Fl_0}{S\Delta x} \approx \frac{E}{3} \quad (4.6)$$

- *Objemová deformace*: Síla působí všesměrově (např. hydrostatický tlak kapaliny). Deformaci definujeme jako relativní změnu objemu ΔV vzhledem k původnímu objemu tělesa V_0 :

$$\varepsilon_K = \frac{\Delta V}{\Delta V + V_0} \approx \frac{\Delta V}{V_0} \quad (4.7)$$

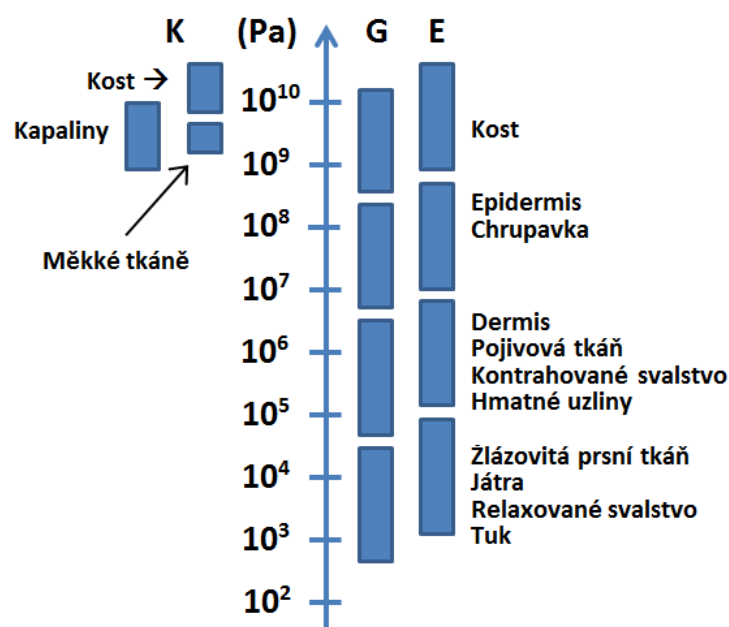
Definujeme tzv. *modul objemové pružnosti* (K):

$$K = \frac{p}{\varepsilon_K} = \frac{pV_0}{\Delta V} \quad (4.8)$$



Obrázek 4.2: Kompresie struktur s různou elasticitou: velmi měkká struktura (A), měkká struktura (B), tuhá struktura (C). Kompresie tkáně v jednom směru obvykle vede ke změně rozměru struktury ve směru kolmém na směr působící síly.

Rozsahy všech tří modulů pružnosti pro některé biologické tkáně jsou zobrazeny na obr. 4.3. Je zajímavé, že Youngův modul pružnosti a modul pružnosti ve smyku dosahují pro biologické tkáně hodnot ve velmi širokém rozsahu až 10 řádů, zatímco rozsah hodnot modulu objemové pružnosti měkkých i tuhých tkání se neliší o více než 1 řád. Velké hodnoty modulu objemové pružnosti měkkých i tuhých tkání souvisí s malou schopností deformace objemu biologických struktur. Při kompresi se objem tkáně prakticky nemění a stlačení tkáně v jednom směru je kompenzováno změnou rozměru tkáně v jiném směru (viz obr. 4.2). Z hlediska ultrazvukové a MR elastografie je pro popis elastických vlastností tkání nejdůležitější Youngův modul pružnosti (E) při tlakové deformaci.



Obrázek 4.3: Elastické moduly tkání.

Typické hodnoty Youngova modulu pro vybrané biologické tkáně jsou uvedeny v tabulce 4.1. Patologické tkáně vykazují zpravidla větší tuhost než zdravé tkáně. Elastický modul zdravé měkké tkáně (prsní tkáň, ledviny, játra, prostata) se pohybuje v rozsahu asi 0,5 až 70 kPa; hodnoty elastického modulu patologických měkkých tkání bývají obvykle v rozsahu asi 20-560 kPa. Snížená hodnota elastického modulu může naopak značit místa s tekutým obsahem (např. cysty). Značné rozdíly v tuhosti mohou odlišovat

Tabulka 4.1: Elasticita biologických tkání

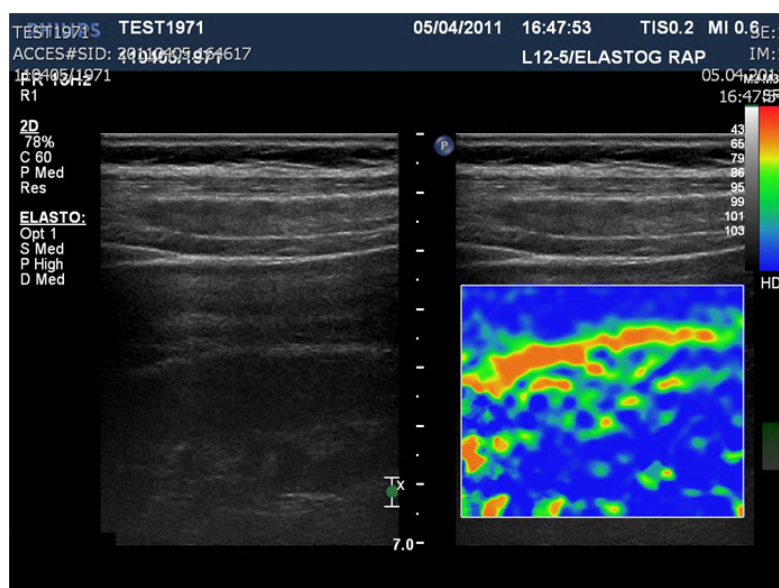
Tkáň		Youngův modul (<i>kPa</i>)
Prsní tkáň	normální tuk	18-24
	normální žláza	28-66
	fibrózní tkáň	96-244
	karcinom	22-560
Prostata	normální anterior	55-63
	normální posterior	62-71
	BPH	36-41
	karcinom	96-241
Játra	normální	0,4-6,0
	cirhotická	15-100
Tepna		700-3000
Chrupavka		790
Šlacha		800
Zubní sklovina		20 000 000-84 000 000
Stehenní kost		11 000 000-20 000 000

také benigní a maligní ložiska. Léze s elastickým modulem vyšším než 100 nebo 120 kPa bývají považovány za tvrdé. Pro maligní nádory jsou typické velká tuhost a nízká elasticita (modul pružnosti v rozsahu asi 30 až 270 kPa se střední hodnotou asi 160 kPa), zatímco nález méně tuhých ložisek zvyšuje pravděpodobnost benigní formy ložiska (modul pružnosti v rozsahu asi 1 až 70 kPa).

Změny elastických vlastností tkání se nejlépe určují srovnáním s průměrnou hodnotou elasticity ve zvolené referenční oblasti. Zavádí se veličina *strain ratio*, která se definuje jako podíl elasticity v referenční oblasti a elasticity v měřené oblasti (např. léze). Strain ratio vyjadřuje, kolikrát je struktura v měřené oblasti tužší než tkáň v referenční oblasti. Pro správný odhad parametru strain ratio je nutné umístit referenční oblast elasticity do stejné hloubky, ve které se nachází hodnocená struktura. Použití referenční oblasti v jiných hloubkách může vést k rozdílným hodnotám parametru. Při externí kompresi tkáně mají totiž deformační síly pouze omezený dosah do hloubky. Tkáňové struktury tedy budou stlačovány více v místech blíž povrchu než struktury stejné velikosti a tuhosti uložené hlouběji.

4.3 Ultrazvuková elastografie

K zobrazení elastických vlastností tkání se používají ultrazvukové vlny, podobně jako u diagnostického ultrazvuku. Výstupem ultrazvukové elastografie je ultrazvukový B-obraz překrytý barevnou mapou, kdy je každému bodu tkáně (pixelu) v zájmové oblasti přiřazena určitá barva, která kóduje elastické vlastnosti příslušného bodu zobrazované tkáně. Měkké tkáně bývají obvykle kódovány teplými odstíny (červená, žlutá), tuhé tkáně pak studenými barvami (modrá, fialová). Ultrazvukové elastografické metody rozlišujeme *statické* (příp. *kvazi-statické*) a *dynamické*.



Obrázek 4.4: Ukázka elastogramu.

4.3.1 Statická ultrazvuková elastografie

Elastické vlastnosti tkání se u této metody určují na základě rozdílu UZ signálu před a po kompresi tkáně. Stlačení tkáně může být *statické* (neměnné v čase) nebo *kvazi-statické* (pomalu proměnné v čase) a nejčastěji se provádí mechanicky přímo měřicí UZ sondou, palpací nebo pomocí vhodného externího zařízení (např. expanzní balónek). Ke stlačení tkáně lze ale využít také fyziologické pohyby v organismu (např. tlukot srdce,

pulsace cév, dýchání, svalové kontrakce). Z nasnímaných dvojic obrazů tkáně před a po kompresi se vhodnými korelačními algoritmy pro každý bod (pixel) zájmové oblasti (ROI⁵) obrazu stanovuje míra deformace tkáňových struktur. Nejčastěji se posun tkáně vyhodnocuje jako časový rozdíl nedeformovaných signálů z jednotlivých UZ paprsků odražených v různých hloubkách tkáně (měřící okna) před a po stlačení (viz obr. 4.5). Časové posunutí měřících oken před a po kompresi ΔT se obvykle vztahuje k časové vzdálenosti měřících oken T před kompresí:

$$\Delta l \approx \frac{\Delta T}{T} \rightarrow \varepsilon \quad (4.9)$$

Známe-li napětí σ (velikost působící síly), potom můžeme po dosazení rovnice 4.9 do rovnice Hookeova zákona (4.1) určit elasticitu tkáně kvantitativně jako výpočet Youngova modulu pružnosti v pascálech.

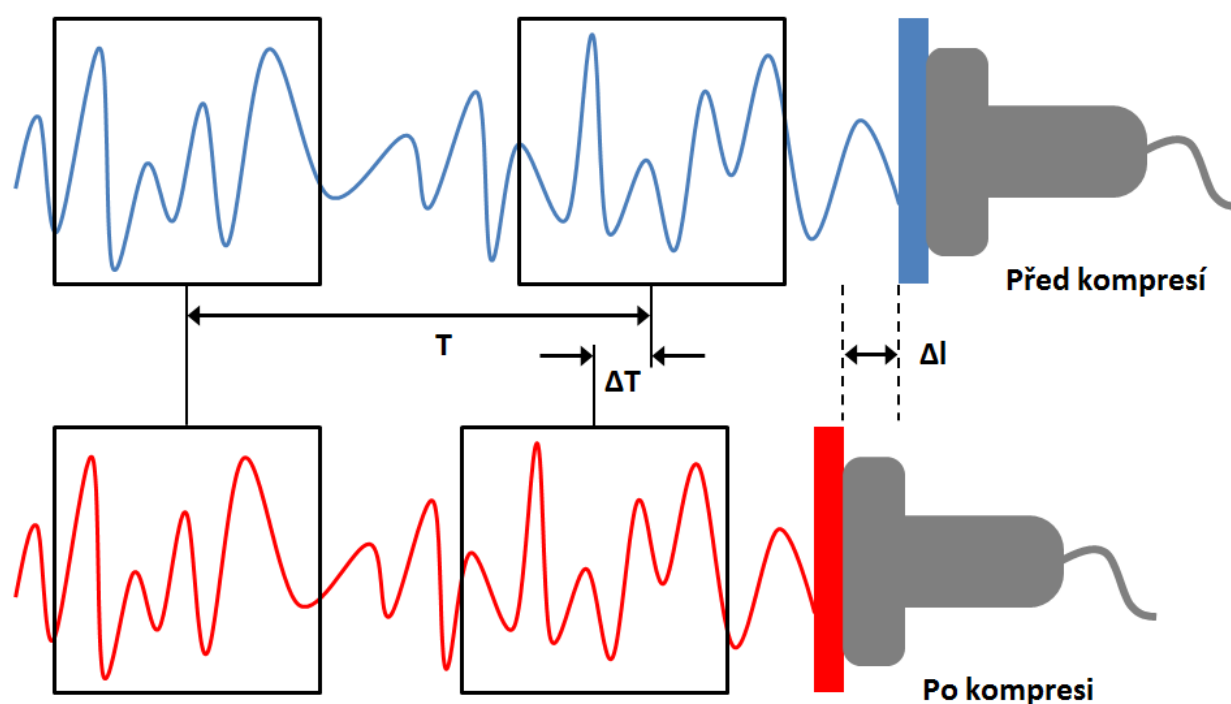
Jiná metoda vyhodnocení elasticity tkání je založena na principu tkáňového dopplera (DTI⁶) a často se označuje jako *strain-rate imaging (SRI)*. Prostřednictvím dopplerovského měření je při deformaci počítána rychlost pohybu tkáně – při kompresi se tkáň pohybuje směrem od UZ sondy; při relaxaci se tkáň pohybuje směrem k UZ sondě. Z časové sekvence dopplerovských obrazů rychlosti pohybu tkáně se následně vyhodnocuje gradient (změna) rychlosti. Nakonec je na základě gradientů rychlosti odhadována elasticita (Youngův modul) zobrazovaných tkání. Aby bylo ve tkáni dosaženo dostatečných rychlostí pohybu potřebných pro výpočet elastických vlastností, musí být tkáň stlačována až o několik milimetrů. Při takto velké kompresi ovšem hrozí riziko posunu vyšetřované struktury mimo zobrazovanou oblast a často dochází ke vzniku tzv. halo efektu⁷, který negativně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu.

Obecné výhody statických elastografických metod spočívají v jednoduchosti, široké dostupnosti a nízké ceně. Elastické vlastnosti lze zobrazit klasickými diagnostickými ultrazvuky, které jsou doplněny o vhodný software s algoritmem pro výpočet elasticity. Samozřejmostí statických metod je zobrazení elasticity v reálném čase.

⁵Region of Interest (ROI) = oblast zájmu

⁶Doppler Tissue Imaging (DTI)

⁷Halo efekt = rozmazání hranic objektu v obraze



Obrázek 4.5: Posun tkáně se vyhodnocuje jako časový rozdíl nedemodulovaných signálů z jednotlivých UZ paprsků odražených v různých hloubkách tkáně (měřící okna) před a po stlačení. Časové posunutí měřících oken před a po kompresi ΔT se obvykle vztahuje k časové vzdálenosti měřících oken T před kompresí

K nevýhodám statických metod patří častá neznalost velikosti deformační síly, která neumožňuje určit elastické vlastnosti tkáně (Youngův modul) kvantitativně. Elasticita se pak odhaduje pouze na základě velikosti deformace. Odhad elasticity pak souvisí s dalšími limitacemi metody. Problematické je srovnání a reprodukovatelnost více elastogramů. Každý elastogram je víceméně originál, pořízený individuálně pro každého pacienta za odlišných podmínek (např. tkáň stlačuje každý lékař jinak, fyziologické pohyby v organismu jsou závislé na pacientovi, apod.). Kvalita obrazu i jeho analýza potom silně závisí na znalostech a zkušenostech lékaře. Jistou nevýhodou je také měření a zobrazení elasticity pouze ve směru UZ paprsku. K nevýhodám patří také výskyt řady obrazových artefaktů, které musí být při hodnocení elastogramu brány na zřetel.

4.3.2 Dynamická ultrazvuková elastografie

Dynamická elastografie je metoda založená na hodnocení míry stlačení tkáně dynamickou silou, která je na rozdíl od statických nebo kvazistatických sil rychle proměnná v čase. Dynamickou silou jsou nejčastěji krátké tlakové pulzy nebo mechanické vibrace, jejichž zdrojem mohou být fyziologické pohyby v organismu (např. tlukot srdce nebo pulsace cév), častěji pak externí vibrátory nebo intenzivní pulzy akustického tlaku vytvořené fokusovaným ultrazvukovým paprskem (ARFI – viz dále). Řada dynamických elastografických metod je založena na hodnocení rychlosti šíření střížných vln (shear waves), které vznikají ve tkáni jako odezva elastického odporu tkáně na tlakové pulzy nebo mechanické vibrace s nízkou frekvencí (asi 10-500 Hz) a na rozdíl od podélných vln se šíří celým objemem tkáně v příčném směru (částice tkáně kmitají kolmo na směr šíření ultrazvuku), podobně jako vlny na vodní hladině⁸. Elastografické metody založené na střížných vlnách se pak často souhrnně označují jako *Shear Waves elastografie (SWE)*.

Metoda založená na *radiční síle ultrazvukového paprsku (ARFI⁹)* využívá velkého akustického tlaku fokusovaného ultrazvuku ke kompresi tkáňových struktur zaměřených ve fokusační zóně snímané oblasti. Radiční síla má

⁸Ultrazvukové vlny ze sondy se šíří prostředím v podélném směru – částice látky kmitají ve směru šíření vlny, přičemž dochází ke střídavému zhušťování a zředování částic prostředí ve směru šíření vlny. Rychlost šíření podélných vln c_l je ovlivněna elastickými vlastnostmi (objemový modul pružnosti K) a hustotou prostředí ρ . Podélné vlny se mohou šířit libovolným hmotným prostředím: plyným, kapalným i pevným. V biologických měkkých tkáních je rychlost šíření podélných vln asi 1400 až 1600 m/s.

$$c_l = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (4.10)$$

Střížné vlny se naopak mohou šířit pouze prostředím, které odolává namáhání ve smyku, tj. pouze v prostředí pevném. V plynech ani kapalinách střížné vlny nevznikají. Rychlost šíření střížných vln v_s ve tkáních je oproti rychlosti šíření podélných vln až 1000× menší (cca 1-10 m/s) a závisí na smykových elastických vlastnostech prostředí (modul pružnosti ve smyku G) a hustotě prostředí ρ :

$$v_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}, \quad G \approx E/3 \quad \rightarrow \quad v_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \quad (4.11)$$

Elasticitu tkání (Youngův modul E) lze odhadnout z rovnice 4.11 na základě naměřené rychlosti šíření střížných vln v_s ve tkáních. Hustotu biologických tkání ρ obvykle dosazujeme jako konstantu (viz tabulka 4.2). Průměrná hustota měkkých tkání (prsň tkáň, prostata, játra, ledviny) je přibližně $1047 \pm 5 \text{ kg/m}^3$.

⁹Acoustic Radiation Force Impulse

Tabulka 4.2: Hustota tkání.

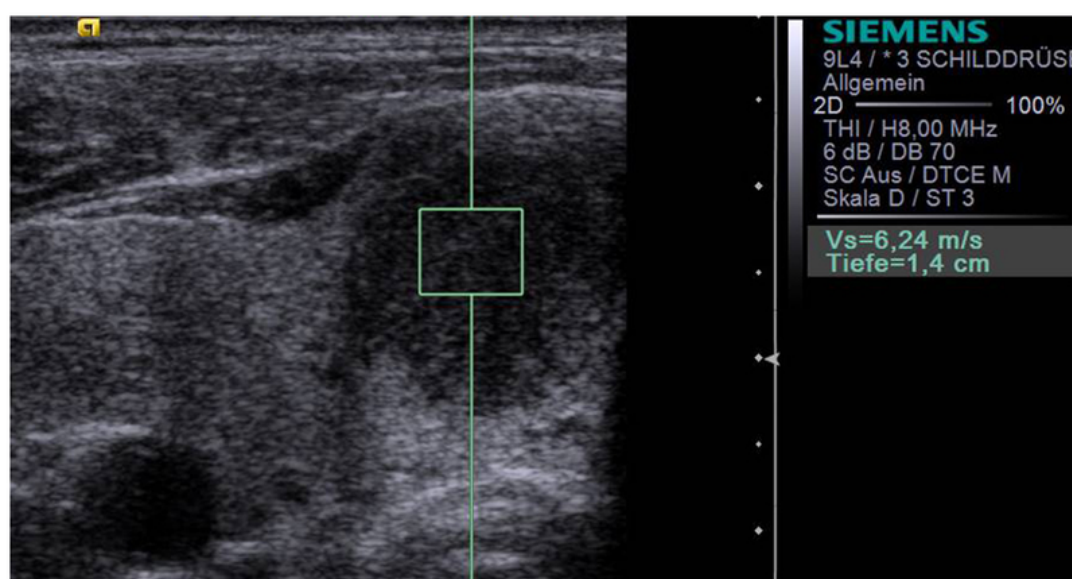
Tkáň	Hustota (kg/m^3)
Tuk	928 (917-939)
Kosterní svalstvo	1041 (1036-1056)
Játra	1050 (1050-1070)
Ledviny	1050
Slinivka	1040-1050
Slezina	1054
Prostata	1045
Štítná žláza	1050 (1036-1066)
Varlata	1040
Vaječníky	1048
Šlacha	1165
Měkké tkáně	1047 ± 5

směr šíření ultrazvukových paprsků a největší velikosti dosahuje právě ve fokusační zóně. Velikost radiační síly je přímo úměrná průměrné intenzitě I ultrazvukových vln v čase a koeficientu absorpce prostředí α a nepřímo úměrná rychlosti šíření ultrazvukové vlny c prostředím:

$$F = \frac{2\alpha I}{c} \quad (4.12)$$

K vytvoření měřitelných posunů tkáně (obvykle 1 až 20 μm) je zapotřebí velmi intenzivního ultrazvukového pulzu. Měření posunů tkáně zajišťují zobrazovací (čtecí) UZ pulzy vyslané před a po aplikaci intenzivního pulzu. Posun tkáně se stanovuje podobně jako u statické elastografie, jako časová změna signálů z jednotlivých ultrazvukových paprsků odražených v různých hloubkách tkáně před a po kompresi tkáně (viz kapitola 4.3.1, obr. 4.5). V praxi se obvykle vyšle jeden zobrazovací pulz pro stanovení pozice tkáně před stlačením, intenzivní pulz způsobující kompresi tkáně a jeden nebo více zobrazovacích pulzů, které stanovují pozici tkáně po kompresi a monitorují návrat tkáně zpět do původní polohy. Výhodou metody ARFI je mnohem větší dosah komprese. Zatímco u statických nebo kvazi-statických způsobů stlačení tkáně (např. palpáce UZ sondou, externím zařízením nebo fyziologickými pohyby organismu) se účinný dosah komprese ve tkáni snižuje

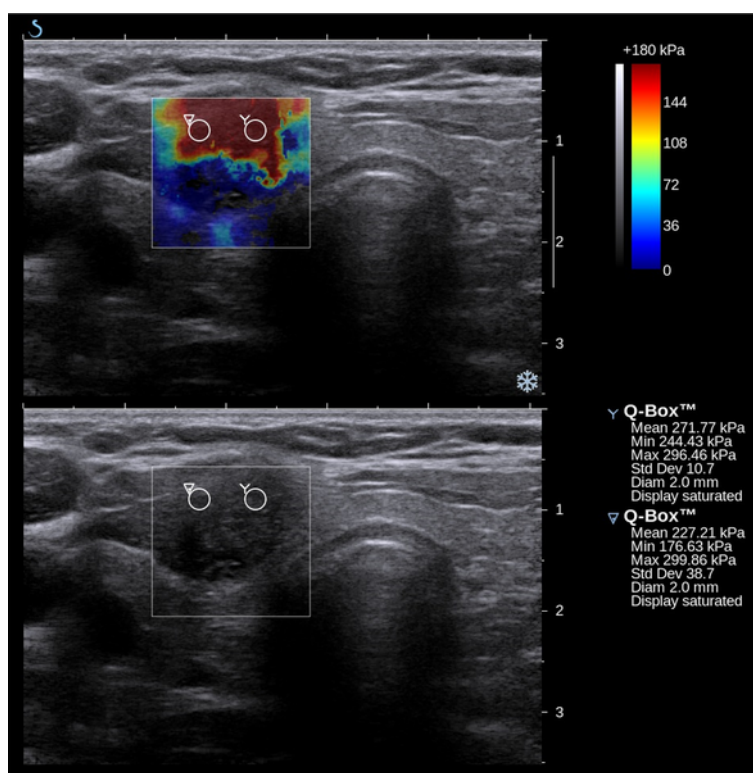
se vzdáleností od zdroje deformační síly (dosah typicky cca 5 cm), metoda založená na radiační síle ultrazvukového paprsku tuto limitaci překonává. Komprese tkáně je v případě ARFI zaručena prakticky v libovolné hloubce tkáně, do které je zaměřena fokusační zóna ultrazvuku. Nevýhodou metody ARFI je, že nezobrazuje přímo kvantitativní popis elasticity tkáně, ale pouze odhad Youngova modulu na základě velikosti posunutí tkáně. Kvantitativní obraz elasticity tkáně nelze zpravidla získat, protože se velikost radiační síly, způsobující deformaci tkáně, mění vlivem různého útlumu v různých tkáních (koeficient absorpce α v rovnici 4.12). Systémy založené na kompresi tkáně pomocí ARFI navíc vyžadují pro generování intenzivních ultrazvukových pulzů sondy speciální konstrukce. Vysoká intenzita fokusovaného ultrazvuku s sebou přináší také vyšší biologické riziko poškození tkání (větší TI a MI index, viz kapitola 2.4) a větší problémy se zahříváním ultrazvukové sondy.



Obrázek 4.6: Ukázka point shear-wave elastografie. Na obrázku je v oblasti zájmu papilární karcinom štítné žlázy. Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Bojunga_et_al._2012_ARFI_papillary_thyroid_carcinoma.png.

Metody *shear waves elastografie (SWE)* jsou založeny na měření rychlosti šíření střížných vln, která je úměrná elasticitě tkání podle rovnice 4.11. Střížné vlny mohou ve tkáni vznikat mechanickým buzením z povrchu těla

nebo buzením pomocí akustického tlaku fokusovaného ultrazvuku (ARFI – viz výše). Jednotlivé metody SWE se liší také způsobem měření a zobrazení rychlosti šíření střížných vln.



Obrázek 4.7: Ukázka shear waves elastografie. Na obrázku je v barevném okně vidět papilární karcinom štítné žlázy. Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Thyroid_SSI_Szczepanek-Parulska_etq_al._2013_papillary_thyroid_carcinoma_elastography.png.

*Transient elastografie*¹⁰ nebo *point Shear-Wave elastografie*¹¹ vyhodnocují rychlost šíření střížných vln pouze podél jednoho ultrazvukového paprsku (transient elastografie) nebo ve velmi malém regionu zájmu (ROI) ve srovnání s velikostí zobrazovaného pole (point shear-wave elastografie). Výsledkem je v obou případech graf závislosti posunu tkáně v čase v jednotlivých hloubkách tkáně, ze kterého se aproximací určuje pouze číselná

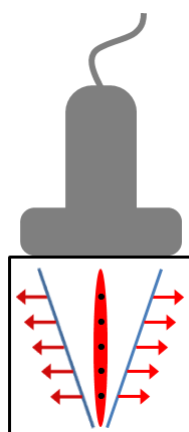
¹⁰Transient elastografie (z angl. Transient Elastography – TE) využívá k vytvoření střížných vln ve tkáni mechanické vibrace buzené na povrchu těla pomocí speciální ultrazvukové sondy s pohyblivým pístem.

¹¹point Shear-Wave elastografie (z angl. point Shear-Wave Elastography – pSWE) využívá k vytvoření střížných vln ve tkáni radiační sílu fokusovaného ultrazvuku (ARFI).

hodnota rychlosti šíření střížných vln. Tato číselná hodnota dává podle rovnice 4.11 přímo kvantitativní informaci o elasticitě zaměřené tkáně (viz obrázek 4.6). Transient elastografie i point shear-wave elastografie jsou vhodné pro stanovení elasticity zejména v homogenních oblastech tkání a používají se nejčastěji pro diagnostiku jater.

Nejsofistikovanější SWE metoda (ShearWaveTM Elastography, Supersonic Imagine) umožňuje vyhodnocovat rychlost šíření střížných vln v tzv. barevném okně o rozměrech až 3×3 cm pro lineární sondy a 9×4 cm pro konvexní sondy. Výsledkem je kvantitativní dvourozměrný obraz elasticity tkáně, který se vykresluje prakticky v reálném čase. Elasticita se opět vyhodnocuje na základě měřitelných posunů tkáně (viz rovnice 4.11), které jsou vyhodnoceny na základě časových rozdílů signálů z mnoha ultrazvukových paprsků odražených v různých hloubkách tkáně. Pořízení dvourozměrného obrazu elasticity na základě měření rychlosti šíření střížných vln je umožněno také použitím více fokusačních zón ultrazvukového paprsku, které vyvolají deformaci tkáně a vznik střížných vln ve více hloubkách tkáně téměř současně (viz obr. 4.8). Aby bylo možné určit dvourozměrný obraz rychlosti šíření střížných vln tkáněmi v reálném čase, je nutné vyhodnocovat posunutí tkáně v zájmové oblasti s velmi vysokou opakovací frekvencí, řádově v tisících Hz (často 5 000 až 20 000 snímků za sekundu). Při rychlosti střížných vln cca 1-10 m/s totiž tyto vlny opouštějí snímanou oblast za velmi krátkou dobu (např. pro velikost zobrazované oblasti 10 cm opustí vlny scénu za 1/10 až 1/100 s). Při obrazové frekvenci konvenčních ultrazvukových systémů (jednotky až desítky snímků ze sekundu) se totiž střížné vlny ze snímané scény vytratí již během pořizování snímku a nemohly by být detekovány. Ukázka dvourozměrného elastogramu metodou ShearWaveTM Elastography je na obrázku 4.7.

Podíváme-li se na obecné výhody a nevýhody shear waves elastografických metod, potom je jejich jednoznačnou výhodou přímo kvantitativní popis elasticických vlastností tkáně (Youngův modul), vyhodnocený na základě rychlosti šíření střížných vln pomocí rovnice 4.11. Další výhodou je velká prostorové rozlišovací schopnost, která umožňuje velmi přesnou lokalizaci a detekci i milimetrových lézí. Metody nejsou až tolik závislé na zkušenostech lékaře a jsou jednoduché na obsluhu, protože kompresi



Obrázek 4.8: Vznik deformace a střižných vln (shear waves) v různých hloubkách tkáně s využitím fokusace UZ paprsku do více fokusačních zón.

tkáně automaticky zajišťuje přístroj dle nastavených parametrů. Značnou výhodou je také možnost reprodukce, srovnávání a snadnější analýzy obrazů, protože každý elastogram je pořízen víceméně za stejných akvizičních podmínek. Hlavní nevýhodou SWE metod je zejména větší technologická náročnost (např. speciální UZ sondy, technika ultrarychlého zobrazování) a s tím spojená vyšší cena. U technik využívajících ke kompresi tkáně metodu radiačního tlaku fokusovaného ultrazvuku je nutné volit dostatečnou intenzitu vlnění, aby měly generované střižné vlny ve tkáních odpovídající dosah. S vyšší intenzitou ultrazvukových vln je zároveň spojeno vyšší riziko biologických účinků na tkáně a konstrukční problémy (např. zahřívání sondy). Částečnou nevýhodou jsou také vlastní zdroj buzení střižných vln, který může sám o sobě vytvářet nechtěné signály maskující užitečné signály. Takové nechtěné signály musejí být před výpočtem rychlosti šíření střižných vln ze signálu odfiltrovány.

4.3.3 Intravaskulární ultrazvuková elastografie

Intravaskulární elastografie se využívá k zobrazení elastických vlastností cév. Princip měření je podobný jako u statické UZ elastografie. Ultrazvukový snímač se zavádí do snímané cévy v podobě katétru. Ke kompresi cévy se využívají pulsace cév vytvořené rytmickou srdeční činností nebo

se do cévy zavádí intravaskulární balónek, který změnou objemu roztahuje cévní stěnu. Metoda je vhodná pro detekci trombů a aterosklerotických plátů usazených na cévní stěně.

4.4 Magnetická rezonanční elastografie

Magnetická rezonanční elastografie (MRE) vyhodnocuje elastické vlastnosti tkání na základě rychlosti šíření střižných vln (shear waves). Střižné vlny vznikají ve tkáni jako odezva na nízkofrekvenční mechanické vlny (asi 50 až 500 Hz), které jsou do vyšetřované oblasti generovány pomocí akustických, pneumatických nebo elektromagnetických zařízení. Šíření střižných vln je detekováno speciálními fázově-kontrastními metodami citlivými na pohyb. Fáze atomových jader obsažených ve tkáni je kódována fázovými gradienty, které jsou aplikovány synchronizovaně se stejnou frekvencí jako mechanické vibrace. Změna fáze jader je přímo úměrná posunutí tkáně způsobenému šířením střižných vln. Atomová jádra s různou fází produkují odlišné MR signály a jejich detekcí lze tedy snadno vyhodnotit jejich pohyb. Fázově-kontrastní metoda je velmi citlivá a detekuje pohyb tkáně již o stovky nanometrů. Fázový obraz nese informaci o rychlosti šíření střižných vln ve tkáni (v_s). Z obrazu šíření střižných vln je nakonec pomocí speciálních matematických algoritmů vytvořen elastogram, který popisuje elasticitu tkáně (Youngův modul) kvantitativně:

$$E = 3\rho v_s^2 = 3\rho (f\lambda)^2 \quad (4.13)$$

Kde:

- ρ : hustota tkáně
- f : frekvence mechanických vln
- λ : vlnová délka příčných vln ve tkáni

Generátory mechanických vln mohou být akustická a pneumatická zařízení nebo elektromagnetické cívky (např. při MRE mozku). Aktivní prvek akustického (např. reproduktor) nebo pneumatického (např. pneumatická pumpa) zařízení vytváří mechanické vibrace, které jsou vedeny spojovací

plastovou trubicí k pasivnímu prvku. Aktivní prvek může být umístěn také mimo MR místnost, což eliminuje vznik šumu a artefaktů při pořizování MR snímků. Pasivní část zařízení se přikládá na vyšetřovanou oblast (např. na břišní stěnu u MRE jater) a přenáší vibrace do těla pacienta.

Doba MR elastografického vyšetření je velice krátká oproti klasickému MRI vyšetření. Pořízení obrazu trvá obvykle asi 15 až 30 s, což je umožněno jednak rychlými fázově-kontrastními sekvencemi, jednak nižším rozlišením (asi 3 až 5×) elastogramu oproti nativním MR snímkům. Během snímání obrazu musí pacient zadržet dech, aby nebyl výsledný obraz znehodnocen pohybovými artefakty.

Magnetická rezonanční elastografie nevyžaduje žádné složité softwarové ani hardwarové doplňky ke standardním MR přístrojům a nabízí značný diagnostický přínos především při vyšetření jater, ledvin, a mozku. Patologie lze ovšem s výhodou hodnotit také u jiných orgánů: prsní tkáně, prostaty, srdce, cév, sleziny, slinivky břišní, plic, svalstva, kostí, chrupavky, oka, míchy, aj. Relativní jednoduchost metody umožňuje zařadit MRE do standardního protokolu vyšetření. Značnou výhodou je možnost měření pohybu tkáně v libovolné rovině. Nevýhodou metody je vysoká cena vyšetření.

Kapitola 5

Elektrická impedanční tomografie

Elektrická impedanční tomografie (Electric Impedance Tomography – EIT) je neinvazivní lékařská technika využívající nízkofrekvenční elektrické proudy pro zobrazení elektrických vlastností tkání a vnitřních struktur těla. Metoda je založena na skutečnosti, že různé biologické tkáně mají různé elektrické vlastnosti, a že mezi zdravými a patologickými tkáněmi existují výrazné rozdíly elektrických vlastností. Elektrická impedanční tomografie od sebe umožňuje odlišit jednotlivé typy tkání a poskytuje důležité informace o struktuře, fyziologickém stavu, patologii a funkci tkání. Metoda nachází uplatnění nejen v lékařské diagnostice a klinickém vyšetřování, ale také při screeningu nebo kontinuálním monitorování funkcí pacienta u lůžka. Kromě statického zobrazení rozložení elektrických vlastností ve snímané oblasti umožňují některé EIT systémy zaznamenat také dynamické změny elektrických vlastností tkání v čase nebo vytvořit trojrozměrný obraz měřené oblasti.

Měření elektrických vlastností přináší nové možnosti v lékařském zobrazování a nabízí užitečnou a v mnoha směrech výhodnou alternativu ke standardním a běžně používaným zobrazovacím metodám v klinické praxi, kterými jsou rentgenové vyšetření (RTG), výpočetní tomografie (CT), magnetická rezonance (MRI), ultrazvukové vyšetření (UZ), termografie, pozitronová emisní tomografie (PET) nebo jednofotonová emisní tomografie (SPECT). Jednoduchost, bezpečnost, rychlost a nízká cena elektrické impedanční tomografie jsou na druhou stranu vykoupeny nízkou rozlišovací schopností, náročností výpočtu a četnými obrazovými artefakty, které stále brání širšímu uplatnění metody v klinické praxi.

Za počátky elektrické impedanční tomografie lze považovat studium pasivních elektrických vlastností biologických tkání již ve 20. letech minulého století. První zmínky o praktické aplikaci bioimpedančních technik v kardiologii (impedanční kardiografie) se datují do 40. let minulého století. Od této doby se spektrum klinických aplikací měření impedance velmi rychle rozšiřuje na monitorování funkce plic (impedanční pneumografie), hodnocení složení těla, diagnostiku rakoviny prsu a kůže, detekci nádorů a meningitidy, diagnostiku otoků mozku nebo monitoring transplantovaných orgánů. Od zjištění, že elektrické vlastnosti tkání jsou frekvenčně závislé (r. 1957) se další vývoj zaměřuje na elektrickou impedanční spektroskopii (EIS), která vyhodnocuje impedanci tkání při různých frekvencích střídavého elektrického proudu. Nápad vytvořit zobrazovací techniku založenou na měření impedance (tzv. bioimpedanční tomografie, resp. elektrická impedanční tomografie) poprvé zmiňuje v r. 1978 Webster. Za vývojem první prakticky použitelné bioimpedanční tomografie (systém Sheffield Mark I, 1984) stojí Barber a Brown. Další výrazný pokrok znamenal vývoj digitálního prototypu elektroimpedančního tomografu v polovině 90. let skupinou okolo Helligeho a Hahna (systém GOE MF II). První elektroimpedanční systémy se potýkaly zejména s nízkou citlivostí detekce některých tkání, problematickým a časově náročným připojením elektrod a složitostí výpočtu, který neumožňoval zobrazení výsledků v reálném čase.

5.1 Aplikace EIT v praxi

V medicíně se lze se zobrazením EIT setkat v mnoha oblastech. Velmi časté je použití metody při vyšetření a monitorování fyziologické funkce plic (např. dýchací potíže, poranění plic, ARDS¹, rakovina plic) nebo ke kontrole funkce plic při umělé ventilaci (např. VALI²). Užitečné je stanovení míry prokrvení plic, míry ventilace plic, hodnocení plicních objemů nebo monitorování distribuce vzduchu v plicích (provzdušněné a neprovzdušněné oblasti plic). Impedanční obrazy plic dále umožňují diagnostikovat např. hemothorax, pleurální výpotky, plicní otoky, plicní embolii nebo krev v plicích (krev

¹Acute Respiratory Distress Syndrome – syndrom akutní respirační tísně

²Ventilator-associated lung injury – poškození plic při umělé plicní ventilaci

a tekutina se projevují sníženou impedancí), dále např. pneumothorax nebo plicní emfyzém (vzduch se projevuje výrazně zvýšenou impedancí). Jen pro zajímavost uvádíme, že maximální nádech z reziduálního objemu do celkové kapacity plic může zvýšit bioimpedanci hrudníku až o 300 %.

Další častou oblastí aplikace měření impedance je vyšetření prsu. Systémy se označují jako elektroimpedanční mamografy (např. MEIK) a používají se zejména pro screening rakoviny prsu nebo zánětu prsní žlázy. Tyto patologie se obvykle projevují sníženou impedancí tkáně.

Rozšířené je také elektroimpedanční vyšetření v neurologii, kde se používá k diagnostice mozkové ischemie, mozkového krvácení, k lokalizaci epileptických ložisek nebo k monitorování mozkových funkcí a aktivity neuronů. Aktivace neuronů je provázena výrazným snížením odporu buněčné membrány a projevuje se poklesem impedance aktivovaných oblastí mozku.

Z dalších klinických aplikací lze zmínit využití elektrické impedanční tomografie při diagnostice nádorů podkožních tkání, sledování gastrického vyprazdňování, nebo při hodnocení průtoku krve hrudníkem, hlavou, končetinami, cévami nebo srdcem (plnicí objem, srdeční výstup). Srdeční aktivita a rozdíly průtoku krve srdcem mezi systolou a diastolou ovlivňují impedanci hrudníku v rozsahu asi až o 3 %. Zajímavá je také aplikace při monitorování teploty např. při hypertermických terapiích, protože je známo, že se elektrické vlastnosti mění s teplotou.

Existuje pouze velmi málo informací a zkušeností ve vztahu interference mezi aktivními implantáty v těle pacienta a měřením bioimpedance. Aplikované střídavé proudy mohou způsobit interference a ovlivnit funkci přístroje a implantátů. Z tohoto důvodu by se EIT nemělo používat u pacientů s kardiostimulátory, defibrilátory nebo jinými kovovými implantáty.

Mimo medicínu nachází elektrická impedanční tomografie uplatnění také v technických oborech (např. nedestruktivní testování materiálů, detekce trhlin a koroze, zobrazení toku kapalin a plynů v potrubích), geofyzice (materiálové složení půdy pod povrchem, detekce úniků kapalin a plynů, detekce průtoků) nebo v přírodních vědách. Zatímco v medicíně je jedním z hlavních problémů správného měření špatné umístění elektrod na těle pacienta, v technické praxi je aplikace impedanční tomografie mnohem jednodušší, protože lze použít fixovaná pole elektrod.

5.2 Elektrické vlastnosti tkání

Ze středoškolské fyziky víme, že *elektrický odpor* (R) látky je fyzikální veličina, která popisuje vztah mezi elektrickým napětím a stejnosměrným elektrickým proudem (Ohmův zákon: $R = U/I$). Elektrický odpor lze chápat jako vlastnost látky, která brání průchodu stejnosměrného elektrického proudu (uspořádaný pohyb elektricky nabitých částic) látkou. Necháme-li látkou procházet střídavý elektrický proud s úhlovou frekvencí $\omega = 2\pi f$, může se odpor látky začít chovat tak, že jej již nebude možné popsat Ohmovým zákonem. Zavádí se nová fyzikální veličina, která zobecňuje teorii elektrického odporu – elektrická impedance.

Elektrická impedance je fyzikální veličina, která popisuje odpor látky proti průchodu střídavého proudu a určuje fázový posun (časové zpoždění) mezi elektrickým napětím a proudem. Elektrická impedance (\mathbf{Z}) je vektor, který se definuje jako poměr mezi elektrickým napětím (\mathbf{U}) a elektrickým proudem (\mathbf{I}) – rovnice 5.1. Jednotka elektrické impedance je stejná jako jednotka elektrického odporu – Ohm (Ω). Elektrická impedance je komplexní veličina složená z reálné a imaginární složky (viz obr. 5.1). Reálná složka impedance se označuje jako *rezistance* (R)³ a imaginární složka jako *reaktance* (X). Impedanci v komplexním tvaru můžeme vyjádřit rovnicemi v polárních (rovnice 5.2), resp. kartézských souřadnicích (rovnice 5.3).

$$\mathbf{Z} = \frac{\mathbf{U}}{\mathbf{I}} \quad (5.1)$$

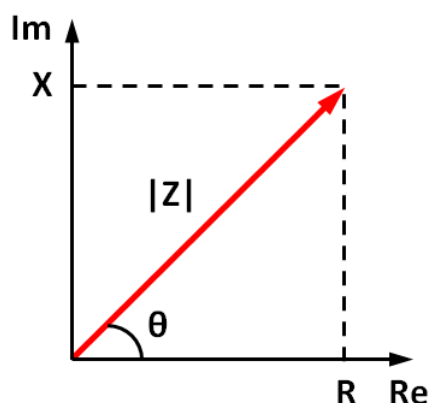
$$\mathbf{Z} = |\mathbf{Z}|e^{j\theta} \quad (5.2)$$

$$\mathbf{Z} = R + jX = |\mathbf{Z}| \cos \theta + j|\mathbf{Z}| \sin \theta \quad (5.3)$$

Absolutní hodnotu impedance ($|\mathbf{Z}|$) v rovnicích 5.2 a 5.3 lze určit pomocí Pythagorovy věty z obr. 5.1. Úhel θ popisuje fázový posun mezi elektrickým napětím a proudem.

$$|\mathbf{Z}| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (5.4)$$

³Rezistance je ta část elektrické impedance, která se chová stejně jako klasický ohmický odpor.



Obrázek 5.1: Elektrická impedance jako komplexní veličina.

Elektrická impedance se uplatňuje ve spojitosti se střídavým elektrickým proudem především v elektrických obvodech, které obsahují kapacitní prvky (kondenzátory) a/nebo prvky s indukčností (cívky). Kondenzátory a cívky ovlivňují fázový posun mezi napětím a proudem: kondenzátory způsobují negativní fázový posun (proud předbíhá napětí); cívky způsobují pozitivní fázový posun (proud se zpožďuje za napětím). Rezistory fázový posun mezi napětím a proudem neovlivňují (viz obr. 5.2). Impedanci všech tří prvků lze popsat následujícími rovnicemi:

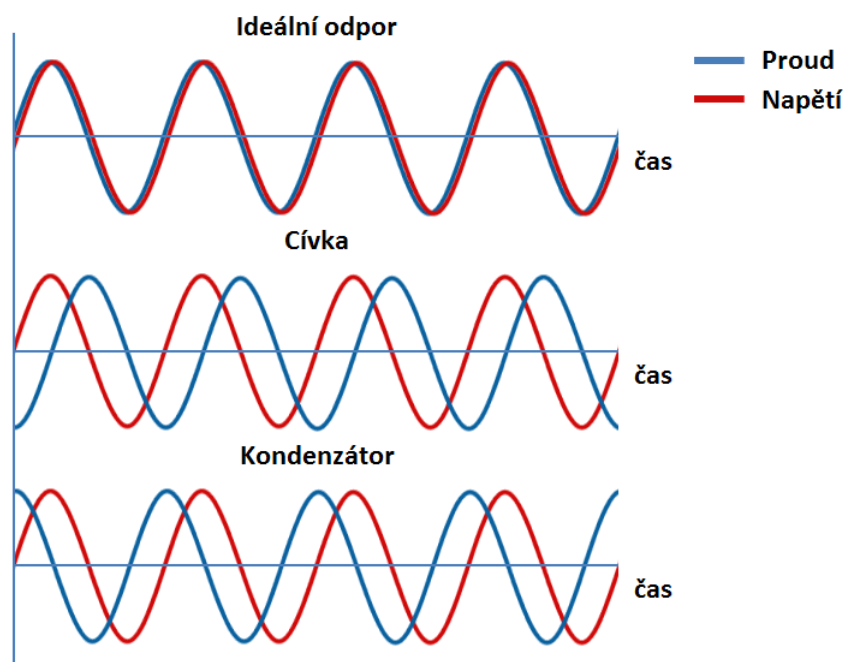
- Impedance rezistoru (rezistance): $Z_R = R$
- Impedance cívky (induktance)⁴: $Z_L = j\omega L$
- Impedance kondenzátoru (kapacitance)⁵: $Z_C = \frac{1}{j\omega C}$

Z rovnic pro induktanci a kapacitanci je patrné, že impedance kondenzátoru, resp. cívky k průchodu střídavého elektrického proudu je závislá na frekvenci proudu $\omega = 2\pi f$. Impedance kondenzátoru s rostoucí frekvencí proudu klesá, zatímco impedance cívky s rostoucí frekvencí proudu roste.

Mezi další elektrické vlastnosti látek patří kromě elektrického odporu a elektrické impedance také fyzikální veličiny: elektrická vodivost, admittance, měrný elektrický odpor, měrná elektrická vodivost a elektrická permitivita.

⁴Indukčnost (L) vyjadřuje schopnost vodiče (cívky) přeměnit elektrické pole na pole magnetické.

⁵Kapacita (C) vyjadřuje schopnost vodiče (kondenzátoru) uchovat elektrický náboj.



Obrázek 5.2: Fázový posun mezi elektrickým napětím a proudem pro ideální odpor, cívku a kondenzátor.

- *Elektrická vodivost:* Popisuje schopnost látky vést elektrický proud. Definuje se jako převrácená hodnota elektrického odporu.

$$G = \frac{1}{R} \quad [S] \quad (5.5)$$

- *Admittance:* Definuje se jako převrácená hodnota impedance.

$$\mathbf{Y} = \frac{1}{\mathbf{Z}} \quad [S] \quad (5.6)$$

- *Měrný elektrický odpor (rezistivita):* Popisuje elektrický odpor vodiče jednotkové délky (l) a jednotkového průřezu (S). Rezistivita je materiálová konstanta.

$$\rho = \frac{RS}{l} \quad [\Omega \cdot m] \quad (5.7)$$

- *Měrná elektrická vodivost (konduktivita)*: Definuje se jako převrácená hodnota měrného elektrického odporu.

$$\sigma = \frac{1}{\rho} \quad [\Omega^{-1} \cdot m^{-1}] \quad (5.8)$$

- *Elektrická permitivita (ϵ)*: Je popisována jako míra rozdělení náboje uvnitř látky vlivem vnějšího elektrického pole. Popisuje míru zeslabení působení elektrické síly látkou.

5.3 Bioimpedance tkáně

Biologická tkáň je tvořena mezibuněčnou tekutinou a souborem morfologicky podobných buněk, které plní určitou funkci. Hlavní složkou mezibuněčné (extracelulární) tekutiny je tkáňový mok (intersticiální tekutina), dále pak krevní plazma a míza (lymfa). Všechny tři složky extracelulární tekutiny mají podobné složení a obsahují především vodu, elektrolyty, aminokyseliny, bílkoviny, cukry, mastné kyseliny a tuky, enzymy, hormony, neurotransmitery, soli, živiny, rozpuštěné dýchací plyny a produkty látkové výměny (metabolity). Buňka je ohraničena plazmatickou membránou (fosfolipidová dvojvrstva) a obsahuje cytoplazmu (nitrobuněčná, resp. intracelulární tekutina), jádro, buněčné organely a jiné buněčné struktury. Složení cytoplazmy je podobné extracelulární tekutině.

Ve vztahu k elektrickému proudu se biologická tkáň chová jako zvláštní druh vodiče, který se od klasických kovových vodičů a elektrolytů odlišuje svojí velmi složitou mikroskopickou i makroskopickou strukturou, nehomogenitou a anizotropií⁶. Vedení elektrického proudu tkáněmi je umožněno výhradně prostřednictvím kladných a záporných iontů (tzv. vodič druhého řádu) obsažených v extracelulární i intracelulární tekutině, zatímco elektronová vodivost (tzv. vodič prvního řádu) se prakticky neuplatňuje. Elektrické vlastnosti tkáně lze charakterizovat např. pomocí *měrné vodivosti*, která popisuje schopnost tkáně vést elektrický proud. Celková iontová vodivost tkáně závisí především na koncentraci, aktivitě, náboji a pohyblivosti všech volných iontů ve tkáni. Z fyzikálních parametrů ovlivňuje vodivost tkáně

⁶Anizotropie = závislost fyzikálních vlastností prostředí na směru, ve kterém se měří.

zejména viskozita a teplota. Nitrobuněčné i mezibuněčné tekutiny (elektrolyty) jsou velmi dobrými vodiči elektrického proudu a jejich měrná vodivost je obvykle vysoká (asi $0,2 - 1,0$ S/m). Naopak buněčné membrány se chovají jako špatné vodiče proudu a jejich měrná vodivost dosahuje mnohem nižších hodnot (asi $10^{-6} - 10^{-8}$ S/m). Vodivost tkáně pro stejnosměrný a střídavý elektrický proud lze přibližně odhadnout podle následujících vztahů [55]:

$$G_{-} = \sigma_e \frac{2(1-b)}{(2+b)} \quad (5.9)$$

$$G_{\sim} = \sigma_e \frac{2(1-b)\sigma_e + (1+2b) \left(\frac{\sigma_i(\sigma_m + i\omega C_m)a}{\sigma_i + (\sigma_m + i\omega C_m)a} \right)}{(2+b)\sigma_e + (1-b) \left(\frac{\sigma_i(\sigma_m + i\omega C_m)a}{\sigma_i + (\sigma_m + i\omega C_m)a} \right)} \quad (5.10)$$

Kde:

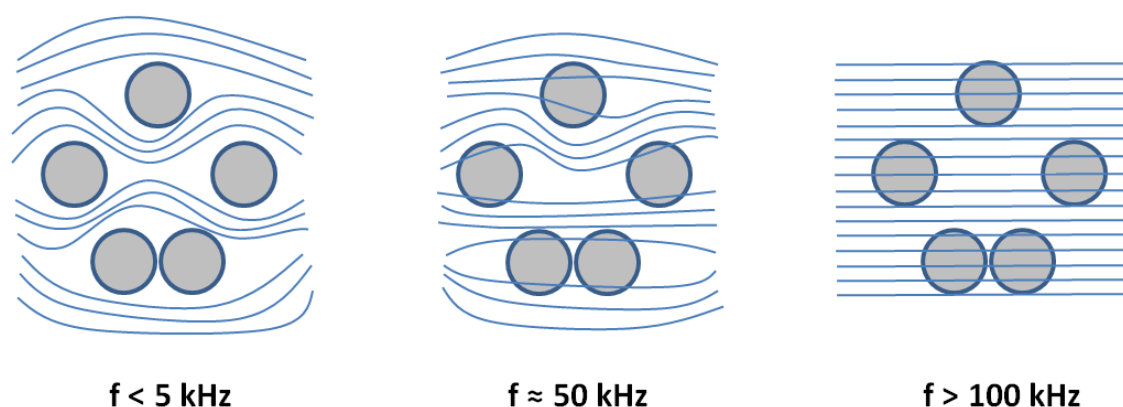
- σ_e : vodivost extracelulární tekutiny
- σ_i : vodivost intracelulární tekutiny
- σ_m : vodivost buněčné membrány
- C_m : kapacita buněčných membrán
- ω : úhlová frekvence střídavého proudu
- a : poloměr buňky
- b : objemový podíl buněk z celkového objemu tkáně

Odpor biologických tkání je velmi nestálý, je ovlivněn molekulovou, histologickou a anatomickou strukturou tkáně i jejím funkčním stavem. Buněčná membrána se navíc ve vztahu k procházejícímu elektrickému proudu chová podobně jako kondenzátor – kapacitní a odporové vlastnosti membrány se mění podle druhu a frekvence elektrického proudu. Celkový odpor tkáně je tedy dán součtem frekvenčně nezávislých odporů extracelulární a intracelulární tekutiny a frekvenčně závislého odporu buněčných membrán. Hovoříme-li o odporu biologických tkání, je užitečnější použít termín bioimpedance. *Bioimpedance* popisuje odezvu živého organismu na průchod střídavého elektrického proudu a vyjadřuje odpor biologické tkáně, který brání průchodu střídavého elektrického proudu tkání.

Tabulka 5.1: Rezistivita tkání. Převzato z [84].

Tkáň		Rezistivita ($\Omega \cdot cm$)
Krev		150
Plíce	inspirium	2400
	expirium	700
Tuk		2000-2700
Kosti		16600
Svaly	longitudinálně	125
	transverzálně	1800
Srdce	longitudinálně	160-575
	transverzálně	420-5200

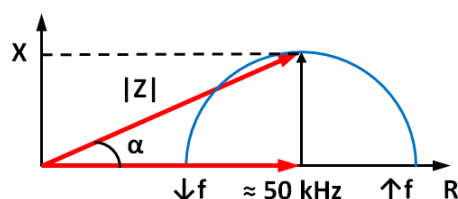
Odporové vlastnosti tkáně jsou ovlivněny zejména strukturou, složením (voda, elektrolyty, proteiny) a množstvím nitrobuněčných a mimobuněčných tekutin. Kapacitní vlastnosti tkáně závisí především na charakteristice buněčných membrán (iontové kanály, mastné kyseliny, membránové proteiny, spoje mezi buňkami, tloušťka membrány, aj.) a vlastnostech buněk (počet, velikost, typ). Tkáně s vysokým množstvím tekutiny (např. krev, svalová tkáň) mají vysokou vodivost a nízký odpor. Naopak tuková tkáň, kosti nebo vzduch vedou elektrický proud velmi omezeně a jejich bioimpedance je vysoká. Typická rezistivita některých biologických tkání je uvedena v tabulce 5.1.



Obrázek 5.3: Průchod proudu (modré křivky) buňkami závisí na frekvenci střídavého proudu.

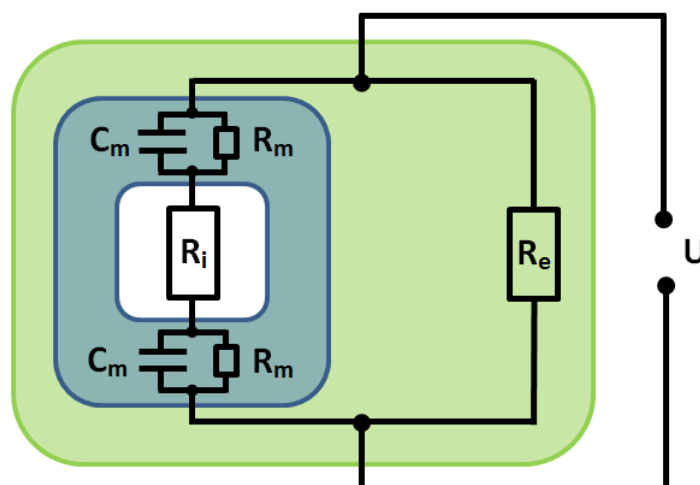
Odporové a kapacitní vlastnosti tkáně se projevují v různé míře v závislosti na charakteristice a frekvenci elektrického proudu (viz obr. 5.3). Pro stejnosměrné proudy a střídavé proudy s nízkou frekvencí (< 5 kHz) je membrána buňky zcela nepropustná ($Z_C \rightarrow \infty$), proud obtéká buňky a vodivost tkáně je ovlivněna pouze odporem mimobuněčného prostoru. S rostoucí frekvencí střídavého proudu odpor buněčné membrány postupně klesá a proud prochází přes membránu buňky i do intracelulárního prostoru. Vodivost tkáně je potom ovlivněna nejen odporem mimobuněčného prostoru, ale také odporem nitrobuněčného prostoru. Při frekvencích proudu vyšších než cca 100 kHz již prochází proud přes buněčnou membránu téměř bez omezení. Zatímco odpor na membráně buněk se s rostoucí frekvencí střídavého proudu snižuje, odpor tekutin se s frekvencí proudu téměř nemění.

Zajímavé je sledování kapacitního chování tkáně, které se zvyšuje s frekvencí střídavého proudu až do svého maxima při frekvenci proudu cca 50 kHz. S dalším zvyšováním frekvence proudu naopak dochází ke ztrátě kapacitních vlastností tkáně. Model kapacitního chování tkáně v závislosti na frekvenci střídavého proudu popisuje tzv. Cole-Cole křivka (viz obr. 5.4).



Obrázek 5.4: Model kapacitního chování tkáně v závislosti na frekvenci střídavého proudu popisuje tzv. Cole-Cole křivka. Až do frekvence proudu cca 50 kHz kapacitance tkáně (X) roste, s dalším růstem frekvence proudu pak kapacitance tkáně klesá. Při velmi nízkých nebo naopak velmi vysokých frekvencích střídavého proudu se projevují převážně pouze odporové vlastnosti tkáně ($Z \approx R$).

Pro výpočet bioimpedance je užitečné provést analogii biologické tkáně s vhodným elektrickým obvodem. Biologická tkáň je tvořena buňkami a mimobuněčnou tekutinou a lze ji chápat jako mikroskopickou síť elektrických obvodů. Obvyklým modelem biologické tkáně je čtyřprvkové odporově-kapacitní zapojení tvořené odporem extracelulární tekutiny (R_e), odporem intracelulární tekutiny (R_i) a paralelním zapojením odporu buněčné membrány (R_m) a kapacity membrány (C_m) – viz obr. 5.5.



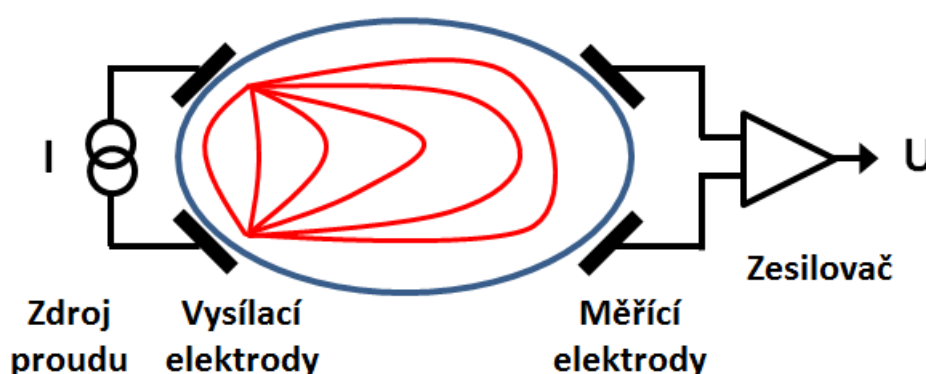
Obrázek 5.5: Elektrický model tkáně: R_e – odpor extracelulární tekutiny, R_i – odpor intracelulární tekutiny, R_m – odpor buněčné membrány, C_m – kapacita buněčné membrány.

5.4 Princip metody

Pro vyhodnocení a zobrazení elektrických vlastností vnitřních struktur z povrchu objektu se používají speciální elektroimpedanční měřící systémy tvořené zdrojem elektrického proudu, vysílacími a měřícími elektrodami, zesilovačem signálu a obvody pro zpracování signálu (viz obr. 5.6).

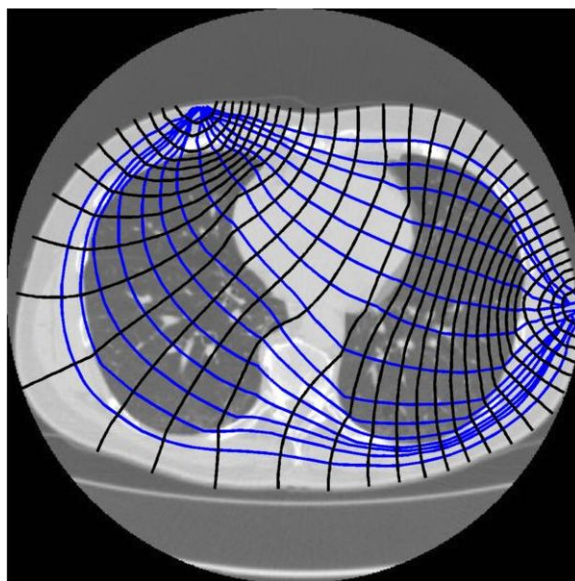
Používají se výhradně střídavé proudy o frekvenci asi 10 kHz až 1 MHz, které mají schopnost proniknout přes membránu buněk do intracelulárního prostoru. Stejnosměrné elektrické proudy se pro měření nepoužívají. Při aplikaci stejnosměrných proudů vzniká na rozhraní elektroda–povrch těla polarizovaná vrstva s nábojem, která může maskovat elektrické vlastnosti tkání pod elektrodami a výrazně ovlivňuje výsledky měření. Velikost aplikovaných proudů musí dodržovat přísné limity: nesmí poškozovat tkáň a musí být pod prahem stimulace buněk. Obvykle se používají elektrické proudy o velikosti od 0,1 mA do 1 mA. Normy uvádějí maximální bezpečnou velikost střídavého proudu 3,5 mA pro frekvenci 10 až 100 Hz. Pro frekvenci proudu 10 kHz se uvádí maximální bezpečná hodnota 1 mA. Aby zdroj elektrického proudu vysílal do objektu přesně požadovanou velikost proudu, musí mít pro všechny vysílací frekvence vzhledem k zatížení zdroje velmi velkou výstupní impedanci (ideálně $Z \rightarrow \infty$).

Vysílacími elektrodami jsou do měřeného objektu vysílány slabé střídavé proudy. Působením elektrických proudů protékajících objektem dochází uvnitř objektu k rozložení potenciálu, které je ovlivněno elektrickými vlastnostmi vnitřních struktur objektu. Hladiny se stejnou velikostí potenciálu (tzv. izopotenciální hladiny) jsou vždy kolmé na směr šíření elektrických proudů v objektu (viz obr. 5.7). Rozložení izopotenciálních hladin uvnitř objektu vytváří na povrchu objektu tzv. napěťové profily, které jsou detekovány měřicími elektrodami (viz obr. 5.8). Změny elektrických vlastností uvnitř objektu ovlivňují rozložení potenciálu a vyvolávají změny napěťových profilů na povrchu objektu. Šíření a distribuce elektrických proudů v objektu se řídí Kirchhoffovými zákony, podobně jako v elektrických obvodech. Proudů procházejí objektem mezi elektrodami po uzavřených smyčkách.



Obrázek 5.6: Schéma elektrické impedanční tomografie. Hlavní části systému tvoří zdroj elektrického proudu, vysílací a měřicí elektrody, zesilovač signálu a obvody pro zpracování signálu.

K vysílání elektrických proudů do objektu se obvykle používá jedna dvojice elektrod. Snímání napětí z povrchu objektu je zajištěno velkým počtem měřicích elektrod (napětí je měřeno vždy mezi dvojicemi měřicích elektrod). Rozlišení a kvalita výsledného obrazu elektrických vlastností tkáně roste s větším počtem měřicích elektrod a jsou podmíněny provedením mnoha měření (stovky až tisíce) pro různá rozložení potenciálů uvnitř a na povrchu objektu. Ze získaných sad napětí, odlišných pro každou distribuci potenciálů, lze rekonstruovat výsledný obraz. Jednotlivá měření a získání příslušných sad napětí lze provést přepínáním dvojic měřicích elektrod,



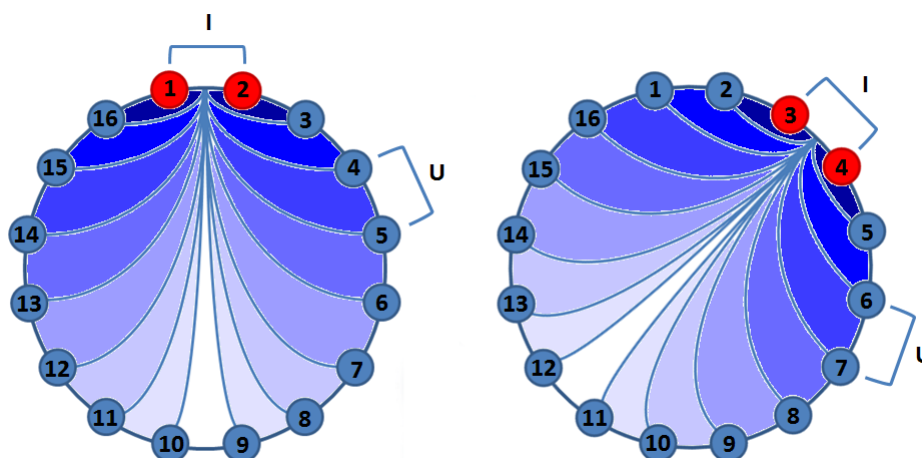
Obrázek 5.7: Izopotenciální hladiny stejného potenciálu uvnitř těla (černé) po aplikaci elektrického proudu (modrá). Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:CT_of_human_thorax_showing_current_paths_for_EIT_corrected.jpg.

mezi kterými se detekuje výsledné napětí. Jinou možností je přepínání dvojice vysílacích elektrod, které v objektu generují odlišné distribuce proudů a potenciálů. Záznam napětí se pak pro každou akvizici⁷ děje vždy mezi zbývajícími dvojicemi měřicích elektrod⁸. Velký počet prováděných měření je na druhou stranu vykoupen vyšší výpočetní náročností rekonstrukce.

Počet a uspořádání vysílacích i přijímacích elektrod je různé. Obvyklý počet používaných elektrod je asi 16 až 256. Umístění a vzájemná pozice elektrod musí dodržovat přesná schémata. Změna pozice nebo nepřesné

⁷Akvizice = proces pořízení a naměření dat.

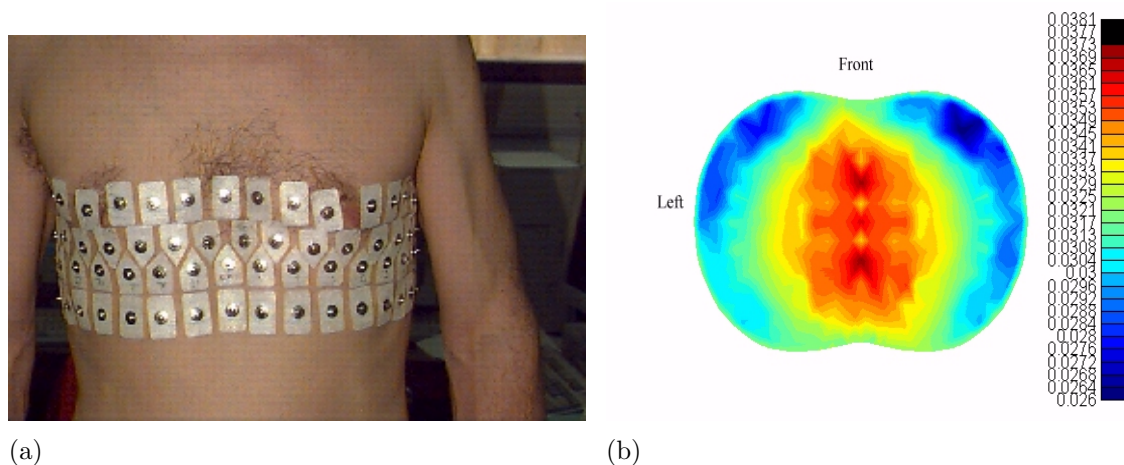
⁸Např. systém Sheffield Mark 1 (Brown a Seagar, 1987) používá 16 elektrod rozmístěných rovnoměrně ve stejných rozestupech okolo hrudníku. Generátor elektrických proudů je stejný pro všechny elektrody a přes jednu dvojici sousedních elektrod vysílá do těla střídavé proudy o velikosti 1-5 mA a frekvenci 50 Hz. Elektrické napětí je měřeno mezi zbývajícími třinácti sousedními dvojicemi elektrod (viz obr. 5.8). Po naměření první sady všech třinácti napětí je přepínačem zvolena jiná dvojice vysílacích elektrod, kterými se do těla aplikují elektrické proudy, a měří se druhá sada všech třinácti napětí. Proces měření se opakuje pro všech 16 možných sousedních dvojic vysílacích elektrod a výsledkem je $16 * 13 = 208$ napětových měření. Pouze polovina z tohoto počtu měření (tj. 104 měření) je nezávislých. Druhá polovina měření odpovídá převráceným hodnotám první poloviny hodnot. Všechna naměřená napětí jsou následně zpracována a analyzována za vzniku 2D EIT obrazu rozložením měřeného parametru. Na podobném principu pracuje také moderní komerční systém Dräger Pulmo Vista 500.



Obrázek 5.8: Princip měření EIT.

umístění elektrod na povrchu objektu výrazně ovlivňuje výsledky měření elektrických vlastností a způsobuje výrazné odchylky při rekonstrukci obrazu. Elektrody bývají umístěny na pásech okolo těla (např. hrudníku, končetin) nebo mohou být uspořádány do dvourozměrného pole tvaru kruhu nebo čtverce (např. vyšetření prsu) – viz obr. 5.9a. Elektrody rozmístěné okolo měřené oblasti (typicky 16 až 32 elektrod) poskytují obraz příčného řezu tkání (viz obr. 5.9b); elektrody v podobě 2D pole (až 256 elektrod) vytvářejí dvourozměrný obraz řezu tkání paralelně s rovinou pole elektrod. Je nutné poznamenat, že EIT systémy ve skutečnosti nevytváří obrazy elektrických vlastností tkáně v jednotlivých vrstvách, protože aplikované elektrické proudy procházejí vždy celým objemem objektu ve směru gradientu elektrického pole a nelze je soustředit do jediné měřené vrstvy. Dalším problémem jsou vlastní odpory elektrod a odpor vrstvy na rozhraní elektroda-povrch objektu, které mohou významným způsobem ovlivnit nebo zastínit měřené elektrické vlastnosti tkání.

Rekonstrukci výsledného EIT obrazu lze provést po naměření všech sad napětí pomocí vhodných výpočetních algoritmů. Jedním z prvních a dodnes používaných algoritmů je rekonstrukce obrazu pomocí filtrované zpětné projekce (Barber a Brown, 1984), která provádí superpozici (součet) všech naměřených napěťových profilů na sebe. Artefakty vzniklé při rekonstrukci je možné eliminovat vhodnými selektivními filtry. Algoritmus přináší také



Obrázek 5.9: (a) Umístění elektrod na hrudníku a (b) výsledný EIT obraz hrudníku.
 Převzato z: [http://en.wikipedia.org/wiki/
 File:EIT_electrodes_on_chest_Oxford_Brookes.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:EIT_electrodes_on_chest_Oxford_Brookes.jpg)
[File:EIT_image_of_chest_from_Oxford_Brookes_OXBACT.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:EIT_image_of_chest_from_Oxford_Brookes_OXBACT.png).

jisté limitace jako je chybná rekonstrukce geometrie kulatých předmětů, nemožnost potlačit poškozená data nebo žádná flexibilita ve smyslu změny pořadí aplikace proudů a měřeného napětí. Mnohem lepší výsledky než filtrovaná zpětná projekce, poskytují aproximativní iterativní metody jako např. Newton-Raphsonův algoritmus nebo metoda konečných prvků (Finite Element Method – FEM).

Výstupem EIT je dvourozměrný (2D) nebo trojrozměrný (3D) obraz mapující rozložení měřeného elektrického parametru v zobrazované oblasti. Rekonstrukce 3D obrazu je možná pouze za předpokladu, že jsou k dispozici data z celého povrchu snímané oblasti, což vyžaduje velmi přesné umístění velkého počtu elektrod. V klinické praxi se lze s 3D technikami setkat pouze omezeně, např. při zobrazení hrudníku nebo detekci rakoviny prsu. Výsledné obrazy mohou být vytvořeny přímo z naměřených hodnot elektrických vlastností tkáně (tzv. absolutní metody) nebo mohou vznikat jako rozdíl dvou obrazů elektrických vlastností tkáně naměřených po sobě v různých časech (tzv. diferenční metody). Kromě statických obrazů umožňují některé EIT systémy zaznamenat také dynamické změny elektrických vlastností zobrazované oblasti v čase (tzv. funkční EIT). V principu je možné dosáhnout časového rozlišení řádově v mikrosekundách. Dynamické obrazy mohou nést důležitou informaci o fyziologické funkci vyšetřované tkáně.

Moderní EIT systémy umožňují generovat střídavé elektrické proudy v širokém rozsahu frekvencí (tzv. multifrekvenční EIT). Elektrické vlastnosti tkáně naměřené pro více frekvencí proudu potom mohou vést ke zpřesnění interpretace výsledků a stanovení diagnózy. Ve vývoji jsou také systémy MI-EIT (Magnetic Induction Electrical Impedance Tomography), které vytvářejí elektrické proudy ve tkáni bezkontaktně (bez použití elektrod) pomocí elektromagnetické indukce prostřednictvím cívek. Zatímco elektrické proudy aplikované do tkáně pomocí elektrod mohou mít pouze omezený dosah do hloubky tkáně (např. při vyšetření mozku přes lebeční kost, která má nízkou elektrickou vodivost; vyšetření hluboko uložených tkání) a tím snižují rozlišení obrazu, elektromagnetickou indukci jsou indukované proudy generovány v celém objemu zkoumané tkáně.

5.5 Výpočet elektrických vlastností tkáně

Výpočet neznámých elektrických vlastností tkáně spočívá v řešení rovnic, které popisují vztah mezi známou velikostí elektrického proudu aplikovaného do těla a elektrickým napětím naměřeným na povrchu těla. Řešení se označuje jako Calderónův inverzní problém (Calderón, 1980) a je podmíněno velmi přesnou znalostí geometrie hranic objektu (tvar povrchu objektu) a uspořádáním měřících elektrod na povrchu objektu. Tyto limity brání širšímu uplatnění elektrické impedanční tomografie v klinické praxi. Překonání problému řeší vývoj nových, rychlejších a robustnějších rekonstrukčních algoritmů a účinnějších měřících systémů. Princip výpočtu elektrických vlastností tkáně vychází z Maxwellových rovnic elektromagnetického pole a Ohmova zákona. Teorie výpočtu převyšuje požadavky na znalosti studentů medicíny, přesto ji na tomto místě pro názornost uvedeme. Pro hlubší pochopení doporučujeme prostudovat např. [33] a [8].

- Elektrické pole \mathbf{E} se definuje jako gradient⁹ elektrického potenciálu ϕ :

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi \quad (5.11)$$

⁹Operátor gradientu je definován $\nabla f = (\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y}, \frac{\partial f}{\partial z})$.

- Hustota elektrického proudu \mathbf{j} (rozložení proudu) je definována jako součin intenzity elektrického pole \mathbf{E} a měrné elektrické vodivosti σ :

$$\mathbf{j} = \sigma \mathbf{E} \quad (5.12)$$

- Kombinací rovnic 5.11 a 5.12 dostáváme Ohmův zákon:

$$\mathbf{j} = -\sigma \nabla \phi \quad (5.13)$$

- Zanedbáme-li vznik elektrických proudů přímo ve tkáních a budeme-li za jediný zdroj proudu ve tkáních považovat externí proud přivedený do těla pomocí elektrod, potom musí pro tok elektrického proudu tkání platit Kirchhoffův zákon:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \phi = 0 \quad (5.14)$$

- Pro vyhodnocení elektrických vlastností řešíme systém rovnic 5.14.

5.6 Výhody a limitace EIT

Elektrická impedanční tomografie přináší nové možnosti v lékařském zobrazování tím, že vyhodnocuje zcela odlišné parametry tkání, než které získáváme z běžně používaných zobrazovacích metod. U rentgenového vyšetření (RTG) a výpočetní tomografie (CT) se zobrazuje útlum rentgenového záření ve tkáni, magnetická rezonance (MRI) vyhodnocuje kvantové chování jader pod vlivem magnetického pole a radiofrekvenčních vln, při ultrazvukovém vyšetření (UZ) se měří akustické vlastnosti tkání, u termografie se sleduje vyzařování povrchových tkání v oblasti infračerveného spektra elektromagnetického vlnění a u zobrazovacích metod nukleární medicíny (PET, SPECT) se získávají obrazy vyhodnocující intenzitu gama záření vycházejícího z vyšetřovaných tkání. Výstupem EIT měření jsou nové informace o elektrických vlastnostech tkání. Hlavními výhodami metody jsou jednoduchost, bezpečnost, rychlost, nízká cena, možnost provádět screeningová vyšetření nebo dlouhodobé kontinuální monitorování pacienta u lůžka.

Hlavními limitacemi elektrické impedanční tomografie jsou nízká rozlišovací schopnost, výpočetní náročnost, četné obrazové artefakty a špatná reprodukovatelnost výsledků mezi dvěma měřenými subjekty. Rozlišení a kvalita výsledného obrazu jsou dány především počtem a vzájemnou vzdáleností měřicích elektrod a také počtem prováděných měření. Omezený dosah měřicích elektrod do hloubky zhoršuje rozlišení obrazu při zobrazování hluboko uložených tkání. Výpočetní náročnost a složitost vyhodnocení obrazu jsou dány velkým počtem prováděných měření a potřebou znát velmi přesně rozmístění elektrod na povrchu objektu pro definici excitačních obrazců elektrického proudu a měření napětí – navrhují se přesné modely pro tvar povrchu těla. Nepřesné rozmístění elektrod způsobuje značné chyby měření. Šíření elektrických proudů celým objemem objektu ve směru gradientu elektrického pole zase neumožňuje vytvořit obrazy elektrických vlastností tkáně v jednotlivých vrstvách. Protože se elektrické proudy nešíří objektem po přímkách, nemusí navíc pozice sledované oblasti objektu ve výsledném obraze odpovídat skutečné pozici oblasti v měřeném objektu, což může EIT metodu činit nevyhovující pro zobrazení přesné morfologie objektu. Další problémy ovlivňující kvalitu výsledného obrazu jsou vlastní odpory elektrod a odpor vrstvy na rozhraní elektroda-povrch objektu, které mohou významným způsobem ovlivnit nebo zastínit měřené elektrické vlastnosti tkání. Výsledky měření může ovlivnit také výstupní impedance zdroje elektrického proudu.

Obrazové artefakty mohou způsobovat např. impedanční změny v hrudníku vlivem dýchání (až o 300 %) a srdeční činnosti (až o 3 %), změny pozice elektrod, změny odporu vrstvy na rozhraní elektroda-povrch objektu, pohybové artefakty, artefakty vlivem průtoku krve a pulsace cév nebo artefakty způsobené elektromagnetickými poli z okolí.

Kapitola 6

Endoskopie

Endoskopie je metoda umožňující prohlédnutí vnitřních dutin nebo dutých orgánů. Používá se v medicíně, veterinární medicíně a některých speciálních technických aplikacích. Velkého rozšíření zaznamenala endoskopie v celé řadě medicínských oborů, kdy se endoskopy zavádějí do tělních dutin přirozenými otvory (např. ústy, konečníkem, močovou trubicí) nebo otvory uměle pro tento účel vytvořenými (např. laparoskopie, mediastinoskopie). Endoskopie se dělí na řadu vyšetření, které se označují podle vyšetřovaného orgánu. Kromě pouhého zobrazení umožňuje endoskopie též provádět odběr vzorků k dalšímu vyšetření (biopsii). Uplatňuje se také v léčbě (např. ERCP¹, odstranění polypů, aj.), což umožňuje zkrátit dobu nemoci a zmenšit počet komplikací.

6.1 Historie

První pokusy o pohled do dutých orgánů sahají již na počátek 19. stol. Tyto přístroje byly rigidní (tuhé), tvořené pevným tubusem a zdrojem světla byla často například pouze svíčka nebo kahan. První „gastroskop“ pro vyšetření žaludku zkonstruoval v roce 1868 Adolph Kussmaul, přičemž se inspiroval uměním polykačů mečů. Další rozvoj endoskopie byl ovlivněn technickým vývojem v oblasti optiky (optická vlákna) a videa. Zkonstruování ohebných endoskopů způsobilo revoluci v endoskopii. Tato zařízení jsou již tvořena flexibilní ohebnou trubicí a obraz je přenášen pomocí soustavy optických vláken. Zevní konec zařízení je vybaven okulárem, kde se obraz

¹Endoskopická Retrográdní Cholangio-Pankreatografie

opět skládá. První takový přístroj k vyšetření jícnu a žaludku představil Basil Hirschowitz v roce 1957. O šest let později svůj přístroj zdokonalil přidáním druhého svazku optických vláken, kterým přiváděl do zobrazovaných vnitřních dutin těla světlo. Přístroj byl také vybaven pracovním kanálem pro odběr vzorků tkáně, a díky tomu se velmi rychle rozšířil. V osmdesátých letech se na scéně objevily první videoendoskopy, u kterých se již obraz na zevním konci přístroje detekuje obrazovým snímačem (např. CCD senzorem). Obraz je tímto způsobem digitalizován a dále přenášen k obrazovce, která slouží k rychlému a pohodlnému sledování průběhu vyšetření. Digitalizací obrazu byla rovněž usnadněna archivace obrazů a edukace personálu. Následný rozvoj endoskopie poté spočíval spíše v rozšíření spektra léčebných zákroků proveditelných endoskopickou cestou. Přetrvává odběr vzorků tkáně pro biopsii, ale možnosti se rozšiřují i o úplné odstraňování patologických tkání (zejména polypů), zástavu krvácení, vytahování cizorodých těles (např. žlučových kamenů), rozšiřování zúžených míst, či zavádění stentů. Dalším pokrokem bylo zavedení tzv. endoskopické ultrasonografie, která umožňuje detailní ultrazvukové vyšetření i provádění drobnějších výkonů v okolí vyšetřovaného orgánu.

6.2 Konstrukce endoskopů

Konstrukce endoskopů je tvořena zdrojem světla, optikou pro zobrazení vyšetřovaného orgánu a prvkem pro detekci obrazu. Doplnkem bývají zařízení, která slouží k odběru vzorků tkáně nebo drobným chirurgickým zákrokům.

6.2.1 Zdroj světla

Zdroj světla je nezbytnou součástí endoskopu. Umožňuje osvětlit zobrazovaný prostor pro získání kvalitního obrazu. V současnosti se používají halogenové nebo xenonové zdroje světla s výkonem okolo 150 W nebo modernější osvětlení typu LED (Light-Emitting Diode), které má delší životnost a menší spotřebou energie.

6.2.2 Optická vlákna

Přenos světla po optických vláknech je založen na fyzikálních vlastnostech světla při průchodu prostředím s různými optickými vlastnostmi. Základem tzv. vláknového vlnovodu je skleněné vlákno, jehož střední část (jádro) má větší index lomu než vnější obvodová vrstva. Světelný paprsek vstupující do jádra optického vlákna se na obvodové vrstvě vlákna neustále odráží a postupuje vláknem po trajektorii dané tvarem vlákna. Využívá se fyzikálního jevu tzv. úplného (totálního) odrazu světla, který je speciálním případem vycházejícím ze Snellova zákona lomu.

Pro dvě různá prostředí s rovinným rozhraním a indexy lomu těchto prostředí n_1 a n_2 označíme úhly dopadajícího a lomeného světelného paprsku jako α_1 a α_2 (úhly jsou měřeny vzhledem ke kolmici k rozhraní). Podle Snellova zákona lomu potom platí:

$$n_1 \sin \alpha_1 = n_2 \sin \alpha_2 \quad (6.1)$$

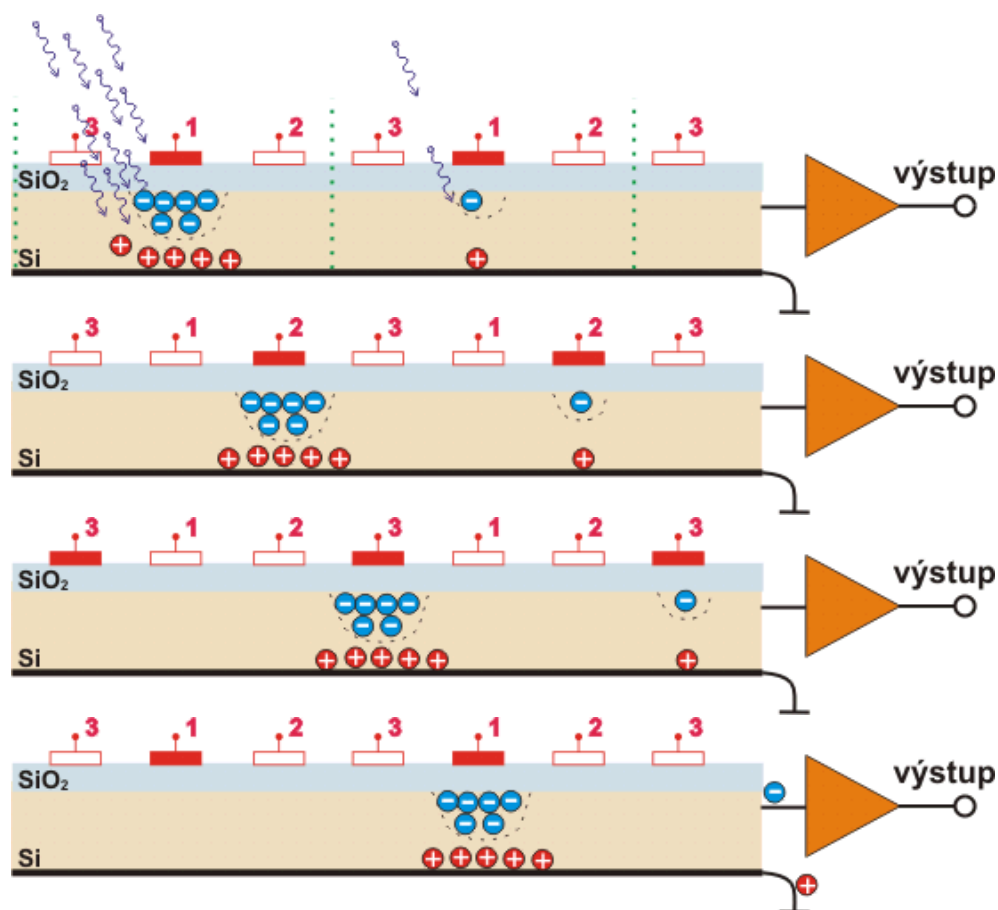
Šíří-li se paprsky z opticky hustšího prostředí do prostředí opticky řidšího ($n_1 > n_2$, tzv. lom od kolmice), může se stát, že úhel lomu bude roven přesně pravému úhlu, tj. $\alpha_2 = 90^\circ = \pi/2$ rad. V takovém případě je $\sin \alpha_2 = 1$ a zákon lomu má tvar:

$$\sin \alpha_m = \sin \alpha_1 = \frac{n_2}{n_1}, \quad (6.2)$$

kde α_m označuje tzv. mezní úhel. Mezní úhel je největší úhel dopadu, při kterém ještě nastává lom světla. Je-li úhel dopadu větší než mezní úhel, tj. $\alpha_1 > \alpha_m$, dochází k tzv. totálnímu (úplnému) odrazu, při kterém se světlo do opticky řidšího prostředí (prostředí 2) vůbec nedostane a zcela se od rozhraní odráží zpět do prostředí opticky hustšího (prostředí 1). Hodnotu mezního úhlu lze určit ze vztahu:

$$\alpha_m = \arcsin \left(\frac{n_2}{n_1} \right) \quad (6.3)$$

Důležitou charakteristikou optických vláken je tzv. numerická apertura. Jde o maximální úhel, pod jakým mohou dopadat paprsky světla do optického vlákna, aby došlo k jejich dalšímu šíření vláknem. Z tohoto důvodu je jádro optického vlákna dokola opláštěno a index lomu materiálu obalu vlákna musí být nižší, než index lomu jádra. Další důležitou charakteristikou optického vlákna je jeho útlum, tedy rozdíl intenzity signálu na vstupním a výstupním konci vlákna (ztráta světla mezi vstupním a výstupním koncem vlákna). Platí, že čím nižší je útlum, tím menší je ztráta, a tím kvalitnější je přenos signálu. Hodnota útlumu u běžných křemenných vláken se pohybuje řádově v desetinách decibelu na kilometr délky vlákna.



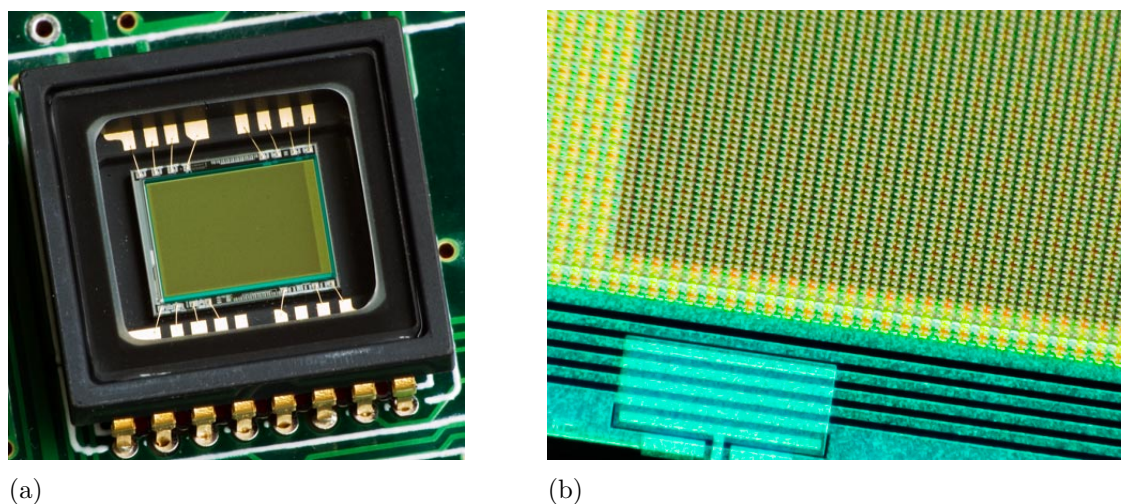
Obrázek 6.1: Princip CCD snímače. Převzato z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:CCDexpo.png>, [CCDshift1.png](#), [CCDshift2.png](#) a [CCDshift3.png](#).

6.2.3 Detektory obrazu

Většina zobrazovacích zařízení (digitální fotoaparáty, kamery, aj.) v dnešní době využívá jako detektory obrazu snímače typu CCD. Snímač CCD (Charge-Coupled Device) je „zařízení citlivé na elektrický náboj“, které umožňuje přeměnit energii dopadajícího světla (fotony) na energii elektrického signálu (elektrony). Snímač je tvořen kovovou elektrodou, vrstvou izolantu (nejčastěji z oxidu křemičitého SiO_2) a polovodičovou vrstvou křemíku citlivou na světlo. Přeměna světelné energie na energii elektrickou je založena na fyzikálním jevu známém jako vnitřní fotoelektrický jev (fotoefekt). Tento jev spočívá v tom, že foton světla při nárazu do atomu ve vrstvě křemíku dokáže předat svou energii některému z elektronů atomu a vyrazit jej z elektronového obalu. Takové volné elektrony se potom podílejí na vedení elektrického proudu, který nese informaci o zobrazované scéně.

Princip funkce CCD snímače lze vysvětlit podle obrázku 6.1. Na elektrody označené číslem 1 je přivedeno kladné napětí a na fotocitlivou vrstvu snímače se poté nechá dopadat světlo (např. otevřením závěrky). Dopadající fotony světla vyrazí z elektronového obalu atomů křemíku záporně nabitě elektrony, které jsou přitahovány ke kladně nabitým sběrným elektrodám (elektrody 1, 2 a 3). Po vyražených elektronech zůstanou v elektronovém obalu atomů polovodiče tzv. díry. Ty vykazují vůči svému okolí kladný náboj a jsou přitahovány záporně nabitou elektrodou na spodní straně CCD snímače. Svislé modré tečkované čáry na obrázku 6.1 (zcela nahoře) vyznačují hranice jednotlivých buněk snímače – obrazových bodů (pixelů). Více fotonů světla dopadajícího na jednu buňku snímače uvolní z atomů polovodiče více elektronů, což lze vidět na obrázku 6.1 zcela nahoře.

CCD snímače jsou tvořeny dvourozměrnou mřížkou $M \times N$ fotocitlivých buněk (viz obr. 6.2). Po osvětlení snímače vznikne v každé buňce snímače určitý náboj, který je úměrný množství světla dopadajícího na příslušnou buňku. Takto uloženou informaci je potom nutné vhodným způsobem „přečíst“. Jakmile přestane na CCD snímač dopadat světlo (např. uzavřením závěrky), začne se na skupinu sběrných elektrod 1, 2 a 3 přivádět trojfázový napěťový signál. V praxi to znamená, že se na elektrodách 2 postupně zvyšuje elektrické napětí, zatímco na elektrodách 1 se napětí snižuje. To má za následek přitažení shluku elektronů z pod elektrod 1 směrem

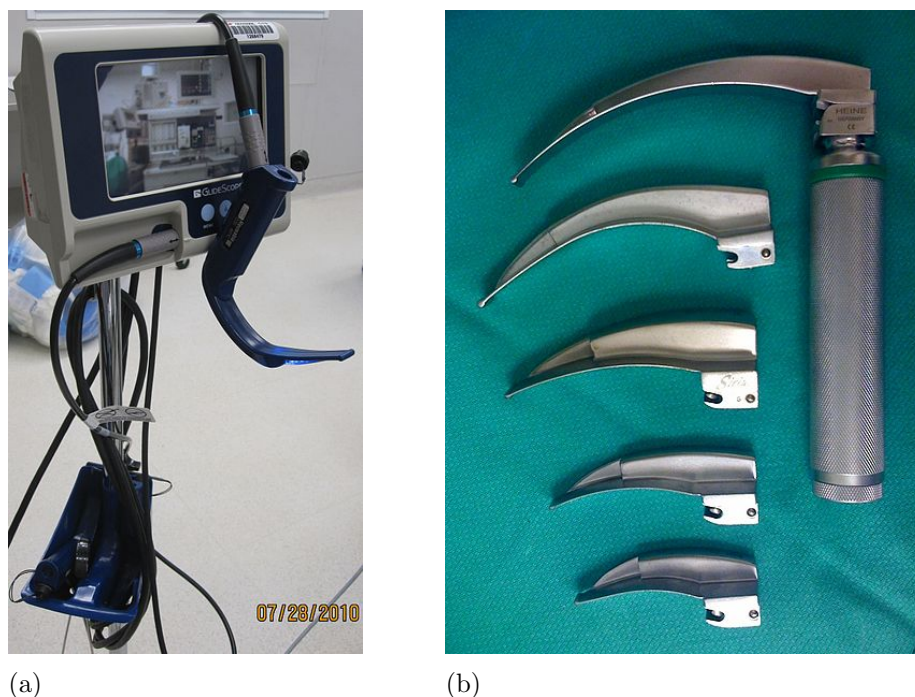


Obrázek 6.2: (a) CCD snímač. (b) Detailní pohled na CCD snímač.
 Převzato z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/>
 Soubor: *CCD_in_camera.jpg* a *CCD-buňky.jpg*.

pod elektrody 2. Tento děj je následně opakován mezi elektrodami 2 a 3, dále mezi elektrodami 3 a 1, a tak stále dokola. Shluky elektronů z jednotlivých buněk se takto v každém řádku snímače postupně posouvají přes sousední pixely až k boční straně snímače, kde se nacházejí výstupní zesilovače (na obr. 6.1 zcela vpravo). Výstupní zesilovače zesilují „přečtené“ slabé elektrické signály na úroveň vhodnou pro další zpracování a zobrazení výsledného obrazu.

Vlastnosti a kvalitu výsledného obrazu (viz kapitoly 1.2 a 1.3) nejlépe popisuje rozlišení snímače, tj. celkový počet světlocitlivých buněk snímače². Běžné CCD snímače digitálních fotoaparátů a kamer mají rozlišení přibližně od 1 do 14 Mpx, ale existují i snímače s rozlišením výrazně nižším (např. optické myši) nebo mnohem vyšším (např. astronomické dalekohledy, snímače na družicích, vědecké přístroje, atd.). Kvalitu výsledného obrazu omezuje šum snímače. Za vznik šumu je zodpovědný tepelný pohyb atomů v krystalové mřížce polovodiče, který má za následek občasné samovolné uvolnění elektronu z elektronového obalu atomu bez působení vnějšího fotonu světla. Elektrony uvolněné tepelným pohybem atomů se rovněž podílejí na vzniku elektrického signálu na snímači, ale ve výsledném obraze se zobrazují jako nechtěné artefakty. Okamžitá velikost šumu je pro každou buňku

²Rozlišení obrazových snímačů se nejčastěji udává v megapixelech (Mpx) – milionech obrazových bodů.



(a)

(b)

Obrázek 6.3: (a) Videolaryngoskopie. (b) Laryngoskop.

Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/>

File:Laryngoscope-Glidescope_02.JPG a *File:Macintosh_Blades.jpg*.

snímače odlišná a je tedy nemožné tento artefakt z výsledného obrazu zcela odstranit. Šum se výrazněji projevuje zejména u buněk s menšími rozměry, tj. především u malých snímačů s vysokým rozlišením. U některých přístrojů s vysokými požadavky na kvalitu obrazu (např. vědecké přístroje) se vznik tepelného šumu eliminuje chlazením snímače (např. tekutým dusíkem). Další neméně důležitou vlastností snímačů je dynamický rozsah a hloubka obrazu, tj. rozsah a počet jednotlivých hodnot elektrického náboje, které je snímač schopen rozlišit a převést na elektrický signál. Limitem těchto vlastností je kapacita každé buňky snímače (tj. množství elektrického náboje, který je buňka schopna pojmout) a velikost vlastního tepelného šumu každé buňky.

6.3 Endoskopická zrcátka

Endoskopická zrcátka jsou velice jednoduchá zařízení, která využívají odrazu světla od reflexní plochy rovinného, konvexního, konkávního nebo jiného vhodného tvaru. Odraz světla od vyšetřovaného orgánu je zpravidla



Obrázek 6.4: (a) Ušní zrcátko (otoskop). (b) Oftalmoskop (vlevo) a otoskop.
 Převzato z: [http://en.wiktionary.org/wiki/
 File:Otoscope.jpg](http://en.wiktionary.org/wiki/File:Otoscope.jpg) a [File:Ophthalmoscope_Otoscope08.JPG](http://en.wiktionary.org/wiki/File:Ophthalmoscope_Otoscope08.JPG).

pozorován přímo okem, příp. přes okulár s optickými čočkami, které mohou výsledný obraz např. zvětšit. Některé typy endoskopických zrcátek mohou mít vlastní zdroj světla. Zrcátka mají různou konstrukci podle vyšetřovaného orgánu a jejich použití je stále poměrně široké.

- *Laryngoskopické zrcátko*: Jedná se o malé rovinné zrcátko skloněné k držáku o asi 60° (viz obr. 6.3). Používá se k nepřímé laryngoskopii (otočené dolů) nebo k zadní rhinoskopii (otočené nahoru), tedy pro pozorování nosohltanu nebo zadní části dutiny nosní.
- *Ušní zrcátko (otoskop)*: Má tvar kovové nálevky, asi 3 cm dlouhé, která je uvnitř pochromovaná (viz obr. 6.4a). Vkládá se do vnějšího zvukovodu ucha pro vyšetření jeho distální části a ušního bubínku.
- *Nosní zrcátko (rhinoskop)*: Jedná se o kleště s nálevkovými zrcadlovými plochami, které slouží k vyšetření přední části dutiny nosní (přední rhinoskopie).
- *Oční zrcátko*: Rovinné nebo konkávní zrcátko s otvorem uprostřed, které slouží pro vybavení červeného reflexu oka, tj. odrazu světla od oční sítnice.



Obrázek 6.5: Vaginální zrcátko (kolposkop).

Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Speculum_en_metal.jpg.

- *Oftalmoskop*: Používá se k vyšetření očního pozadí a sítnice (viz obr. 6.4b). Zařízení má zpravidla vlastní světelný zdroj. Oftalmoskopie se rozlišuje přímá (zobrazuje se přímo a výsledkem je až 15x zvětšený obraz) a nepřímá (zobrazuje se nepřímo přes spojnou čočku umístěnou mezi vyšetřované oko a oftalmoskop, výsledkem je zvětšený převrácený obraz).
- *Vaginální zrcátko (kolposkop)*: Je tvořeno dvěma pohyblivě spojenými lžícemi. Používá se zejména k vyšetření děložního čípku.

6.4 Tubusové (rigidní) endoskopy

Tubusové endoskopy jsou tvořeny tuhou trubicí opatřenou optickými čočkami, které slouží jako zobrazovací systém. Na proximálním (bližším) nebo distálním (vzdálenějším) konci trubice je umístěn zdroj světla pro osvětlení zobrazovaného objektu. Na proximálním konci endoskopu je okulár s obrazovým snímačem pro detekci obrazu (např. CCD snímač). Tubusové

endoskopy se zasouvají do tělních otvorů a používají se k vyšetření snadněji dostupných dutin v blízkosti těchto otvorů. Přístup k vyšetřovaným objektům by neměl být komplikován překážkami nebo záhyby. Nevýhodou tubusových endoskopů jsou rigidita (tuhost) trubice a vyšší ztráty světla po průchodu optickou soustavou. Konstrukce tubusových endoskopů musí být vodotěsná, aby byla umožněna snadná dezinfekce a údržba zařízení.

Mezi tubusové endoskopy patří:

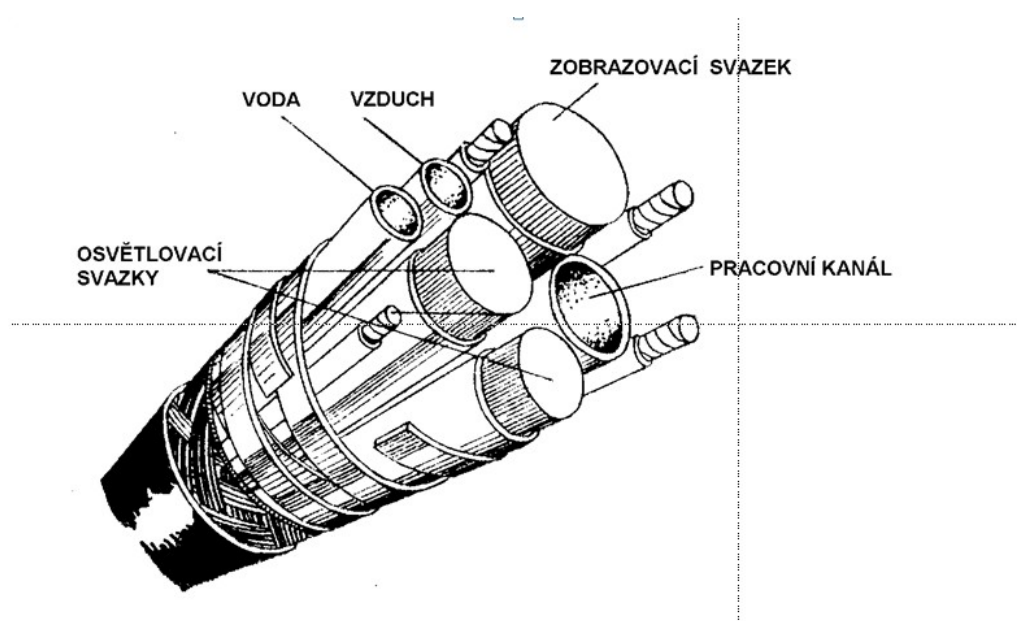
- *Cystoskop*: Endoskop pro vyšetření močového měchýře.
- *Rektoskop*: Endoskop pro vyšetření rekta a sigmoidea.

6.5 Flexibilní endoskopy (fibroskopy)

Flexibilní endoskopy (tzv. fibroskopy) jsou optické sondy tvořené ohebnou trubicí, které umožňují na rozdíl od rigidních tubusů s pevnými tubusy přenášet obraz z hlouběji uložených a méně přístupných míst. Přenos obrazu je zajištěn svazkem mnoha optických vláken, které jsou založeny na principu úplného odrazu světla (viz kapitola 6.2.2). Svazky optických vláken se rozlišují na zobrazovací (vedou světla odražené od zobrazovaného objektu k obrazovému snímači) a osvětlovací (vedou světlo ze zdroje pro osvětlení zobrazovaného objektu). Optická vlákna určená pro osvětlení mohou být ve svazku neuspořádaná, ale u zobrazovacích vláken musí být z hlediska správného přenosu obrazu zachována vzájemná poloha jednotlivých optických vláken ve svazku.

Schéma fibroskopu je na obrázku 6.6. Proximální část fibroskopu tvoří optika (nejčastěji v podobě CCD čipu), zdroj světla a ovládací táhla pro zahnutí distálního konce fibroskopu. Nachází se zde také kanály pro přívod vody a plynů k zobrazovanému objektu nebo vyústění pracovního kanálu pro zavedení pracovních nástrojů (např. sondy pro biopsii, jehly, háčky, košíčky, kleštičky, sondy pro odsávání krve nebo jiných tekutin, laserové nebo ultrazvukové sondy, sondy pro elektrokoagulaci, aj.). Prostřednictvím pracovního kanálu lze tedy např. odebrat vzorky tkání nebo provádět drobné chirurgické výkony. Distální část fibroskopu zakončuje objektiv se zorným úhlem přibližně od 30 do 120°. Úkolem objektivu je soustřeďovat

světelné paprsky odražené od zobrazovaného objektu do svazku zobrazovacích optických vláken pod správným úhlem. Objektivy mohou být výměnné, čímž je dosaženo maximálního prostoru pro pozorování. Speciálním typem fibroskopů jsou *videoendoskopy*, které mají obrazový snímač zabudovaný v distální části sondy. Konstrukce fibroskopů musí být stejně jako u tubusových endoskopů vodotěsná, aby byla umožněna snadná dezinfekce a údržba zařízení. Fibroskopy se používají zejména při vyšetření průdušek a průdušnic (bronchoskopie), sliznice jícnu (ezofagoskopie) a sliznice žaludku a dvanáctníku (gastroduodenoskopie).



Obrázek 6.6: Schéma fibroskopu. Se svolením autora převzato z [40].

6.6 Ultrazvukové endoskopy

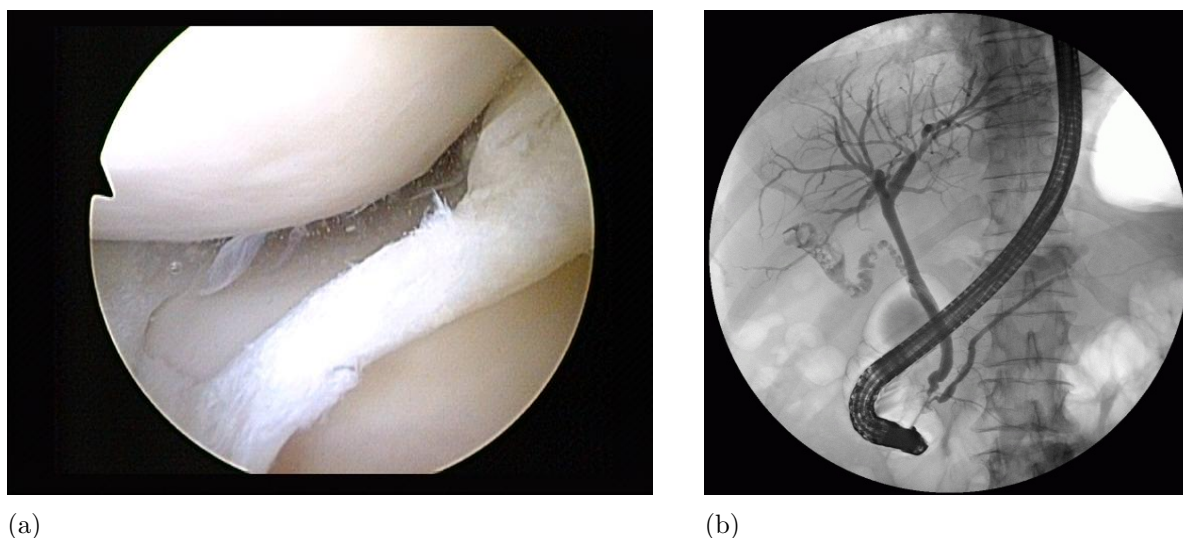
Ultrazvukové endoskopy v podobě intrakavitárních sond jsou založeny na detekci odrazu ultrazvukových vln s frekvencí vyšší než 5 MHz od tkání vyšetřovaného objektu. Signálem je krátký ultrazvukový impulz vyslaný do tkáně elektroakustickým měničem, který se na tkáňových rozhraních v různé míře odráží. Tento odraz nese informaci o daném prostředí, je měničem zachycen, přeměněn na elektrický signál a zpracován do obrazové podoby (viz kapitola 2).

6.7 Kapslová endoskopie

Kapslová endoskopie je bezbolestné vyšetření tenkého střeva pomocí polykací kapsle velikosti větší vitamínové tablety. Kapsle má zabudovanou miniaturní kameru, kterou postupně snímá celý trávicí trakt tak, jak jím pomalu prochází. Obrazový záznam je přenášen do sensorové jednotky, která je umístěna na pacientově břiše. Sensorová jednotka je připevněna k záznamovacímu zařízení, které uloží všechna přenesená data. Vyšetření trvá cca 8 až 12 hodin a kapsle z pacienta vyjde přirozenou vyměšovací cestou.

6.8 Přehled endoskopických metod

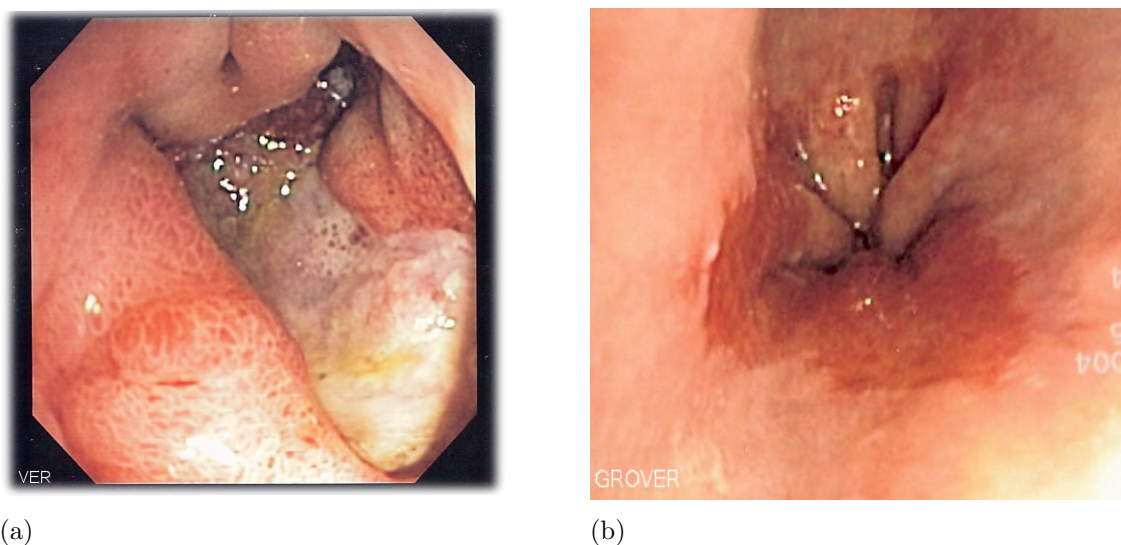
- *Artroskopie*: Endoskopické vyšetření umožňující prohlédnutí kloubního prostoru, odběr vzorků, příp. provedení některých operačních výkonů. Používá se u velkých kloubů (kolenní, ramenní). Ukázka artroskopie je na obrázku 6.7a.
- *Bronchoskopie*: Endoskopická metoda pro vyšetření dýchací trubice a průdušek. Umožňuje odběr vzorků tkáně k dalšímu vyšetření. Používá se zpravidla ohebný bronchoskop, který se po místním znecitlivění hltanu a hrtanu zavádí ústy do průdušnice a průdušek. Používá se pro odhalení abscesů, bronchitidy, nádorů, tuberkulózy, zánětů, krvácení z dýchacích cest (hemoptýzy), apod.
- *Cystoskopie*: Endoskopické vyšetření močových cest, močodů, močového měchýře a prostaty. Cystoskop se zavádí přes močovou trubici. Dovoluje provádět i některé léčebné výkony (např. odstranění polypů močového měchýře nebo močových kamenů).
- *Duodenoskopie*: Endoskopické vyšetření dvanáctníku (např. při ERCP).
- *Endoskopická Retrográdní Cholangiopankreatikografie (ERCP)*: Jedná se o endoskopickou metodu pro zobrazení žlučových cest a vývodu slinivky břišní. Vyšetření spočívá v zavedení ohebného fibroskopu ústy až do dvanáctníku. Pomocí endoskopu se provádí nástřik kontrastní látky do žlučovodu a vývodu slinivky břišní. Zobrazení se provádí rentgenovým snímáním pomocí katetru pro rentgenovou fluoroskopii se



Obrázek 6.7: (a) Artroskopie – ruptura mediálního menisku. (b) ERCP – cholecystolitiáza.
 Převzato z: <http://www.wikiskripta.eu/>
 Soubor: *Tear_of_medial_meniscus.jpg* a Soubor: *ERCP.jpg*.

zvýšeným kontrastem. Vyšetření umožňuje zobrazit jaterní a žlučové cesty a vývody slinivky břišní. Odhalit lze jejich zúžení (stenózu) nebo přítomnost žlučových kamenů (choledocholitáza). ERCP pomáhá odhalit také cirhózu jater, nádory jater a pankreatu nebo pseudocysty. Pomocí speciálních sond lze žlučové kameny také vyjmout nebo chirurgickým zákrokem pomocí sondy protnout ústí žlučových cest do dvanáctníku (papilotomie) a umožnit tak odchod kamenů bez nutnosti operativního odstranění. ERCP poskytuje vysokou kvalitu zobrazení žlučových cest a umožňuje provádět ambulantní vyšetření. Ve srovnání s operativním zákrokem výrazně zkracuje dobu léčby a nevyžaduje narkózu. Ukázka ERCP vyšetření je na obrázku 6.7b.

- *Enteroskopie*: Endoskopie, která slouží k vyšetření střevní sliznice. Sonda se zavádí ústy do tenkého střeva. Spolu s odběrem vzorku tkáně pro biopsii umožňuje diagnózu některých onemocnění s poruchou vstřebávání (např. malabsorpční syndrom).
- *Gastroskopie*: Endoskopické vyšetření dráhy jícnu, žaludku a horní části dvanáctníku. Gastroskop se zavádí ústy. Metoda slouží k důkladnému prohlédnutí vyšetřované oblasti a příp. odběru vzorků tkáně



Obrázek 6.8: Gastroskopie: (a) peptický vřed žaludku, (b) Barrettův jícn.

Převzato z: <http://www.wikiskripta.eu/>

Soubor: *Deep_gastric_ulcer.png* a Soubor: *Barretts_esophagus.jpg*.

k histologickému vyšetření. Metoda je důležitá pro diagnózu žaludečních vředů, nádorů žaludku, krvácení do zažívacího traktu, zánětu jícnu, apod. Ukázka gastroskopie je na obrázku 6.8.

- *Koloskopie (kolonoskopie)*: Endoskopická metoda pro vyšetření tlustého střeva. Koloskop se zavádí konečníkem a umožňuje prohlédnout oblast tlustého střeva o délce přes 1 m, příp. odebrat vzorky k histologickému vyšetření. Před vlastním vyšetřením se musí pacient důkladně vyprázdnit. Metoda se používá při podezření na nádory, záněty tlustého střeva nebo při krvácení z tlustého střeva (enteroragii).
- *Kolposkopie*: Endoskopická metoda pro vyšetření pochvy a děložního čípku při podezření na nádory, záněty a jiné komplikace.
- *Laparoskopie*: Endoskopické vyšetření dutiny břišní a jejích orgánů. Laparoskop se zavádí přes břišní stěnu a umožňuje provádět řadu operačních zákroků po zavedení přístrojů z několika vpichů. Součástí vyšetření může být odběr vzorků tkáně k histologickému vyšetření (např. z jater). K vytvoření prostoru v jinak kolabované dutině břišní se používá oxid uhličitý.

- *Laryngoskopie*: Endoskopie pro vyšetření hrtanu a hlasivek nebo pro zavedení pomůcek k řízenému dýchání (např. v celkové anestezii při operačních zákrocích).
- *Laryngostroboskopie*: Endoskopická metoda pro vyšetření hlasivek. Metoda vychází z limitů lidského oka, které nedokáže rozlišit více než cca 20 obrázků za sekundu. Rychlejší děje oku splývají a jsou rozmazané. Vzhledem k tomu, že i nejhlubší mužský hlas má frekvenci vyšší než 50 Hz, je přímé vyšetření hybnosti hlasivek lidským okem nemožné. Technika využívá tzv. stroboskopického efektu. Pokud osvětlujeme pravidelný periodický děj záblesky světla se stejnou frekvencí jako je frekvence tohoto děje, pak vidíme tento děj neustále ve stejné fázi, jakoby se neměnil (např. vidíme hlasivky neustále ve fázi závěru v průběhu fonace, nebo v jiné neustále stejné pozici). Pokud frekvenci záblesků o něco málo zvýšíme, uvidíme periodický děj zpomaleně, přičemž rychlost tohoto zpomalení vyplývá z rozdílu frekvence děje a záblesků. Současné laryngostroboskopy automaticky synchronizují svou frekvenci záblesků s hlasem pacienta např. na základě mikrofону. Nevýhodou vyšetření je nemožnost použití stroboskopického efektu u výrazných chrapotů, kdy se hlasivky hýbou tak nepravidelně, že není s čím záblesky synchronizovat.
- *Mediastinoskopie*: Endoskopická metoda sloužící pro vyšetření mezihrudí (mediastina). Mediastinoskop se zavádí přes kůži u horního okraje hrudní kosti.
- *Rektoskopie*: Endoskopická metoda vyšetření konečníku. Provádí se rigidním tubusovým rektoskopem. Lze též odebrat vzorky tkáně k dalšímu vyšetření. Metoda se používá při krvácení do stolice (enteroragii) nebo při podezření na nádory, záněty, apod.
- *Sigmoidoskopie*: Endoskopie pro vyšetření esovité kličky (colon sigmoideum) tlustého střeva v levé kyčelní jámě, ústící do konečníku.
- *Thorakoskopie*: Endoskopie pro vyšetření pleurální dutiny a osrdečníku.

6.9 Dermatoskopie

Cílem dermatoskopie je vyšetření povrchu kůže, a tak včasné odhalení počínajícího melanomu (nejzhoubnějšího kožního nádoru) ještě v době, kdy je snadno léčitelný.



Obrázek 6.9: Dermatoskop využívající imerzního oleje.

Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Dermatoscope1.JPG>.

Dermatoskop je přenosná osvětlená 10 až 20× zvětšující lupa. Zařízení umožňuje rozpoznat jednotlivé strukturální rysy v pigmentových projevech lidské pokožky. Digitální dermatoskopy využívají polarizovaného světla, kde není oproti imerzním dermatoskopům nutné používat imerzní látku. Problémem při vyšetřování zůstává vysoká subjektivita hodnocení dermatoskopického nálezu. Právě digitální dermatoskopie, která matematicky analyzuje dermatoskopické parametry pigmentových projevů, byla úspěšným krokem ke zmírnění subjektivity a zlepšení standardizace hodnocení dermatoskopických nálezů. Metoda je vhodná k časné diagnostice melanomů a umožňuje průběžné sledování pigmentových kožních lézí. Obrazy melanomů jsou digitálně uchovávány a jejich výhodou je snadné sdílení a porovnávání v databázích.

Kapitola 7

Lasery

Laserové záření je elektromagnetické záření, které je pro své výjimečné vlastnosti nepostradatelným nástrojem v mnoha lékařských, technických i vědeckých aplikacích. V současné době je laser jediným umělým zdrojem monochromatického, koherentního a vysoce směrového záření, u kterého lze navíc dosáhnout velmi vysokých výkonů. Název LASER vznikl z anglického popisu principu vzniku takového záření, kterým je „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“, což v překladu znamená „zesílení světla stimulovanou emisí záření“. Funkce laseru je založena na kvantových jevech v atomech a molekulách látky, proto bývají lasery mnohdy označovány jako kvantové generátory světla.

Vznik světla s vlastnostmi laseru fyzikálně popisovala již Einsteinova teorie stimulované emise záření v roce 1917, která říká, že slabý světelný impulz dokáže vyvolat vznik mnohem silnějšího světla. První zařízení schopné vytvořit laserové záření ovšem vzniklo až v roce 1960. Vývoj laseru vycházel už z období 2. světové války, kdy panovala snaha o zdokonalení mikrovlnných radarů. Prvním předchůdcem laseru byl MASER (z angl. Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) – zařízení, které pracuje na stejném principu jako současné lasery, ale vytváří záření v mikrovlnné oblasti elektromagnetického spektra. Toto zařízení se podařilo v roce 1954 současně sestavit N. G. Basovovi a A. M. Prochovovi v SSSR a Ch. H. Townesovi v USA. Základ tohoto zařízení tvořila komora se čpavkem umístěná v silném elektrickém poli, které dodávalo energii potřebnou k vyvolání stimulované emise. Tímto způsobem bylo možné zesílit i velmi slabé mikrovlny. Objev LASERu (z angl. Light Amplification

by Stimulated Emission of Radiation), který pracuje se stimulovanou emisí světla, se podařil až Theodoru H. Maimanovi v již zmíněném roce 1960. Jako aktivní prostředí pro vznik laserového paprsku použil krystal rubínu a zdrojem energie mu byly záblesky rtuťové výbojky. Stimulovanou emisí potom nechal probíhat mezi dvěma rovnoběžnými zrcadly, které vznikající laserové světlo zesílily. Nedlouho po objevu prvního rubínového laseru potom začaly vznikat další typy laserů, které se lišily aktivním prostředím, způsobem dodání energie, výkonem i jinými vlastnostmi. Ještě v roce 1960 vznikl první laser s plynovým aktivním prostředím (He-Ne) a o dva roky později se objevil první polovodičový laser. V roce 1964 získali Basov, Prochorov a Townes za objev maseru Nobelovu cenu za fyziku.

7.1 Světlo a elektromagnetické záření

Elektromagnetické záření je kombinací příčného magnetického a elektrického vlnění. Složky vektoru indukce magnetického pole \mathbf{B} a vektoru intenzity elektrického pole \mathbf{E} jsou navzájem kolmé, jsou kolmé ke směru šíření elektromagnetického vlnění a kmitají se stejnou fází. Zdrojem elektromagnetického záření je jakýkoli náboj, který se pohybuje s nenulovým zrychlením (např. vodiče, kterými protéká střídavý elektrický proud). Elektromagnetické záření má duální částicově-vlnový charakter, tzn. že má vlastnosti částic i vln. Takové záření lze pak chápat jako tok jednotlivých částic s energií (fotonů) nebo jako kmity vektoru elektrického a magnetického pole. Chování elektromagnetického záření potom můžeme v různých situacích popisovat kvantovou teorií nebo vlnovou teorií. Částicovou povahu záření potvrzuje např. fotoelektrický jev nebo vznik rentgenového a radioaktivního záření, zatímco vlnový charakter záření lze dokázat např. pomocí interference, difrakce nebo polarizace.

Vlnové vlastnosti umožňují elektromagnetickému záření přiřadit vlnovou délku λ a frekvenci f . Obě veličiny jsou propojeny vztahem:

$$c = f\lambda, \quad (7.1)$$

kde c je rychlost šíření elektromagnetického záření vakuem ($c = 3 \cdot 10^8$ m/s).

Šíření elektromagnetického vlnění prostorem se potom řídí zákony odrazu a lomu, podobně jako v geometrické optice. Při dopadu vlnění na překážku dochází k ohybu vlnění (difrakci) a jeho šíření do oblasti geometrického stínu. Při setkání více elektromagnetických vln v jednom místě dochází k jejich skládání (interferenci). Výsledkem může být zeslabení (destruktivní interference) nebo zesílení (konstruktivní interference) výsledné vlny.

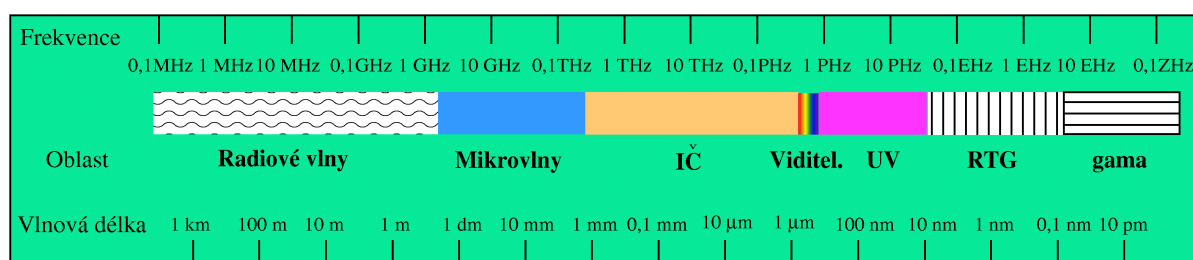
Částicové vlastnosti umožňují elektromagnetické záření popsat jako tok částic (fotonů) s určitou energií, která je úměrná frekvenci f a je kvantována Planckovou konstantou ($h = 6,6252 \cdot 10^{-34}$ Js):

$$E = hf \quad (7.2)$$

Viditelné světlo je část spektra elektromagnetického záření o vlnové délce od 380 nm do 760 nm (viz kapitola 7.1.1), kterému připisujeme další důležité vlastnosti. Podle obsahu vlnových délek ve spektru můžeme světelné záření rozlišit na *monochromatické* (spektrum záření obsahuje pouze jedinou vlnovou délku) a *polychromatické* (spektrum záření je složeno z různých vlnových délek). Běžné světelné zdroje jsou typicky polychromatické, ale použitím vhodných barevných filtrů jsme schopni takové záření do jisté míry monochromatizovat. Typickým zdrojem monochromatického záření jsou lasery, které jsou založeny na kvantových přechodech uvnitř atomů. Podle fázového charakteru záření rozlišujeme světlo *koherentní* (všechny fotony záření kmitají v dané vzdálenosti od zdroje se stejnou fází) a *nekoherentní* (fotony záření kmitají v dané vzdálenosti od zdroje s různou fází). Běžné světelné zdroje vyzařují pouze světlo nekoherentní, zatímco koherentní záření lze vytvořit opět pomocí laseru.

7.1.1 Elektromagnetické spektrum

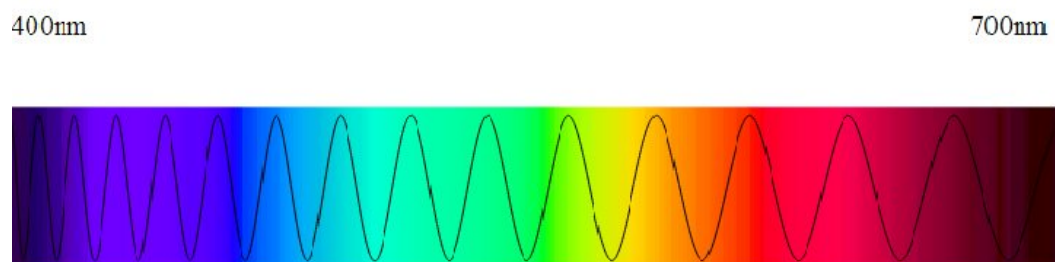
Elektromagnetické spektrum zahrnuje různé druhy elektromagnetického záření, které je možné rozlišit podle vlnových délek. Hranice mezi jednotlivými typy záření není ostrá, spektra jednotlivých druhů záření na sebe vzájemně navazují, ale mohou se i částečně překrývat (viz obr. 7.1):



Obrázek 7.1: Elektromagnetické spektrum.

Převzato z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:ElmgSpektrum.png>.

- *Rádiové vlny*: Jsou vlny o vlnové délce přibližně od 1 milimetru po tisíce kilometrů. Zdrojem rádiových vln jsou antény, jejichž délka je úměrná produkované vlnové délce. Používají se pro přenos informací (televize, rozhlas, telefony, internet), pro navigaci nebo výzkum (vesmír, meteorologie). V medicíně se používají pro zobrazení vnitřních struktur těla pomocí magnetické rezonance (viz kapitola 3).
- *Mikrovlny*: Jsou vlny o vlnové délce přibližně od 1 mm do 10 cm. Zdrojem mikrovln je např. magnetron. V oblasti mikrovln leží absorpční pík molekul vody, proto se mikrovlny používají např. v mikrovlnné troubě k ohřevu potravin. V medicíně se této vlastnosti mikrovln využívá k terapeutickému ohřevu tkání (mikrovlnná diatermie) nebo léčbě (ničení patologických ložisek vysokou teplotou). Mikrovlny se používají také pro přenos informací (WiFi, telefony), k navigaci (radiolokace) nebo obrábění materiálů.
- *Infračervené záření (IR)*: Je záření o vlnové délce od 760 nm do 1 mm. Označuje se jako tepelné záření, protože zdrojem IR záření jsou všechny objekty s teplotou vyšší než 0 K. Při pokojové teplotě vyzařují objekty maximum v infračerveném pásmu 8 až 12 μm. Infračervené záření se používá v přístrojích pro noční vidění, v komunikaci na krátkou vzdálenost (IrDA, dálkové ovladače, mobilní telefony), v laserech nebo při měření teploty termokamerami. V medicíně nachází uplatnění při měření teploty (termometrie, termografie – viz kapitola 8), při terapeutickém ohřevu tkání, v infračervené mikroskopii nebo laserech.



Obrázek 7.2: Spektrum viditelného světla.

Převzato z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Spectre.svg>.

- *Viditelné světlo*: Je spektrum elektromagnetického záření, na které je citlivé lidské oko. Zahrnuje vlnové délky přibližně od 380 nm do 760 nm (viz obr. 7.2). Viditelné záření produkují tepelné zdroje (Slunce, hvězdy, žárovky, oheň), luminiscenční zdroje (zářivky, výbojky, LED diody), lasery, radioaktivní rozpad, aj. Viditelné světlo nachází využití v mikroskopii, endoskopii (viz kapitola 6), spektrofotometrii, refraktometrii, polarimetrii a je vhodné i pro přenos informací (optická vlákna). Dále se uplatňuje v zobrazovacích systémech (monitory, obrazovky), v laserech nebo jako zdroje osvětlení.
- *Ultrafialové záření (UV)*: Je záření o vlnové délce od 10 nm do 380 nm. Fotony UV záření mají díky vysoké energii silné fotochemické účinky, které umožňují např. štěpit chemické vazby. Z biologických tkání jsou zvláště citlivé bílkoviny, nukleové kyseliny nebo některé pigmenty. Penetrace UV záření je poměrně nízká – ovlivňuje především kůži (erytémy, pigmentace) nebo oko (poškození rohovky). Nadměrné ozáření UV zářením může mít rakovinotvorné účinky. Ultrafialové záření se v těle také podílí na syntéze vitamínu D, může zvyšovat obranyschopnost organismu nebo svalovou výkonnost. Záření má výrazné baktericidní účinky, proto se často využívá ke sterilizaci pracovních ploch nebo nástrojů. Přírodním zdrojem UV záření je Slunce, umělými zdroji jsou např. rtuťové výbojky (horská slunce, solária).
- *Rentgenové záření (RTG)*: Je záření o vlnové délce přibližně od 0,1 nm do 10 nm. Má výrazné ionizační účinky a vysokou penetraci. Původ vzniku RTG záření je v elektronovém obalu atomů. V lékařství se

využívá pro diagnostické zobrazování (skiografie, výpočetní tomografie), v průmyslu k defektoskopii nebo hodnocení materiálů (RTG krystalografie). Záření se využívá také v astronomii při studiu černých děr nebo neutronových hvězd.

- *Gama záření*: Má podobný charakter i vlastnosti jako rentgenové záření. Gama záření vzniká při radioaktivním rozpadu jader atomů nebo jiných jaderných dějích. V medicíně se využívá např. v nukleární medicíně (PET, SPECT) nebo neurochirurgii (Leksellův gama nůž). Uplatnění nachází také v astronomii nebo vědeckém zkoumání.

7.2 Princip laseru

Základem vzniku laserového paprsku jsou excitační a deexcitační děje v elektronovém obalu atomů a molekul. Atomy a molekuly látky mohou podle kvantové teorie existovat pouze ve stavech s určitou energií. Stav s nejnižší energií se označuje jako základní. Mezi jednotlivými energetickými stavy může atom nebo molekula přecházet, a to ze stavu s nižší energií do stavu s vyšší energií dodáním (absorpcí) energie, nebo ze stavu s vyšší energií do stavu s nižší energií za vyzáření (emise) energie. Velikost dodané nebo vyzářené energie při přechodu mezi dvěma energetickými stavy se musí rovnat rozdílu energií těchto dvou stavů:

$$\Delta E = E_2 - E_1 = hf \quad (7.3)$$

Přechod atomu nebo molekuly do vyššího energetického stavu se označuje jako *excitace (vybuzení)*. Zdrojem excitační energie může být teplo, elektromagnetické záření, elektrické pole, chemické reakce, aj. Mezi nejpoužívanější zdroje excitační energie patří:

- *Optická excitace*: Zdrojem energie je elektromagnetické záření např. ve viditelné oblasti spektra. Používají se výbojky, zářivky nebo jiné zdroje světla. Tato forma buzení se používá u pevnolátkových i kapalinových laserů.

- *Excitace elektrickým polem:* Zdrojem excitační energie je elektrický výboj v plynu. Používá se výhradně u plynových laserů. Výhodou je výborná regulace výkonu těchto laserů v závislosti na velikosti aplikovaného elektrického proudu.
- *Chemická excitace:* Zdrojem energie je exotermická chemická reakce dvou látek za vzniku velkého množství tepla. Příkladem může být kombinace vodíku a chlóru nebo vodíku a fluóru.

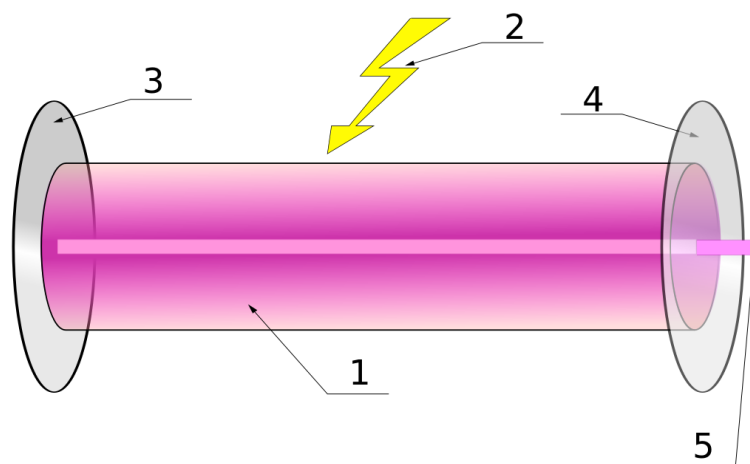
V excitovaném stavu existují atomy a molekuly běžných látek pouze velmi krátkou dobu (řádově 10^{-8} s) a poté dochází k jejich samovolnému (spontánnímu) přechodu zpět do základního stavu za současného vyzáření nadbytečné energie v podobě fotonů elektromagnetického záření. Tento přechod se označuje jako *deexcitace*. U takových normálních látek dochází k deexcitaci atomů a molekul nesynchronizovaně. V některých látkách ovšem mohou setrvat atomy a molekuly v excitovaném stavu po velmi dlouhou dobu (řádově 10^{-3} s) – takové stavy označujeme jako *metastabilní hladiny*. Z těchto metastabilních stavů mohou být všechny excitované atomy a molekuly sesazeny v jediný okamžik vhodným impulzem (stimulací), např. fotonem záření. Tato vlastnost je základní podmínkou fungování laseru, protože stimulací jediným fotonem záření dochází k synchronizovanému vyzáření velkého počtu nových fotonů záření, které vytvářejí laserový paprsek. Výsledkem je, že slabý světelný impulz vyvolá vznik mnohem silnějšího světla. Tento jev, označovaný jako *stimulovaná emise*, produkuje monochromatické koherentní záření (všechny emitované fotony záření mají stejnou energii a kmitají se stejnou fází). Metastabilní hladiny existují pouze u některých látek, které označujeme jako *aktivní prostředí* laseru. Aktivní látkou může být pevná látka, kapalina, plyn nebo polovodič. Rozdělení nejběžnějších laserů je v tabulce 7.1:

- *Pevnolátkové lasery:* Aktivní prostředí laseru je tvořeno krystalickými nebo amorfními izolanty s příměsí vhodných iontů. Typickým příkladem je rubínový nebo Nd:YAG laser (viz tabulka 7.1). Zdrojem energie je obvykle světelný zdroj. Vlnová délka laserového záření se pohybuje v oblasti infračerveného a viditelné světla.

- *Kapalinové lasery*: Aktivní prostředí laseru je tvořeno roztokem různých organických barviv (např. rhodamin, kumarin). Vhodným uspořádáním lze dosáhnout prakticky libovolné vlnové délky záření v rozsahu cca 300 až 1500 nm, což je velkou výhodou. Nevýhodou těchto laserů je krátká životnost aktivního prostředí (degradace teplem a světlem).
- *Plynové lasery*: Aktivní prostředí laseru je tvořeno atomy, ionty nebo molekulami plynu. K excitaci aktivního prostředí dochází nejčastěji pomocí elektrického výboje v plynu. Výhodou plynových laserů je homogenita aktivního prostředí, velký rozsah vlnových délek a stabilita paprsku. K nejrozšířenějším aktivním prostředím patří červeně zářící helium-neonový laser, infračervený CO₂ laser nebo argonový laser modré a zelené barvy (viz tab. 7.1). Zvláštním druhem plynového laseru jsou *excimerové lasery*. Aktivním prostředím jsou v tomto případě molekuly vzniklé nestabilním sloučením dvou atomů vzácných plynů, tzv. excitované dimery (např. argon-krypton, krypton-fluor, aj.). Excimerové lasery vyzařují především v ultrafialové oblasti spektra.
- *Polovodičové lasery*: Zdrojem záření v polovodičových laserech je laserová dioda (viz kapitola 7.2.2). Diody jsou výhodné pro jejich velmi malé rozměry, vysokou účinnost (až 50 %) a snadnou regulaci výkonu pomocí elektrického proudu. Nevýhodou menšího rozměru je rozbíhavější paprsek než u jiných laserů. Tento efekt se viditelně projevuje jako rušivé zrnění v případě, že je laser použit jako světelný zdroj. Laserové diody se uplatňují především v telekomunikacích, výpočetní technice a spotřební elektronice.
- *Speciální lasery*: V poslední době byly zkonstruovány lasery se speciálním aktivním prostředím. Jedním z nich je *plazmový laser*, jehož aktivním prostředím je plazma úplně ionizovaného uhlíku. Plazmový laser produkuje záření v oblasti nízkoenergetického rentgenového záření. Druhým je *laser s volnými elektrony (free electron laser)*, který jako aktivní prostředí využívá svazek elektronů pohybujících se v proměnném magnetickém poli. Vlnovou délku tohoto laseru lze měnit změnou frekvence magnetického pole nebo změnou energie elektronů. Tyto speciální lasery zatím nenalezly uplatnění v praxi.

Tabulka 7.1: Druhy laserů. Převzato z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Laser>.

Lasery	Vlnová délka	Spektrum	Použití
Rubínový	694,3 nm	červená	holografie, odstraňování tetování
Nd:YAG	1064 nm	IR	litografie, spektroskopie, strojírenství, chirurgie
Ho:YAG	2,1 μm	IR	chirurgie, stomatologie
Er:YAG	2,94 μm	IR	chirurgie, stomatologie
Titan-safírový	690-1000 nm	červená, IR	spektroskopie, fs pulzy
Alexandritový	700-800 nm	červená, IR	žihání, řezání
Rhodamin 6G	570-650 nm	žlutá, oranžová, červená	dermatologie
Kumarin C30	504 nm	zelená	oftalmologie, chirurgie
He-Ne	543 nm, 633 nm	zelená, červená	zaměřování polohy, spektroskopie
Měděný	510 nm, 578 nm	zelená	podmořská komunikace a lokace
Jodový	342 nm, 612 nm, 1315 nm	viditelné, IR	věda, termojaderná fúze
Xenonový	140 vlnových délek	viditelné, IR	
Argonový	488 nm, 514 nm	modrá, zelená	oftalmologie, spektroskopie
Hélium-kadmiový	325 nm, 442 nm	UV, modrá	spektroskopie
Vodíkový	100-120 nm, 140-165 nm	UV	
CO ₂	10,6 μm	IR	sváření, gravírování, stomatologie, řezání
CO	5-6,5 μm	IR	
Excimerové lasery	193-351 nm	UV	oftalmologie, laserová ablace, fotolitografie
Dusíkový	337 nm	UV	
GaAs laser	650 nm, 840 nm	červená, IR	laserová ukazovátka, laserová tiskárna
GaAlAs laser	670-830 nm	červená	telekomunikace, přehrávače CD, displeje
AlGaInP laser	650 nm	červená	přehrávače DVD
GaN laser	405 nm	modrá	Blue-ray disky
InGaAlP laser	630-685 nm	červená	lékařství



Obrázek 7.3: Konstrukce laseru: (1) Aktivní prostředí, (2) čerpání aktivního prostředí, (3) odrazné zrcadlo, (4) polopropustné zrcadlo, (5) laserový paprsek.

Převzato z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Laser.svg>.

7.2.1 Konstrukce laseru

Princip laseru byl popsán v kapitole 7.2. Konstrukce laseru je potom schématicky znázorněna na obrázku 7.3. Hlavními částmi laseru jsou:

- *Aktivní prostředí:* Je prostředí, ve kterém na základě kvantových jevů a stimulované emise vzniká laserové záření. Aktivní prostředí musí být tvořeno takovými látkami, které vytvářejí metastabilní hladinu.
- *Zdroj excitační energie:* Dodává aktivnímu prostředí energii nutnou pro vybuzení elektronů v atomech a molekulách látky ze základního stavu do metastabilní hladiny, ze které mohou být následně sesazeny stimulovanou emisí za vzniku laserového záření.
- *Optický rezonátor:* Slouží k zesílení vznikajícího koherentního laserového záření. Obvykle jej tvoří dvě navzájem rovnoběžná zrcadla, mezi kterými je uloženo aktivní prostředí. Jedno ze zrcadel je téměř dokonale odrazivé (až 99,9 %), zatímco druhé zrcadlo je částečně propustné. Vzájemná vzdálenost zrcadel musí přesně odpovídat celočíselnému násobku vlnové délky generovaného laserového záření. Vznikající fotony záření se díky opakovaným odrazům od zrcadel neustále pohy-

bují aktivním prostředím, kde působí jako impulzy pro další stimulovanou emisi. Výsledkem je lavinovité zmnožení počtu deexcitací v aktivním prostředí a značné zesílení výsledného laserového paprsku, který opouští prostředí laseru přes částečně propustné zrcadlo.

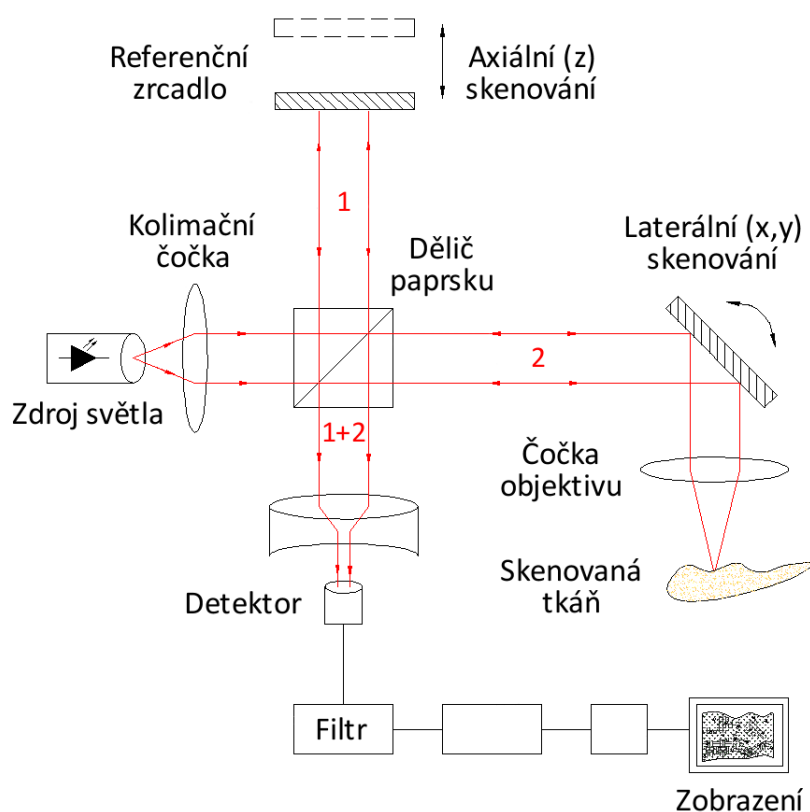
7.2.2 Laserová dioda

Je polovodičová dioda s PN přechodem, na kterém dochází k přeměně elektrické energie na světlo s vlastnostmi podobnými laserovému záření. Do aktivního prostředí v okolí PN přechodu jsou dodávány elektrony a díry, jejichž rekombinací vznikají fotony světla o náhodné fázi a polarizaci, které mají náhodný směr šíření. Stimulovaná emise nastává pouze v případě, že se do PN přechodu dostane foton záření s energií rovnou rozdílu energetických hladin ještě před rekombinací elektronů a děr. Výsledkem stimulované emise je deexcitace elektronu a vyzáření fotonu o stejné fázi, polarizaci a stejném směru, jako má stimulující foton. Je třeba poznamenat, že stimulovaná emise nastává pouze při nadprahovém proudu procházejícím diodou. Pod prahovou hodnotou proudu dochází pouze ke spontánní emisi záření. Roli optického rezonátoru pro zesílení laserového záření plní obvykle odštípnutí krystalu v krystalografických rovinách. Opakovaným odrazem záření od stěn rezonátoru dochází vlivem interference k ústálení vlnění v tzv. módech, které mají charakter stojatého vlnění. Rozměry dutiny v horizontálním i vertikálním směru tedy určují výsledné vlastnosti a vlnovou délku vyzařovaného laserového paprsku (rozměr rezonátoru je roven celočíselnému násobku poloviny vlnové délky záření). Vlnovou délku záření potom samozřejmě určuje také materiál, ze kterého je dioda vyrobena.

7.3 Optická koherentní tomografie

Optická koherentní tomografie (Optical Coherence Tomography – OCT) je neinvazivní bezkontaktní diagnostická metoda, která poskytuje obrazy příčného řezu zkoumané tkáně. V medicíně nachází metoda uplatnění zejména v oftalmologii (diagnostika glaukomu nebo makulární degenerace, vyšetření různých vrstev sítnice), dermatologii (tenké vrstvy kůže), stomatologii (povrch zubu) nebo kardiologii (diagnostika onemocnění koronárních

tepen) a v kombinaci s endoskopickým zobrazením lze metodu použít také v gynekologii a urologii, nebo při vyšetření gastrointestinálního traktu (tenké vrstvy sliznice). Metoda je založena na interferenci nízkokoherentního optického záření s větší vlnovou délkou, nejčastěji v blízké infračervené oblasti spektra (cca 600 až 1300 nm), a dostatečně širokým spektrem (cca 20 až 100 nm). Záření s větší vlnovou délkou může pronikat hlouběji do tkáně (cca 1 až 3 mm) a vzhledem k menšímu rozptylu poskytuje velmi vysoké prostorové rozlišení obrazu ($\sim \mu\text{m}$). Šířka spektra záření potom ovlivňuje axiální (hloubkové) rozlišení, které u OCT dosahuje až $1 \mu\text{m}$. Zdrojem záření jsou obvykle pulzní femtosekundové lasery nebo superluminiscenční LED diody. Protože jsou některé vlnové délky snadno absorbovány určitými tkáněmi, je volba správné vlnové délky pro zobrazení optickou koherentní tomografií velice důležitá.



Obrázek 7.4: Michelsonův interferometr. Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:OCT_B-Scan_Setup.GIF.

Princip OCT je podobný jako při ultrazvukovém zobrazování (viz kapitola 2.6), pouze místo mechanických vln je použito optické záření. Podstatou měření je hodnocení velikosti odrazů a časového zpoždění vln odražených v různých hloubkách tkáně. Vzhledem k vysoké rychlosti šíření světla ($3 \cdot 10^8$ m/s) oproti rychlosti šíření ultrazvuku (cca 1540 m/s), nelze měřit časové zpoždění světelných vln přímo¹, a je nutné využít techniku měření založenou na interferenčním jevu. Protože je výsledek interference úměrný dráhovému rozdílu mezi dvěma světelnými vlnami, lze časové zpoždění mezi vlnami velmi snadno určit právě na základě rozdílu drah, které obě vlny urazily.

Základem OCT je *Michelsonův interferometr*, jehož hlavními součástmi jsou zdroj světla, dělič svazku, referenční zrcadlo a optická soustava zrcadel a čoček. Světelný paprsek z optického zdroje je na děliči svazku (např. polopropustná destička) rozdělen na dva paprsky – referenční a měřicí (viz obr. 7.4). Referenční paprsek (1) se na děliči odráží k referenčnímu zrcadlu (známá vzdálenost), zatímco měřicí paprsek (2) děličem svazku prochází a přes optickou soustavu zrcadel a čoček dopadá na zkoumanou tkáň. Referenční i měřicí paprsky se po odrazu od referenčního zrcadla a tkáně vrací stejnou dráhou zpět k děliči svazku, kde spolu interferují, a po průchodu další optickou soustavou dopadají na detektor. Výsledek interference je úměrný dráhovému rozdílu Δl mezi oběma paprsky – dochází k zeslabování nebo zesilování intenzity detekovaného paprsku:

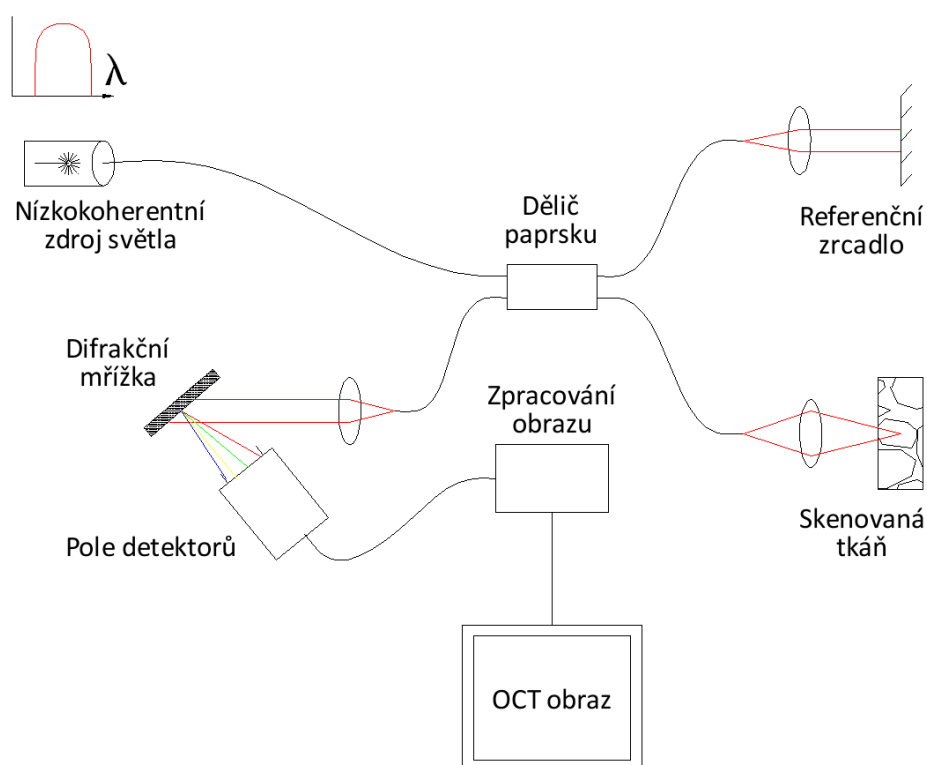
$$I = |E_1|^2 + |E_2|^2 + 2E_1E_2 \cos(2k\Delta l) \quad (7.4)$$

Interferenční maxima nastávají, pokud je dráhový rozdíl mezi paprsky roven celočíselnému násobku vlnové délky λ záření: $\Delta l = k\lambda$, kde k je celé číslo. Interferenční minima naopak nastávají, pokud je dráhový rozdíl mezi oběma paprsky roven lichému násobku poloviny vlnové délky: $\Delta l = (2k + 1)\frac{\lambda}{2}$.

Schopnost vzniku interference je navíc dána vlastnostmi použitého světelného záření. U koherentního záření, které je charakteristické konstantní frekvencí (vlnovou délkou) a fází paprsků, může interference vzniknout při libovolném dráhovém rozdílu Δl dvou paprsků. U nízkokoherentního záření

¹Např. pro odraz záření od tkáňových struktur ve dvou různých hloubkách vzdálených od sebe $10 \mu\text{m}$ (axiální rozlišení) je časové zpoždění světelných vln asi $30 \cdot 10^{-15}$ s.

je koherence (stejná frekvence i fáze paprsků) omezena pouze na určitou vzdálenost (tzv. koherentní délka). Interference u nízkokoherentního záření potom může vzniknout pouze při velikosti dráhového rozdílu dvou paprsků, který je maximálně roven právě koherentní délce záření. Koherentní délka záření je úměrná převrácené hodnotě šířky spektra zdroje záření. Ideálně monochromatické světlo (obsahuje jedinou vlnovou délku) má nekonečně velkou koherentní délku, zatímco u širokospektrálních zdrojů světla je koherentní délka velmi krátká. Typickým zdrojem vysokokoherentního záření jsou lasery (koherentní délka cca 10^{-2} až 10^4 m). Aby bylo možné metodou OCT dosáhnout axiálního (hloubkového) rozlišení v řádu mikrometrů, musí být použito nízkokoherentní záření, u kterého je schopnost interference omezena na přibližně stejnou vzdálenost (koherentní délka $\sim \mu\text{m}$). Jako zdroj záření se proto u OCT obvykle používají supersvítivé LED diody (šířka pásma cca 20 nm okolo vlnové délky 820 nm) nebo lasery typu Ti:Al₂O₃ a Nd:sklo (šířka spektra cca 200 nm okolo vlnové délky 1050 nm).



Obrázek 7.5: Spatially encoded frequency domain OCT (SEFD OCT).

Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Fd-oct.PNG>.

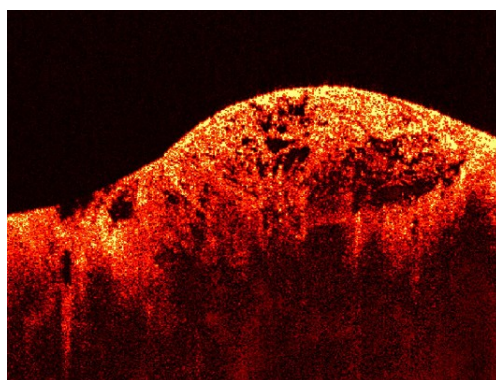
Detekce odrazů záření z různých hloubek tkáně může být v praxi zajištěna dvěma odlišnými způsoby. Potom rozlišujeme optické koherentní tomografy pracující v časové nebo frekvenční doméně:

- *TD OCT (Time Domain)*: Detekce odrazů záření z různých hloubek tkáně je řízena posunem referenčního zrcadla o vzdálenost Δz během skenování (viz obr. 7.4). Výsledkem je interferenční signál modulovaný Gaussovou funkcí, kde amplituda Gaussovy funkce určuje velikost odrazu paprsku od struktury tkáně v hloubce z . Nevýhodou techniky je dlouhý čas zobrazení vzhledem k postupnému skenování každé hloubky tkáně (cca 512 A-skenů za sekundu).
- *FD OCT (Frequency Domain)*: Odrazy záření z různých hloubek tkáně jsou detekovány současně jako interferenční spektrum, ze kterého lze odrazy z jednotlivých hloubek tkáně vyhodnotit pomocí Fourierovy transformace. Spektrum frekvencí odražených paprsků lze získat buď postupnou změnou spektra vyzařování zdroje v čase, např. pomocí laseru s laditelnou vlnovou délkou (tzv. TEFD OCT²), nebo za pomoci difrakční mřížky a lineárního pole fotodetektorů (tzv. SEFD OCT³, viz obr. 7.5). Technika FD OCT má lepší citlivost a je výrazně rychlejší (až 40 000 A-skenů za sekundu) než TD OCT.

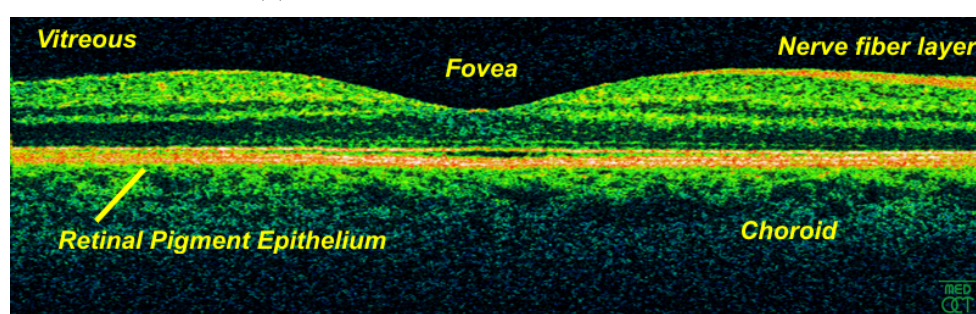
Výsledný OCT obraz je tedy tvořen na základě velikosti odrazů a časového zpoždění odražených světelných vln z různých hloubek tkáně. Z mnoha jednotlivých jednorozměrných A-skenů, které zaznamenávají míru odrazu v závislosti na hloubce tkáně (obdoba A-módu ultrazvuku), je nakonec sestaven dvourozměrný příčný řez tkání (obdoba B-módu ultrazvuku). Ze souboru příčných řezů lze navíc rekonstruovat také 3D obraz tkáně. Tvar interferenčního signálu určuje místa odrazu měřicího paprsku od zkoumané tkáně a popisuje strukturu tkáně, zatímco velikost odrazu světla na různých strukturách tkáně potom určuje typ tkáně. Místa s vyšší odrazivostí jsou obvykle v obraze kódována jasnými barvami (bílá, červená), tmavé barvy (modrá, černá) naopak kódují oblasti s nízkou mírou odrazu. Ukázka OCT snímků je na obrázcích 7.6.

²Time encoded frequency domain OCT

³Spatially encoded frequency domain OCT



(a)



(b)

Obrázek 7.6: (a) OCT obraz sarkomu nebo svalového tumoru. (b) OCT obraz sítnice oka.
 Převzato z: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Nibib_030207_105309_sarcoma.jpg a [File:Retina-OCT800.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Retina-OCT800.png).

7.4 Aplikace laserů v medicíně

Kromě diagnostického zobrazování pomocí *optické koherentní tomografie* (viz kapitola 7.3) se lasery v medicíně používají k zobrazování ještě např. v podobě *konfokální skenovací mikroskopie* nebo *konfokálního skenovacího oftalmoskopu*. Mnohem širší uplatnění ovšem lasery nalézají jako terapeutické nebo chirurgické pomůcky.

Rozhodující význam pro konkrétní lékařskou aplikaci mají výkon, vlnová délka a charakter záření (kontinuální nebo pulzní režim) použitého laserového paprsku. Obecně platí, že pro povrchové aplikace jsou vhodnější lasery s kratší vlnovou délkou (ultrafialová a viditelná oblast spektra), a pro aplikace ve větší hloubce lasery s delší vlnovou délkou (infračervená oblast spektra). Laserové záření o nízkém výkonu se projevuje *biostimulačními* (zvýšená syntéza kolagenu, zvýšené prokrvení a zrychlená regenerace tkání),

analgetickými (snížení bolestivosti v důsledku změny buněčného metabolismu) a *protizánětlivými* (důsledek aktivace a urychlené proliferace imunitních buněk) účinky. Tyto účinky však většinou nejsou ověřeny v zaslepených klinických studiích, a jsou alespoň zčásti podmíněné spíše psychologicky. Lasery s vysokým výkonem (>500 mW) se v biologických tkáních projevují *fotokoagulačními*⁴ a *fotoablačními*⁵ účinky, nebo vaporizací⁶. Přenos laserového paprsku se zajišťuje obvykle pomocí optických vláken (viz kapitola 6.2.2), a s pomocí endoskopů (viz kapitola 6) lze laserem proniknout i do tělních dutin.

- *Chirurgie*: Používají se lasery s vysokým výkonem, pomocí kterých je možné provádět různé chirurgické zákroky (řezy tkání, drcení ledvinových a žlučových kamenů, aj.). Při použití laseru jako řezného nástroje vzniká velmi ostrý ohraničený řez, při kterém dochází k velmi rychlé koagulaci okolní tkáně, a řez proto prakticky nekrvácí. Velkou výhodou laserového paprsku je jeho sterilita, bezkontaktnost a také výborná možnost fokusace laserového svazku na velmi malou plochu.
- *Oftalmologie*: V očním lékařství se laserové záření používá ke korekci refrakčních vad oka (např. metody PRK⁷, LASIK⁸ nebo LASEK⁹), fotokoagulaci ložisek na sítnici, léčbě odchlípení sítnice nebo léčbě zeleného zákalu oka.
- *Stomatologie*: V zubním lékařství se velmi výkonné lasery používají jako náhrada za zubní vrtačky pro přesnou a šetrnou preparaci zubní skloviny a dentinu. Tato metoda je méně bolestivá vzhledem k nulovým vibracím ve srovnání s mechanickým vrtáním.
- *Dermatologie*: V kožním lékařství se lasery používají k přesnému a šetrnému odstranění nežádoucí tkáně (např. bradavic, barevných skvrn, mateřských znamének nebo tetování), léčbě akné, odstranění vrásek, depilaci nebo urychlení hojení ran a jizev.

⁴Fotokoagulace = destrukce tkáně teplem po dopadu záření (např. denaturace bílkovin).

⁵Fotoablace = destrukce tkáně štěpením chemických vazeb pomocí záření.

⁶Vaporizace = odstranění tkáně odpařením.

⁷PRK (z angl. Photorefractive keratectomy)

⁸LASIK (z angl. Laser-Assisted in situ Keratomileusis)

⁹LASEK (z angl. Laser Epithelial Keratomileusis)

Kapitola 8

Bezkontaktní termografické systémy

Termografie je neinvazivní zobrazovací lékařská metoda, která zaznamenává rozložení teploty na povrchu lidského těla. Metoda je založena na poznatku, že mnoho patologických procesů v organismu je spojeno s celkovou nebo lokální změnou teploty těla. Kromě medicínských aplikací se termografická měření široce uplatňují také v mnoha jiných oborech od průmyslu, energetiky a stavebnictví, až po výzkum životního prostředí, Země a vesmíru. Měření povrchových teplotních polí lze provádět kontaktním i bezkontaktním způsobem.

Kontaktní měření prostřednictvím speciálních nálepek, fólií nebo nátěrů, založené zpravidla na termooptických vlastnostech kapalných krystalů, které mění při změně teploty svou barvu, je již v dnešní době překonané. Současným trendem pro termografická měření jsou termovizní systémy (termovize, termokamery), které měří teplotu povrchů bezkontaktním způsobem. Teplota je v takovém případě měřena prostřednictvím detekce tepelného záření, jehož zdrojem jsou všechny objekty s teplotou vyšší než 0 K. Při běžných teplotách spadá maximum vyzařování tepelné energie těles do infračervené oblasti spektra elektromagnetického záření (viz kapitola 7.1) s vlnovou délkou přibližně od 8 do 12 μm .

Za počátek termografie lze považovat rok 1800, kdy F. W. Herschel při pokusech s měřením teploty jednotlivých barevných složek viditelného světla objevuje okem neviditelné infračervené záření, které je silným zdrojem tepelné energie. V roce 1830 M. Melloni zjišťuje, že krystaly kamenné soli jsou vhodným materiálem pro výrobu optických čoček a hranolů, které na rozdíl od jiných materiálů propouštějí infračervené záření. Používání

optiky z krystalů kamenné soli potom trvalo prakticky až do roku 1930, kdy byla zvládnuta technika výroby syntetických krystalů. John Herschel, syn F. W. Herschela, zaznamenává v roce 1840 první tepelný obraz – termogram. Výsledku dosáhl na základě odpařování tenké vrstvy oleje vystavené tepelnému záření. Tepelný obraz mohl spatřit díky odrazu a interferenci viditelné světla na této olejové vrstvě. Dalším důležitým milníkem byla konstrukce prvního bolometrického detektoru S. P. Langleyem v roce 1880. První patent v oblasti radiální termometrie se objevil v roce 1901. V tomto zařízení byl použit termoelektrický detektor infračerveného záření. První komerčně dostupné radiální termometry se však objevily až v roce 1931.

8.1 Přenos tepla

Povrchová teplota těla je velmi často ovlivněna nejen zdroji tepla uloženými pod povrchem těla, ale také okolním prostředím. K přenosu tepla (přijímání a odevzdávání) dochází zpravidla třemi hlavními způsoby:

- *Vedením (kondukcí)*: K přenosu tepla dochází vzájemnými srážkami atomů a molekul látky. Přenos tepla vedením je nejvýraznější v pevných látkách, naopak plynné látky vedou teplo nejhůř. Ve vakuu je potom vedení tepla zcela vyloučeno. Vedení tepla mohou zvýšit např. volné elektrony nebo ionty v tekutinách. Míru přenosu tepla vedením popisuje látková veličina – tzv. tepelná vodivost.
- *Prouděním (konvencí)*: Přenos tepla prouděním je způsoben vlastním pohybem látky. Tento způsob vedení tepla pozorujeme výhradně u kapalin a plynů. V organismu je teplo přenášeno prouděním krve cévním systémem. Z okolních vlivů stojí za zmínku přenos tepla při vystavení těla větru nebo při plavání a pohybu ve vodě.
- *Zářením (radiací)*: Každý objekt, který má teplotu vyšší než 0 K emituje fotony elektromagnetického záření, které mají energii popsanou rovnicí 7.2. Energie fotonů se potom může transformovat v teplo při absorpci fotonů látkou.

8.2 Fyzikální zákony vyzařování

Funkci termografických systémů popisuje několik důležitých fyzikálních zákonů vyzařování energie: Planckův vyzařovací zákon, Wienův posunovací zákon, Stefanův-Boltzmannův zákon nebo 1. a 2. Kirchhoffův zákon.

8.2.1 Planckův vyzařovací zákon

Planckův vyzařovací zákon říká, že záření o frekvenci f může být vyzařováno nebo pohlcováno pouze po kvantech o energii $E = hf$ (viz rovnice 7.2). Na základě této formulace následně Max Planck odvodil vztah pro spektrální hustotu zářivého toku dokonale černého tělesa¹ $E_0(\lambda, T)$ jako funkci vlnové délky záření λ a termodynamické teploty zdroje záření T :

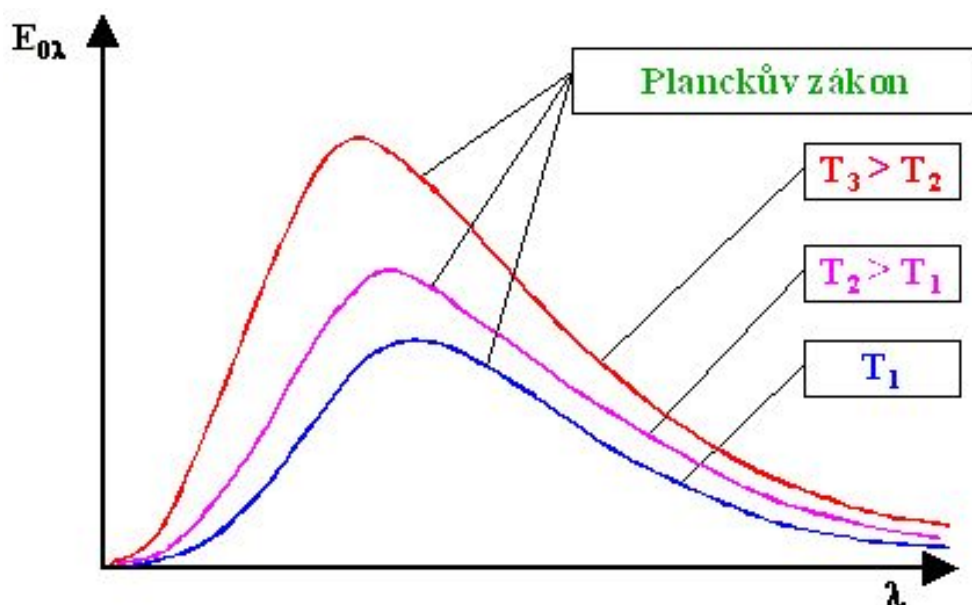
$$E_0(\lambda, T) = \frac{2hc^2\lambda^{-5}}{\exp\left(\frac{hc}{\lambda T}\right) - 1} \quad (8.1)$$

Kde:

- c : rychlost světla ve vakuu ($c = 3 \cdot 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)
- h : Planckova konstanta ($h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$)
- k : Boltzmannova konstanta ($k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J}\cdot\text{K}^{-1}$)

Grafická závislost Planckova vyzařovacího zákona je uvedena na obrázku 8.1. Na obrázku jsou vykresleny závislosti spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa na vlnové délce záření, a to pro různé termodynamické teploty zdroje záření. Z obrázku jasně vyplývá, že se zvětšující se teplotou zdroje záření se zvětšuje spektrální hustota zářivého toku, ale také dochází k posunu maximální hodnoty spektrální hustoty zářivého toku ke kratším vlnovým délkám. Tento posun popisuje Wienův posunovací zákon (viz kapitola 8.2.2).

¹Dokonale černé těleso je ideální těleso pohlcující veškeré záření všech vlnových délek, které dopadá na jeho povrch. Je-li dokonale černé těleso při konstantní teplotě v termodynamické rovnováze se svým okolím, potom musí veškerou energii získanou absorpcí záření zpětně emitovat. Dokonale černé těleso je tedy současně ideálním zářičem.



Obrázek 8.1: Graf spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa $E_0(\lambda, T)$ v závislosti na vlnové délce záření λ a termodynamické teplotě T zářiče (tzv. Planckův vyzařovací zákon). Se svolením autora převzato z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0202.htm>.

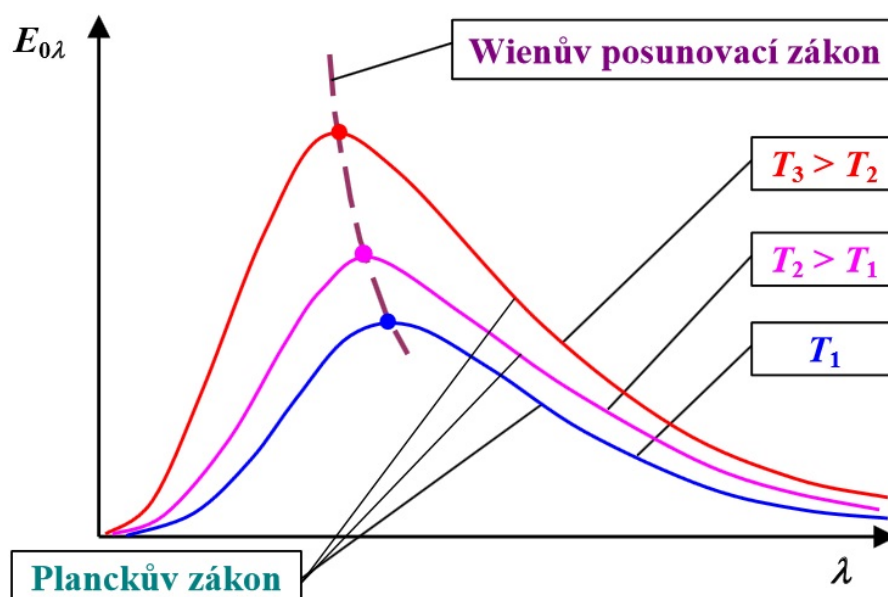
8.2.2 Wienův posunovací zákon

Wienův posunovací zákon říká, že s rostoucí teplotou zdroje záření se posouvá maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku λ_{max} ke kratším vlnovým délkám. Matematicky lze zákon popsat vztahem:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}, \quad (8.2)$$

kde $b = 2,8978 \text{ mm} \cdot \text{K}$ je Wienova konstanta.

Wienův posunovací zákon je odvozen z Planckova vyzařovacího zákona (viz kapitola 8.2.1). Získá se jako derivace spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa $E_o(\lambda, T)$ podle vlnové délky λ , kterou položíme rovnu nule. Výsledkem Wienova posunovacího zákona je funkce, která popisuje průběh maxim spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa v závislosti na termodynamické teplotě zdroje záření (viz obrázek 8.2).



Obrázek 8.2: Graf průběhu maxim spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa $E_{0,max}$ v závislosti na termodynamické teplotě T zdroje záření (tzv. Wienův posunovací zákon). Se svolením autora převzato z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0203.htm>.

8.2.3 Stefanův-Boltzmannův zákon

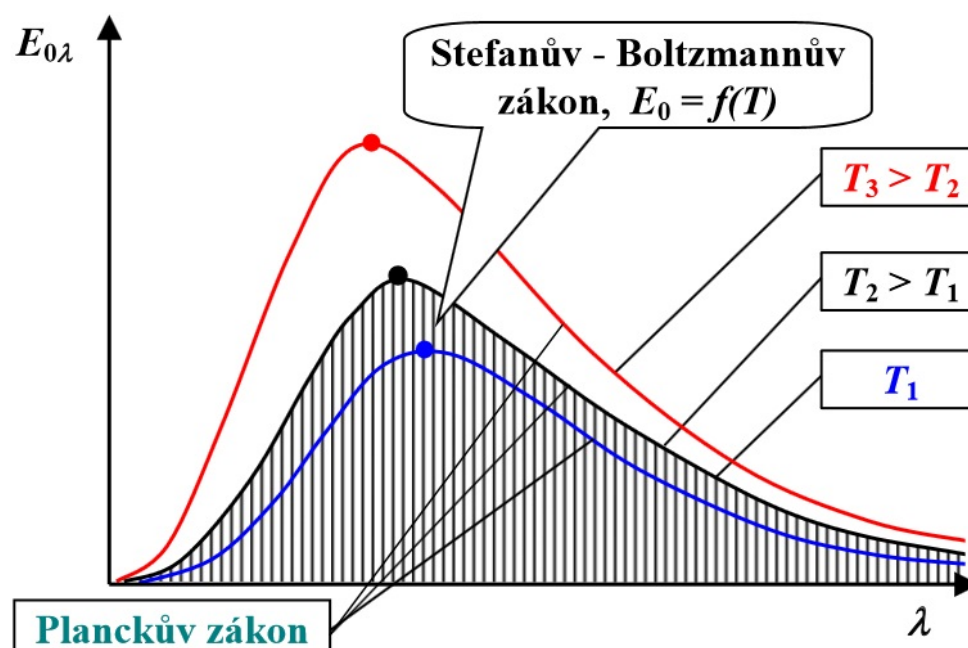
Stefanův-Boltzmannův zákon říká, že každé těleso, které má teplotu vyšší než 0 K emituje elektromagnetické záření. Hustota zářivého toku takto emitovaného záření je přitom úměrná čtvrté mocnině termodynamické teploty zdroje záření. Matematickou formulaci Stefanova-Boltzmannova zákona lze získat integrací spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa $E_o(\lambda, T)$, viz rovnice 8.1, přes celý rozsah vlnových délek λ , za konstantní teploty T . Pro hustotu zářivého toku dokonale černého tělesa E_0 potom dostáváme vztah:

$$E_0 = \epsilon \cdot \sigma_0 \cdot T^4, \quad (8.3)$$

kde ϵ je emisivita² zářiče a $\sigma_0 = 5,6697 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ je Stefanova-Boltzmannova konstanta.

²Emisivita (příp. poměrná zářivost) vyjadřuje schopnost zářiče vyzařovat. Definuje se jako poměr intenzity vyzařování reálného tělesa k intenzitě vyzařování dokonale černého tělesa. Dokonalé zářiče (dokonale černá tělesa) mají $\epsilon = 1$, pro nedokonalé zářiče (tzv. šedá tělesa) platí $0 < \epsilon < 1$ a absolutně nedokonalé zářiče (tzv. bílá tělesa) mají $\epsilon = 0$.

Hustotu zářivého toku dokonale černého tělesa lze graficky znázornit jako plochu pod křivkou spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa v závislosti na vlnové délce záření a při konstantní teplotě zdroje záření (viz obrázek 8.3).



Obrázek 8.3: Hustota zářivého toku dokonale černého tělesa jako plocha pod křivkou spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa v závislosti na vlnové délce záření λ a při konstantní teplotě T zdroje záření (tzv. Stefanův-Boltzmannův zákon). Se svolením autora převzato z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0204.htm>.

8.2.4 Kirchhoffovy zákony

Při dopadu záření na povrch tělesa může dojít k odrazu, absorpci nebo průchodu záření tělesem. Energetickou rovnováhu popisuje rovnice:

$$E = E_r + E_a + E_t, \quad \text{resp.} \quad 1 = \frac{E_r}{E} + \frac{E_a}{E} + \frac{E_t}{E}, \quad (8.4)$$

kde E je hustota zářivého toku dopadajícího záření, E_r je hustota zářivého toku odraženého záření, E_a je hustota zářivého toku absorbovaného záření a E_t je hustota zářivého toku záření prošlého tělesem.

Nahradíme-li v rovnici 8.4 poměr hustoty zářivého toku odraženého a dopadajícího záření *reflaktancí* r , poměr hustoty zářivého toku absorbovaného a dopadajícího záření *absorptancí* a a poměr hustoty zářivého toku prošlého a dopadajícího záření *transmitancí* t , dostaneme matematickou formulaci *1. Kirchhoffova zákona* (nezaměňovat s Kirchhoffovými zákony pro elektrické obvody) ve tvaru:

$$1 = r + a + t \quad (8.5)$$

Rovnice 8.5 je zvláštní formulací zákona zachování energie. Velikost reflexance, absorptance a transmitance závisí na typu a stavu tělesa a na jakosti jeho povrchu. V extrémních případech rozlišujeme tělesa, která:

- veškeré záření odrážejí (tzv. dokonale bílá tělesa): $r = 1$
- veškeré záření pohlcují (tzv. dokonale černá tělesa): $a = 1$
- veškeré záření propouštějí (tzv. dokonale transparentní tělesa): $t = 1$

2. Kirchhoffův zákon říká, že v tepelné rovnováze je těleso tak dokonalým zářičem, jak dokáže záření pohlcovat. Emisivita ϵ (poměrná zářivost) povrchu tělesa je potom rovna absorptanci a (poměrné pohltivosti) tělesa:

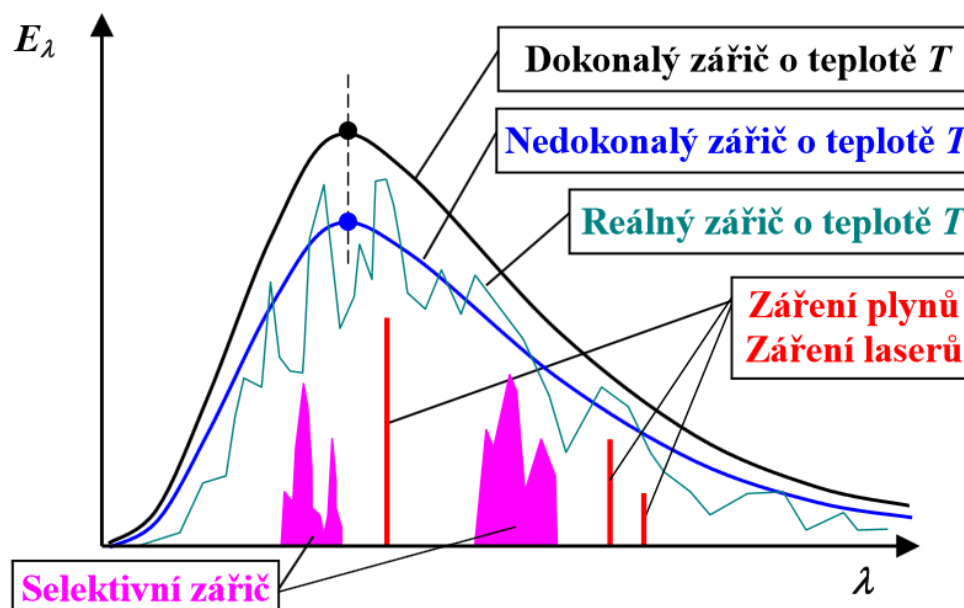
$$\epsilon = a \quad (8.6)$$

Jiná formulace *2. Kirchhoffova zákona* říká, že poměr intenzity vyzařování a pohltivosti závisí pouze na vlnové délce záření a termodynamické teplotě tělesa, a nezávisí na jakosti povrchu tělesa. Výsledkem je, že těleso nejsilněji absorbuje právě ty vlnové délky záření, které nejsilněji vyzařuje.

8.3 Spektrum záření reálných zdrojů

Spektrum záření reálných zdrojů se může od spektra záření ideálního dokonale černého tělesa velmi odlišovat. Grafy vyzařovaných spekter pro různé zdroje záření jsou pro srovnání na obrázku 8.4.

Spektrum záření šedých těles se od spektra záření dokonale černého tělesa, při stejné termodynamické teplotě T , odlišuje snížením spektrální



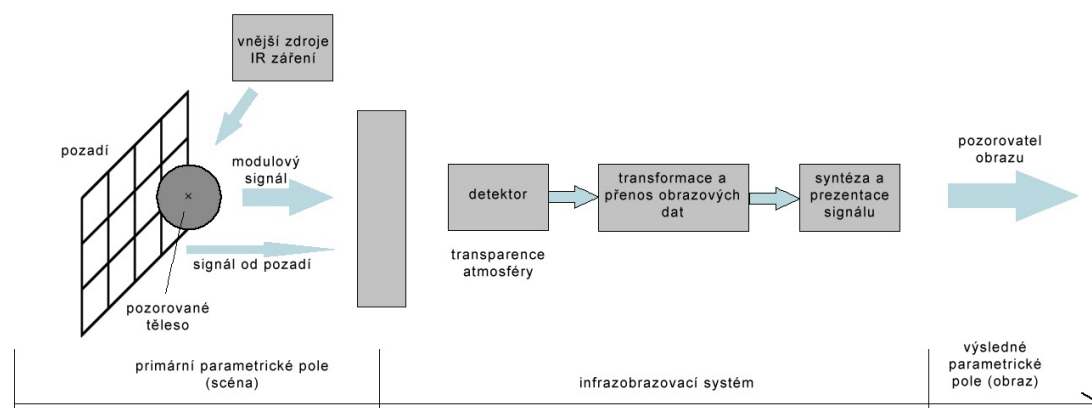
Obrázek 8.4: Závislost spektrální hustoty zářivého toku různých zdrojů záření na vlnové délce záření. Se svolením autora převzato z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0205.htm>.

hustoty zářivého toku na všech vlnových délkách záření, což je dáno menší emisivitou šedých těles ($\epsilon < 1$) než je emisivita dokonale černého tělesa ($\epsilon = 1$). Maximum spektrální hustoty zářivého toku je potom u ideálních šedých těles na stejné vlnové délce jako maximum u dokonale černého tělesa.

Spektrální hustota zářivého toku reálných zdrojů v závislosti na vlnové délce je značně proměnná, a obvykle vykazuje mnoho lokálních extrémů. Záření reálného zdroje lze ve většině případů přibližně aproximovat závislostí spektrální hustoty zářivého toku šedého tělesa. V praxi se lze běžně setkat také s tzv. selektivními zdroji záření, které nevyzařují v celém spektru vlnových délek, ale emitují pouze určitá pásma vlnových délek nebo jednotlivé vlnové délky (např. lasery, viz kapitola 7).

8.4 Proces zobrazení termovizním systémem

Záznam termovizního obrazu je ve své podstatě analogický se záznamem obrazu pomocí jiných optických zobrazovacích metod nebo lidského oka. Obecné schéma procesu zobrazení termovizním systémem je na obrázku 8.5.

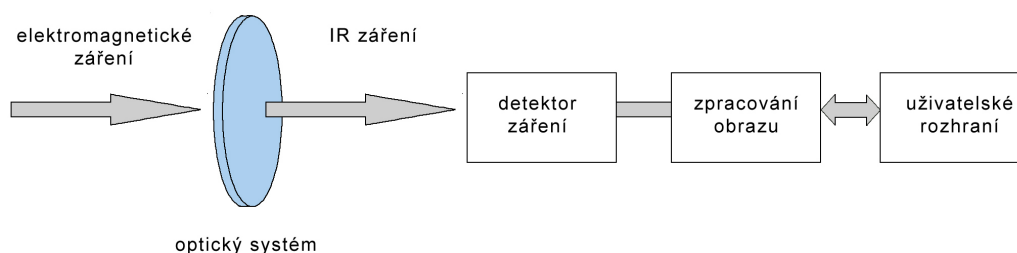


Obrázek 8.5: Obecné schéma procesu zobrazení termovizním systémem.

Teplu vyzařované povrchem objektu ve formě infračerveného záření je optickým systémem soustředěno na speciální obrazový detektor, který transformuje energii záření na elektrický signál vhodný pro další zpracování a sestavení výsledného obrazu. Při hodnocení termografických snímků je potom důležité pamatovat na skutečnost, že je výsledný obraz tvořen nejen tokem infračerveného záření z povrchu měřeného objektu, ale také tokem infračerveného záření od pozadí a jiných vnějších zdrojů tepelného záření (viz obrázek 8.5). Výsledek je silně ovlivněn také řadou dalších vnitřních i vnějších faktorů. Pro správné stanovení teploty je důležité znát emisivitu měřeného objektu. Výrazný vliv na podobu výsledného obrazu má také teplota a transparentnost atmosféry mezi objektem a měřicím systémem nebo ochlazování povrchu objektu (např. prouděním vzduchu).

Výsledný termovizní obraz (termogram) může být černobílý nebo barevný. V černobílých termogramech jsou teplejší oblasti obvykle kódovány světlou až bílou barvou a chladnější oblasti tmavě šedou až černou barvou. U barevných termogramů si může uživatel zpravidla zvolit z několika barevných palet, které kódují jednotlivé teploty v obraze určitou barvou. Součástí každého termogramu je barevná stupnice, která umožňuje identifikaci konkrétních teplot v obraze.

Konstrukci termovizního systému tvoří tři hlavní části: optický systém, detektor obrazu a elektronika pro zpracování signálů, prezentaci obrazu a ovládání systému. Blokové schéma termovizního systému je na obrázku 8.6.



Obrázek 8.6: Obecné blokové schéma termovizního systému.

Mezi základní vlastnosti termovizních systémů patří:

- *Teplotní rozsah*: Udává, jakou nejnižší a nejvyšší teplotu je termovizní systém schopen změřit. Současné termovizní systémy mohou pracovat v rozsahu teplot přibližně od -40 až do $+3000$ °C.
- *Spektrální citlivost*: Je rozsah vlnových délek záření, které je termovizní systém schopen detekovat. Většina termovizních systémů pracuje v pásmu vlnových délek od 8 do 14 μm . Některé systémy však mohou pracovat i v jiných pásmech vlnových délek (např. 2 až 5,5 μm). Pro měření vyšších teplot jsou obecně lepší kratší vlnové délky a pro měření nižších teplot jsou naopak vhodnější delší vlnové délky. V praxi je spektrální citlivost termovizních systémů určena hlavně transparentností atmosféry, což je schopnost atmosféry propouštět pouze určité vlnové délky záření (tzv. spektrální okna atmosféry). Útlum vlnových délek, které atmosférou neprocházejí, způsobují především molekuly vody, oxidu uhličitého a kyslíku obsažené v atmosféře.
- *Přesnost stanovení teploty*: Určuje přesnost naměřené teploty. Přesnost měření běžných termokamer je typicky ± 2 °C nebo ± 2 % z naměřené hodnoty, nejlepší termokamery však mohou dosáhnout přesnosti měření až ± 1 °C nebo ± 1 %.
- *Teplotní citlivost*: Vyjadřuje se pomocí parametru NETD (z angl. Noise Equivalent Temperature Difference), neboli nejmenší rozdíl teplot, který vyvolá signál větší, než je vlastní šum detektoru. Parametr NETD se uvádí ve stupních Celsia nebo v Kelvinech a určuje, jaký nejmenší

teplotní rozdíl je na povrchu černého tělesa termokamera schopna detekovat. Teplotní citlivost se pohybuje typicky od 100 mK u běžných termokamer, až do 10 mK u nejlepších termokamer. Horší teplotní citlivost se ve výsledném obraze projevuje výrazným šumem.

- *Rozlišení obrazového detektoru:* Je dáno počtem jednotlivých detektorů, které tvoří obrazový snímač. Počet těchto detektorů odpovídá počtu obrazových bodů (pixelů) ve výsledném obraze. U současných termovizních systémů se lze nejčastěji setkat s rozlišením detektoru 60×60 , 80×80 , 120×120 , 160×120 , 240×180 , 320×240 , 640×480 nebo 1024×768 . Výjimkou ovšem nejsou ani jiná rozlišení.

8.4.1 Optický systém

Optický systém termovizního zařízení musí být ze speciálního materiálu, který je propustný pro infračervené záření v požadovaném rozsahu vlnových délek. V současnosti se pro optiku termokamer používají nejčastěji čočky vyrobené z germania (Ge), příp. selenidu zinku (ZnSe) nebo sulfidu zinku (ZnS). Protože se tyto speciální čočky liší od klasických čoček pouze jiným materiálem, platí pro ně klasické zákony optiky. Na povrchu čočky bývá nanesena vrstva antireflexního materiálu, který zabraňuje nežádoucím odrazům infračerveného záření na povrchu čočky a zvyšuje propustnost čočky pro infračervené záření i na více než 90 %.

Součástí optického systému jsou také clony a selektivní a neselektivní filtry. Clony mají za úkol regulovat velikost zářivého toku, který dopadá na obrazový detektor a zabraňují tak nadměrnému ozáření snímače. Neselektivní filtry (tzv. šedé filtry) slouží k zeslabení zářivého toku dopadajícího na detektor o konstantní útlumový faktor, který je dán stupněm šedosti filtru. Jsou vhodné také pro hrubý výběr zobrazovaného teplotního intervalu ve výsledném obraze. Selektivní filtry potlačují nevhodné vlnové délky dopadajícího záření a k detektoru propouštějí jen užitečné vlnové délky záření.

8.4.2 Detektory obrazu

Obrazové detektory převádějí energii dopadajícího infračerveného záření na elektrický signál, ze kterého je po zpracování sestaven výsledný obraz

povrchové teploty snímané scény – termogram. Detektory infračerveného záření rozlišujeme dvojího typu: tepelné detektory (bolometry) a fotonové detektory.

- *Tepelné detektory (bolometry)*: Pracují na principu pyroelektrického jevu³. Podstatou funkce bolometrických detektorů je změna elektrických vlastností materiálu detektoru (typicky elektrického odporu) při změně teploty (zahřátí detektoru), která je úměrná množství energie infračerveného záření pohlcené detektorem. Pro zvýšení účinnosti absorpce tepelné energie bývá povrch detektorů načerněn. Tepelné detektory jsou neselektivní, citlivé na široký rozsah vlnových délek tepelného záření. Pro záznam obrazu se používají tzv. mikrobolometrická pole, tvořená dvourozměrnou maticí velkého počtu jednotlivých bolometrů o velmi malé velikosti. Jednotlivé detekční buňky snímače musí být striktně odděleny, aby se neovlivňovaly navzájem. Důležitá je také dobrá tepelná izolace celého snímače od vnějšího okolí, aby nebyla výsledná naměřená teplota ovlivněna jinými vlivy. Detektory nevyžadují chlazení a mohou pracovat při běžné pokojové teplotě. Tepelné detektory jsou nejčastěji tvořeny oxidy vanadu (VO_x) nebo amorfním křemíkem. V současnosti jsou bolometrické detektory nejpopulárnějším typem detektoru infračerveného záření. Jejich jednoznačnou výhodou je příznivá cena, nevýhodou je potom šířka detekovaného spektra záření a nižší teplotní citlivost cca do 30 mK.
- *Fotonové detektory*: Pracují na principu fotoelektrického jevu a jsou schopné detekovat jednotlivé fotony infračerveného záření. Fotonové detektory jsou selektivní, citlivé pouze na úzký rozsah vlnových délek tepelného záření. Detekované spektrum záření je dáno materiálem, ze kterého je detektor vyroben. Typickým materiálem jsou polovodiče založené na kvantových tečkách: např. InSb, InAs, InGaAs, HgCdTe, PbS, PbSe nebo PbTe. Pro správnou funkci a potlačení tepelného šumu vyžadují fotonové detektory účinné chlazení – např. tekutým dusíkem (77 K) nebo héliem (4 K). Fotonové detektory mají výbornou teplotní citlivost (až 10 mK), ale jejich nevýhodou je vysoká cena.

³Pyroelektrický jev popisuje schopnost materiálu generovat dočasný elektrický potenciál při změně jeho teploty.

8.5 Aplikace termovizních systémů v medicíně

Fyziologická teplota lidského těla je velmi specifická, ale lidský organismus ji dokáže velmi dobře udržovat na konstantní hodnotě přibližně 36,5 °C, řízením podílu mezi tvorbou tepla v organismu a výdejem tepla do okolí. K regulaci tvorby a výdeje tepla využívá organismus jednak fyzikálních principů přenosu tepla vedením, prouděním a zářením (viz kapitola 8.1), ale také fyziologických principů jako pocení, vazodilace a vazokonstrikce cév nebo chladový třes. Fyziologicky mohou tělesnou teplotu ovlivňovat např. také biologické rytmy v organismu. Zdrojem tepla v organismu jsou výhradně exotermické biochemické reakce při metabolické aktivitě buněk a svalové činnosti. Zvýšená metabolická aktivita buněk, projevující se lokálním zvýšením teploty, může být fyziologická (např. v játrech), ale může být také patologickým projevem některých zdravotních komplikací (např. záněty, nádorové bujení, metabolické poruchy, aj.). Snížení teploty může být naopak patologickým projevem zhoršeného prokrvení určitých tkání nebo oblastí těla, jehož příčinou mohou být ischemické choroby nebo jiné formy poškození cévního řečiště (např. varixy, tromboflebitidy, syndrom diabetické nohy, otoky, aj.). Bezkontaktní termografie se dále využívá v mamologii (sledování prsních žláz, screening rakoviny prsu), endokrinologii (vyšetření štítné žlázy), traumatologii (popáleniny, omrzliny, zlomeniny, poškození nervů, sledování léčby a stavu hojení, aj.), experimentální medicíně (sledování nových medicínských preparátů a jejich vliv na lidský organismus), při sledování zápalových a zánětlivých procesů (bolesti kloubů a zubů, záněty, polyneuropatie, aj.) nebo při diagnostice alergie a hypertermie (atypická pneumonie, horečky s různou etiologií). S termovizním měřením se lze setkat také ve sportovní medicíně, fyzioterapii, kosmetologii nebo gynekologii. Užitečnou aplikací je také plošné monitorování osob na místech s velkým pohybem lidí (letiště, nádraží), v případě epidemie nakažlivých onemocnění (např. prasečí chřipka).

Jednoznačnou výhodou bezkontaktní termografie pro její uplatnění v medicíně je její neinvazivnost, bezdotykovost a naprostá bezpečnost pro pacienta. Protože je bezkontaktní termografie pasivním systémem detekce infračerveného záření, nevyplývají pro tuto metodu při měření pacienta ani žádná omezení nebo případné kontraindikace. Na druhé straně je nevýhodou

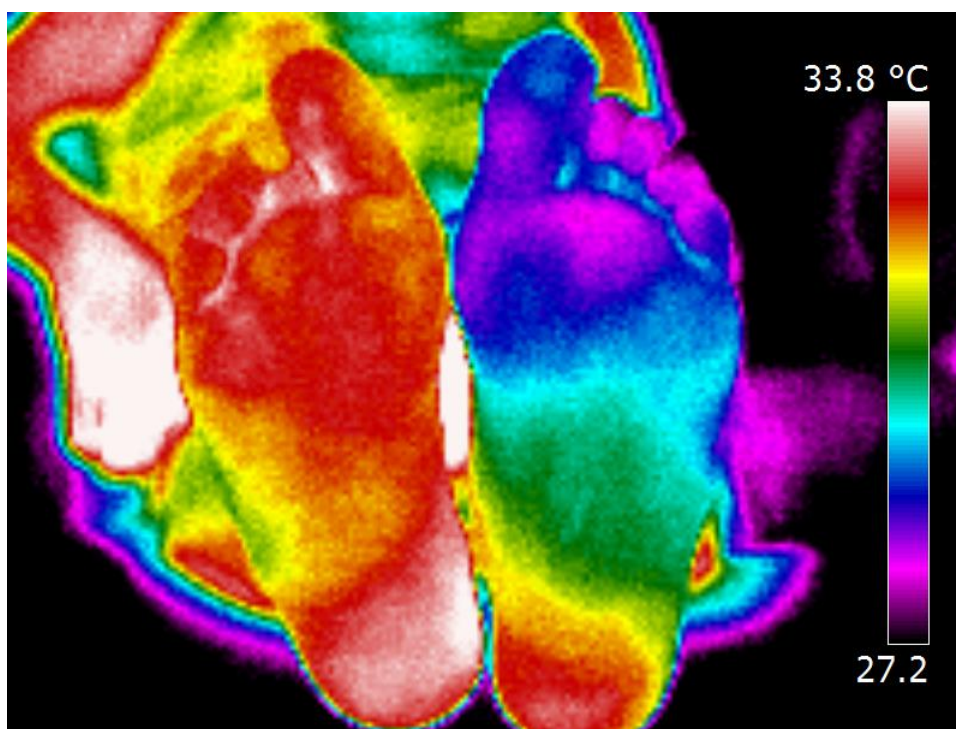
metody horší senzitivita⁴ i specificita⁵. Citlivost termografie je všeobecně vysoká u ložisek na povrchu nebo těsně pod povrchem těla, ale s větší vzdáleností ložiska od povrchu těla se citlivost metody snižuje. Tepelný obraz hlouběji uloženého ložiska je totiž ovlivněn tkáněmi mezi tímto ložiskem a povrchem těla. Vzhledem k různé tepelné vodivosti jednotlivých tkání může docházet jednak k různě velkým ztrátám tepla ve tkáních, a jednak může být ovlivněn průchod tepla z ložiska k povrchu, takže tepelný obraz ložiska na povrchu těla nemusí odpovídat skutečné lokalizaci ložiska v hloubce tkáně. Nízká specificita metody při detekci ložisek zvýšené nebo snížené teploty v organismu je dána složitou interpretací nálezu, protože tato tepelná ložiska mohou mít nejen odlišnou příčinu (např. zánět, nádor, metabolická porucha, aj.), ale mohou být i fyziologická.

8.5.1 Faktory ovlivňující výsledky vyšetření

Před vlastním vyšetřením pacienta pomocí termovizního systému je nutná příprava a dodržení několika pravidel. Důležitá je dostatečná aklimatizace pacienta (min. 10 minut) v měřicí místnosti s konstantní teplotou v rozmezí ideálně od 19 do 21 °C. Ve vyšetřovací místnosti by se neměly nacházet žádné lokální tepelné zdroje. Pacient by neměl být před vyšetřením vystaven velkému chladu nebo horku (sauna, solárium), neměl by sportovat nebo vykonávat velkou fyzickou zátěž, ani být pod vlivem alkoholu a jiných látek. Výslednou naměřenou teplotu dále ovlivňuje proudění vzduchu, teplota vzduchu v místnosti, jakost a emisivita povrchu pokožky pacienta. Emisivita lidské pokožky se blíží emisivitě dokonale černého tělesa a má hodnotu přibližně 0,98. Při interpretaci výsledků měření je důležité srovnání místa nálezu se stejnou částí na symetrické polovině těla (obličej, končetiny, prsy).

⁴Senzitivita (citlivost) metody vyjadřuje schopnost metody úspěšně odhalit zdravotní problém skutečně nemocného pacienta. Vyjadřuje se v procentech. Máme-li soubor 100 pacientů s určitou stejnou zdravotní komplikací, a tuto komplikaci příslušnou metodou odhalíme např. u 80 pacientů, potom je senzitivita metody 80 %. U zbývajících 20 pacientů by tato metoda zdravotní komplikaci chybně nezaznamenala (tzv. falešně negativní výsledek).

⁵Specificita metody vyjadřuje schopnost metody správně potvrdit, že zdravý pacient netrpí žádnou zdravotní komplikací. Vyjadřuje se v procentech. Máme-li soubor 100 zdravých pacientů, a pomocí příslušné metody potvrdíme zdraví např. u 80 pacientů, potom je specificita metody 80 %. U zbývajících 20 zdravých pacientů by tato metoda chybně zdravotní komplikaci prokázala (tzv. falešně pozitivní výsledek).



Obrázek 8.7: Termogram špatného prokrvení levého chodidla v důsledku ischemické choroby dolních končetin.



Obrázek 8.8: Termogram nedokrvených prstů dolních končetin po fyzické zátěži.

8.6 Další aplikace termovizních systémů

Kromě medicíny nacházejí termovizní systémy uplatnění také v řadě dalších oborů od průmyslu, energetiky a stavebnictví, až po výzkum životního prostředí, Země a vesmíru. V energetickém průmyslu jsou používány především při kontrolách a testování vysokonapěťových elektrických zařízení (poruchy distribuční soustavy, přehřívání generátorů a trafostanic). V průmyslu jsou termografická měření vhodná pro sledování úniků tepla z teplovodních rozvodů a potrubí nebo ke kontrole kvality materiálů (např. opotřebení pohyblivých částí v důsledku nadměrného tření). Ve stavebnictví se termokamery používají pro zjišťování tepelných úniků z budov (netěsnosti střech a oken, tepelné mosty, kvalita zateplení). Neméně důležitou aplikací je také použití termokamer u záchranných složek (pátrání po pohřešovaných osobách, hledání ložisek požáru, aj.).



Obrázek 8.9: Termogram pro kontrolu úniku tepla stavby.



Obrázek 8.10: Termogram pro zjištění tepelných mostů stavby.



Obrázek 8.11: Termogram doplňování zásobníků dusíku.

Seznam obrázků

1.1	Digitální obraz jako matice hodnot	4
1.2	Histogram	7
1.3	Prostorové rozlišení	8
1.4	Transformační funkce	9
1.5	Transformační funkce – příklady	10
1.6	Vzorkování signálu	13
1.7	Aliasing	14
1.8	Transformace obrazu	15
1.9	Konvoluce	16
1.10	Operace s obrazem	17
2.1	Podélné a příčné vlnění	22
2.2	Odraz a lom na rozhraní	27
2.3	Piezoelektrický jev	29
2.4	Dopplerův jev	35
2.5	Dopplerovský ultrazvuk	37
2.6	A-mód	40
2.7	B-mód	41
2.8	C-mód	42
2.9	Dopplerovské systémy	44
2.10	Barevný doppler	46
2.11	Harmonické zobrazení a Compound Imaging	49
2.12	Konstrukce ultrazvukové sondy	50
2.13	Rozlišovací schopnost a fokusace ultrazvukových sond	51
2.14	Ultrazvukové sondy	53
2.15	Typická dopplerovská křivka zevní krční tepny	56
2.16	Totální uzávěr pravé vnitřní krční tepny	56

2.17	Aneurysma brachiální tepny	57
2.18	Žlučové kameny	57
2.19	Syndrom karpálního tunelu	58
2.20	Ultrasonogramy oka	58
2.21	Ruptura močového měchyře	59
2.22	Polycystická ledvina	59
2.23	Karcinom žaludku	60
2.24	Absces v játrech	60
2.25	Papilární karcinom štítné žlázy	61
2.26	Fraktura žebra	61
3.1	Spinové momenty hybnosti	64
3.2	Magnetický moment	66
3.3	Vektor magnetizace	67
3.4	Průměty vektoru magnetizace	68
3.5	Chování látky v magnetickém poli	69
3.6	Rozštěpení energetických hladin	70
3.7	Obsazenost částic na energetických hladinách	71
3.8	Precesní pohyb	72
3.9	Chemický posuv	75
3.10	Excitace	76
3.11	Podélná (longitudinální) relaxace	77
3.12	T1 a T2 konstanty	78
3.13	Příčná (transverzální) relaxace	79
3.14	Relaxační časy tkání	81
3.15	MRI kontrastní látky	83
3.16	Volně indukovaný signál (FID)	84
3.17	Fourierova transformace volně indukovaného signálu	85
3.18	Gradient G_z (výběr tomografie)	86
3.19	Gradient G_y (fázové kódování)	87
3.20	Gradient G_x (frekvenční kódování)	88
3.21	Objemový element (voxel)	89
3.22	MRA obraz mozku	91
3.23	Phase Contrast MRA	93
3.24	Time Of Flight MRA	94

3.25	Difuzní MRI	95
3.26	Schéma MR přístroje	97
3.27	Ruptura prsního implantátu	105
3.28	Chronický subdurální hematom	105
3.29	Aneurysma břišní aorty	106
3.30	Hemangiom jater	106
3.31	Funkční MRI	107
3.32	Artefakt od magnetické susceptibility	107
3.33	Sagitální řez kolenem	108
3.34	DTI sklerózy multiplex	108
3.35	Osteoblastické metastázy obratlů	109
3.36	MR obrazy mozku ve třech rovinách	109
4.1	Deformace tělesa	113
4.2	Komprese struktur s různou elasticitou	114
4.3	Elastické moduly tkání	115
4.4	Elastogram	117
4.5	Vyhodnocení posunu tkáně	119
4.6	Ukázka point shear-wave elastografie	122
4.7	Ukázka shear waves elastografie	123
4.8	Vznik strážných vln (shear waves) ve tkáni	125
5.1	Elektrická impedance	132
5.2	Fázový posun	133
5.3	Průchod proudu buňkami	136
5.4	Cole-Cole křivka	137
5.5	Elektrický model tkáně	138
5.6	Schéma elektrické impedanční tomografie	139
5.7	Izopotenciální hladiny uvnitř těla po aplikaci proudu	140
5.8	Princip měření EIT	141
5.9	Umístění elektrod na hrudníku a výsledný EIT obraz	142
6.1	Princip CCD snímače	149
6.2	CCD snímač	151
6.3	Laryngoskop	152
6.4	Otoskop a oftalmoskop	153

6.5	Kolposkop	154
6.6	Schéma fibroskopu	156
6.7	Artroskopie a ERCP	158
6.8	Gastroskopie	159
6.9	Dermatoskop	161
7.1	Elektromagnetické spektrum	165
7.2	Spektrum viditelného světla	166
7.3	Konstrukce laseru	171
7.4	Michelsonův interferometr	173
7.5	SEFD OCT	175
7.6	OCT snímky	177
8.1	Spektrální hustota zářivého toku dokonale černého tělesa	182
8.2	Wienův posunovací zákon	183
8.3	Stefanův-Boltzmannův zákon	184
8.4	Spektrální hustota zářivého toku	186
8.5	Schéma procesu zobrazení termovizním systémem	187
8.6	Blokové schéma termovizního systému	188
8.7	Termogram ischemické choroby dolních končetin	193
8.8	Termogram prstů dolních končetin po fyzické zátěži	193
8.9	Termogram pro kontrolu úniku tepla stavby	194
8.10	Termogram pro zjištění tepelných mostů stavby	195
8.11	Termogram doplňování zásobníků dusíku	195

Seznam tabulek

1.1	Fyzikální parametry scény	12
2.1	Akustické vlastnosti biologických tkání	23
2.2	Koeficienty útlumu tkání	26
2.3	Zápis znamének v rovnici Dopplerova jevu	36
3.1	Magnetické vlastnosti a citlivost měření jader	73
3.2	Relaxační časy T1 a T2 některých tkání	80
3.3	Srovnání magnetů	98
3.4	Délka MRI vyšetření	101
4.1	Elasticita tkání	116
4.2	Hustota tkání	121
5.1	Rezistivita tkání	136
7.1	Druhy laserů	170

Literatura

- [1] Wikipedia The Free Encyclopedia [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org>.
- [2] WikiSkripta [online]. Endoskopie [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Endoskopie>.
- [3] *NCRP Report No. 74: Biological effects of ultrasound: Mechanisms and clinical implications*. Bethesda: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1983, ISBN 0-913392-64-2.
- [4] Magnetic Resonance – Technology Information Portal [online]. 2003–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.mr-tip.com/>.
- [5] Radiopaedia.org [online]. 2005–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.radiopaedia.org/>.
- [6] UltraSound – Technology Information Portal [online]. 2006–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.us-tip.com/>.
- [7] BAMBER, J.; COSGROVE, D.; DIETRICH, C. F.; aj.: EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 1: Basic Principles and Technology. *Ultraschall in Med*, ročník 34, č. 2, 2013: s. 169–184.
- [8] BORCEA, L.: Electrical impedance tomography. *Inverse Problems*, ročník 18, č. 6, 2002: s. R99–R136.
- [9] CHENEY, M.; ISAACSON, D.; NEWELL, J. C.: Electrical Impedance Tomography. *Society for Industrial and Applied Mathematics*, 1999: s. 85–101.

- [10] CHEREPENIN, V.; KARPOV, A.; KORJENEVSKY, A.; aj.: Clinical application of EIT system for static imaging of thorax [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: www.impedance.ru/images/article/3.doc.
- [11] CHEREPENIN, V.; KARPOV, A.; KORJENEVSKY, A.; aj.: A 3D electrical impedance tomography (EIT) system for breast cancer detection. *Physiological Measurement*, ročník 22, č. 1, 2001: s. 9–18.
- [12] CHEREPENIN, V. A.; KARPOV, A. Y.; KORJENEVSKY, A. V.; aj.: Three-Dimensional EIT Imaging of Breast Tissues: System Design and Clinical Testing. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, ročník 21, č. 6, 2002: s. 662–667.
- [13] CHUDÁČEK, Z.: *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995, ISBN 8070131144.
- [14] DIETRICH, C.: *Ultrasonografie: orgánové zobrazení pro základní, nadstavbové a závěrečné kurzy*. Praha: Equilibria, 2008, ISBN 9788089284207.
- [15] DOYLEY, M. M.: Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 57, č. 3, 2012: s. R35–R73.
- [16] DRASTICH, A.: *Zobrazovací systémy v lékařství*. Zlín: Grafia, 1990, ISBN 80-214-0220-2.
- [17] DRASTICH, A.: *Netelevizní zobrazovací systémy*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2001.
- [18] DRASTICH, A.: *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno: VUT FEKT, ÚBMI, 2004, ISBN 80-214-2788-4.
- [19] EHMAN, R. L.: Magnetic Resonance Elastography: An Emerging Tool for Cellular Mechanobiology.
- [20] FERCHER, A. F.; DREXLER, W.; HITZENBERGER, C. K.; aj.: Optical coherence tomography – principles and applications [online]. *Reports on Progress in Physics*, , č. 66, 2003: s. 239–303, [cit. 2013-10-28].

- Dostupné z: http://light.ece.illinois.edu/ECE280/OCT_review.pdf.
- [21] FERDA, J.; KASTNER, J.; KREUZBERG, B.; aj.: Zobrazení tenzorů difuze magnetickou rezonancí u gliových nádorů mozku [online]. *Ces Radiol*, ročník 61, č. 3, 2007: s. 279–289, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0703_08.pdf.
- [22] FERDA, J.; MÍRKA, H.; DURAS, P.; aj.: Diagnostické zobrazení mikrosvěta a makrosvěta nádorů. *Ces Radiol*, ročník 64, č. S1, 2010: s. 7–23.
- [23] Fluke Corporation: Údržba fotovoltaických elektráren: Sledování stavu jednotlivých panelů optimalizuje životnost elektrárny [online]. *TZB-info*, 2013, ISSN 1801-4399, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://oze.tzb-info.cz/fotovoltaika/10154-udrzba-fotovoltaickych-elektren>.
- [24] FUJIMOTO, J. G.; PITRIS, C.; BOPPART, S. A.; aj.: Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy [online]. *Neoplasia*, , č. 2, 2000: s. 9–25, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1531864/>.
- [25] FUNG, J. Y.-y.; LAI, C.-l.; YUEN, M.-f.: Clinical Application of Transient Elastography (Fibroscan) in Liver Diseases. *Medical Bulletin*, ročník 14, č. 11, 2009: s. 22–25.
- [26] GLASER, R.: *Biophysics*. Springer, 2001, ISBN 3540670882.
- [27] GRIFFITH, B.; TURNER, D.; GOUDEY, H.: *Infrared thermographic systems: A Review of IR Imagers and Their Use* [online]. Lawrence Berkeley National Laboratory, 2001, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://gaia.lbl.gov/btech/papers/46590.pdf>.
- [28] HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.: *Fyzika*. Brno: VUTIUM, 2000, ISBN 80-214-1869-9.

- [29] HANSON, L. G.: Is quantum mechanics necessary for understanding magnetic resonance? *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, ročník 32A, č. 5, 2008: s. 329–340, ISSN 1552-5023.
- [30] HANSON, L. G.: Introduction to Magnetic Resonance Imaging Techniques [online]. 2009, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://eprints.drcmr.dk/37/1/MRI_English_a4.pdf.
- [31] HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R.: *Medical Imaging Physics*. New York: Wiley-Liss, 2002, ISBN 0-471-38226-4.
- [32] HLAVÁČ, V.; SEDLÁČEK, M.: *Zpracování signálů a obrazů*. ČVUT, 2002, ISBN 80-01-02114-9.
- [33] HOLDER, D. (editor): *Part 1 of Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications* [online]. Institute of Physics Publishing, 2004, ISBN 0750309520, 3–64 s., [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://eprints.ma.man.ac.uk/587/01/reconstruction.pdf>.
- [34] HORÁK, K.; KALOVÁ, I.; PETYOVSÝ, P.; aj.: *Počítačové vidění*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2008.
- [35] HORNAK, J. P.: The Basics of MRI [online]. 1996–2011, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/index.html>.
- [36] HOSKINS, P.; MARTIN, K.; THRUSH, A. (editoři): *Diagnostic ultrasound: Physics and Equipment*. Cambridge University Press, druhé vydání, 2010, ISBN 978-0-521-75710-2.
- [37] HRABAL, R.; DVOŘÁKOVÁ, H.; LANG, J.: NMR spektroskopie pro studium přírodních látek [online]. Prezentace, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.vscht.cz/nmr/predmet/predmet-nmr.html>.
- [38] HRAZDIRA, I.: *Stručné repetitorium ultrasonografie*. Praha: Audioscan, 2003.

- [39] HRAZDIRA, I.: *Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích pro studenty lékařské fakulty : Část I. Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití [online]*. Klinika zobrazovacích metod LF MU Fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně, 2008, ISBN 978-0471382263, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf.
- [40] HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V.: *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001, ISBN 8090289614.
- [41] IBRAHIM, I.; TINTĚRA, H.: Teoretické základy pokročilých metod magnetické rezonance na poli neurověd [online]. *Ces Radiol*, ročník 67, č. 1, 2013: s. 9–18, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1301_9_18.pdf.
- [42] JAN, J.: *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. VUTIUM, 2002, ISBN 80-214-2911-9.
- [43] JOHNSON, S. K.; NAIDU, R. K.; OSTOPOWICZ, R. C.; aj.: Adolf Kussmaul: Distinguished Clinician and Medical Pioneer [online]. *Clinical Medicine & Research*, ročník 7, č. 3, 2009: s. 107–112, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2757428/pdf/0070107.pdf>.
- [44] KARPOV, A.; TROKHANOVA, O.; CHEREPENIN, V.; aj.: ELECTRICAL IMPEDANCE ANATOMY OF THE MAMMARY GLAND [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: www.impedance.ru/images/article/5.doc.
- [45] KERUT, E. K.; MCILWAIN, E. F.; PLOTNICK, G. D.: *Handbook of Echo-Doppler Interpretation*. Wiley-Blackwell, 2004.
- [46] KOROTKOVA, M.; KARPOV, A.: Electric Impedance Imaging of the Mammary Gland in the Case of Mastitis. *Journal of Physics: Conference Series*, ročník 224, č. 1, 2010.
- [47] KOZUMPLÍK, J.; KOLÁŘ, R.; JAN, J.: *Číslíkové zpracování a analýza signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2003.

- [48] KRAJSOVÁ, I.: Využití dermatoskopie a digitální dermatoskopie v diagnostice melanomu [online]. *Dermatologie pro praxi*, ročník 5, č. 1, 2011: s. 23–25, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.dermatologiepropraxi.cz/pdfs/der/2011/01/06.pdf>.
- [49] KRIST, P.: Endoskopie [online]. 2001, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://cust.sweb.cz/fmm/endoskop.htm>.
- [50] KUSALA, J.: Lasery kolem nás [online]. 2004, ČEZ, a. s. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.cez.cz/edee/content/microsites/laser/laser.htm>.
- [51] KYBIC, J.; HORNAK, J.; BOCK, M.; aj.: Magnetická rezonance [online]. Prezentace, 2008–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <https://cw.felk.cvut.cz/doku.php/courses/a6m33zsl/lessons>.
- [52] KYBIC, J.; OPHIR, J.: Elastografie [online]. Prezentace, 2008–2013.
- [53] LEWIN, P. A.; ZISKIN, M. C.: *Ultrasonic Exposimetry*. CRC Press, 1993, ISBN 0849364361.
- [54] MARIAPPAN, Y. K.; GLASER, K. J.; EHMAN, R. L.: MAGNETIC RESONANCE ELASTOGRAPHY: A REVIEW. *Clin Anat*, ročník 23, č. 5, 2010: s. 497–511.
- [55] MARTINEZ, F. S.: *Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring: Fundamental Steps towards Clinical Application*. Dizertační práce, Department of Signals and Systems, Division of Biomedical Engineering, Chalmers University of Technology & School of Engineering, University College of Borås, 2007.
- [56] MARTINEZ, F. S.; LINDECRANTZ, K.: *Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring*.
- [57] MEDATA spol. s.r.o.: Pár poznámek k Ultrazvukové Elastografii [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: www.medata.cz.
- [58] MORNSTEIN, V.: Ultrazvuk a jeho historie ve světě a u nás [online]. *Lékař a technika*, 1995, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/~vmornst/ultrazv.htm>.

- [59] MÍRKA, H.; OHLÍDALOVÁ, K.; BURIÁNEK, V.; aj.: Elastografie krčních uzlin [online]. Prezentace, 2008–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: www.radiologieplzen.eu.
- [60] MURUGAN, R. M.: *An Improved Electrical Impedance Tomography (EIT) Algorithm for the Detection and Diagnosis of Early Stages of Breast Cancer*. Dizertační práce, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Manitoba, Winnipeg, Manitoba, 1999.
- [61] NIEDERLE, P.: *Dopplerovská echokardiografie*. Praha: Maxdorf-Jesenius, 1996, ISBN 8085800411.
- [62] OBRAZ, J.: *Ultrazvuk v měřící technice*. Praha: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1984.
- [63] OPHIR, J.; ALAM, S. K.; GARRA, B. S.; aj.: Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues with Ultrasound. *J Med Ultrasonics*, ročník 29, 2002: s. 155–171.
- [64] OPPELT, A.: *Imaging Systems for Medical Diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound*. Publicit Corporate Publishing, 2005, ISBN 3-89578-226-2.
- [65] PALMER, P. E. S.: *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. Praha: Grada, 2000.
- [66] PANDYA, A. S.; ARIMOTO, A.; ANKUR, A. W.; aj.: A Novel Approach for Measuring Electrical Impedance Tomography for Local Tissue with Artificial Intelligent Algorithm. *International Journal of Biometrics and Bioinformatics*, ročník 3, č. 5: s. 9–18.
- [67] PARK, D. W.; RICHARDS, M. S.; RUBIN, J. M.; aj.: Arterial elasticity imaging: comparison of finite-element analysis models with high-resolution ultrasound speckle tracking. *Cardiovascular Ultrasound*, ročník 8, č. 22, 2010.
- [68] PATTABBI, V.; GAUTHAM, N.: *Biophysics*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 2002, ISBN 1-4020-0218-1.

- [69] PAVELEK, M.; JANOTKOVÁ, E.; ŠTĚTINA, J.: *Vizualizační a optické měřicí metody [online]*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojíního inženýrství – Energetický ústav, Odbor termomechaniky a techniky prostředí, druhé vydání, 2007, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/>.
- [70] PRASAD, P. A. (editor): *Magnetic Resonance Imaging: Methods and Biologic Applications (Methods in Molecular Medicine)*. Brno: Humana Press, 2006, ISBN 978-1588293978.
- [71] PRASAD, S. N.; HOUSERKOVÁ, D.; CAMPBELL, J.: Breast Imaging Using 3D Electrical Impedance Tomography. *Biomed Pap*, ročník 152, č. 1, 2008: s. 151–154.
- [72] RABBANI, K. S.: Potential of electrical techniques in imaging and therapy for palliative care of cancer patients. In *Workshop on Palliative Radiotherapy for Developing Countries*, editace B. J. ALLEN; M. O. RAHMAN, Asia-Oceania Congress of Medical Physics 08 (AOCMP) Cho Ray Hospital, HCMC, Vietnam, 1999, s. 94–101.
- [73] REJCHRT, S.; BUREŠ, J.: Endoskopická ultrasonografie – je správně indikována a interpretována? [online]. *Postgraduální medicína*, ročník 2003, č. 5, 2003, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/archiv/postgradualni-medicina/?id=3091>.
- [74] REPACHOLI, M. H.; BENWELL, D. A.: *Essentials of Medical Ultrasound: A Practical Introduction to the Principles, Techniques and Biomedical Applications*. Humana Press, 1982, ISBN 0896030288.
- [75] ROZMAN, J.; CHMELAŘ, M.; JEHLIČKA, K.: *Terapeutická a protektivní technika*. Brno: VUT Brno, 2004.
- [76] SHIINA, T.: JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology. *Journal of Medical Ultrasonics*, ročník 40, č. 4, 2013: s. 309–323.
- [77] SHUNG, K. K.: *Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements*. CRC Press, 2006, ISBN 0824740963.

- [78] SIMKO, M.; CHUPÁČ, M.: Aplikačné možnosti termovízie v praxi [online]. *Elektro*, ročník 2006, č. 1, 2006, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=26599.
- [79] SOTSKOVA, N.; KARPOV, A.; KOROTKOVA, M.; aj.: Particularities of electrical impedance images in different forms of growth of infiltrative breast cancer. In *13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography, IFMBE Proceedings*, ročník 17, Springer Berlin Heidelberg, 2007, ISBN 978-3-540-73840-4, s. 560–563.
- [80] SOVA, J.; KADLEC, K.: Termokamery a pyrometry – princip měření, vlastnosti a využití [online]. *Automa*, , č. 2, 2014: s. 16–22, [cit. 2014-10-28]. Dostupné z: http://www.allforpower.cz/UserFiles/file/termokamery_1.pdf.
- [81] SRÁMEK, J.; SEDLÁŘ, M.; MORNSTEIN, V.; aj.: *Získávání a analýza obrazové informace*. Brno: Biofyzikální ústav, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita v Brně, 2012, dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/Image/ucebnice.pdf>.
- [82] SZABO, T.: *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. Academic Press, 2004, ISBN 0126801452.
- [83] Termokamera.cz: Princip a funkce [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.termokamera.cz/princip-a-funkce/>.
- [84] TESCHNER, E.; IMHOFF, M.: Electrical Impedance Tomography: The realization of regional ventilation monitoring [online]. 2011, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: www.draeger.com.
- [85] Testo: Profesionální termokamery pro průmysl a stavebnictví [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.termokamera.com/testo/1-Aplikace-termokamer/1-Stavebni-termografie>.
- [86] TROKHANOVA, O.; KARPOV, A.; CHEREPENIN, V.; aj.: Electro-Impedance Mammography Testing at Some Physiological Woman's Periods [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: www.impedance.ru/images/article/7.doc.

- [87] TROKHANDOVA, O. V.; OKHAPKIN, M. B.; KORJENEVSKY, A. V.: Dual-frequency electrical impedance mammography for diagnosis of non-malignant breast disease. *Physiological Measurement*, ročník 29, č. 6, 2008.
- [88] VÁLEK, V.; ŽIŽKA, J.: *Moderní diagnostické metody: III.díl Magnetická rezonance*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, ISBN 80-7013-225-6.
- [89] WELLS, P. N. T.; LIANG, H.-D.: Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity. *Journal of the Royal Society Interface*, 2011.
- [90] YBARRA, G. A.; LIU, Q. H.; LIM, K. H.; aj.: *Emerging Technology in Breast Imaging and Mammography*, kapitola Breast Imaging using Electrical Impedance Tomography (EIT) [online]. Durham: American Scientific Publishers, 2007, ISBN 1-58883-090-X, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: http://people.ee.duke.edu/~gary/ASP/Chapter15_color.pdf.



Zobrazovací metody využívající neionizující záření

Ing. Mgr. Martin Sedlář
Mgr. Erik Staffa
prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc.

Vydala Masarykova univerzita v roce 2014
1. elektronické vydání
ISBN 978-80-210-7156-8