

Masarykova univerzita v Brně  
Lékařská fakulta  
Biofyzikální ústav

# **Zobrazovací metody využívající neionizující záření**

*Martin Sedlář  
Erik Staffa  
Vojtěch Mornstein*

Brno 2013

# Zobrazovací metody využívající neionizující záření

## **Autorský kolektiv:**

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

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

prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc.

## **Autoři obrázků:**

Ing. Mgr. Martin Sedlář

## **Recenze:**

prof. MUDr. Ivo Hrazdira, DrSc.

1. vydání

CC BY-NC-ND 3.0 CZ 2013

Neprodejné

## **Kontakt:**

Biofyzikální ústav

Lékařská fakulta

Masarykova univerzita v Brně

Kamenice 126/3

625 00 Brno

Česká republika

## 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. za velmi kladnou 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

Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek	xiii
Předmluva	1
<b>1 Obraz a operace s obrazem</b>	<b>3</b>
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
<b>2 Ultrazvuková diagnostika</b>	<b>19</b>
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	Pulzní 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

<b>3</b>	<b>Magnetická rezonance</b>	<b>62</b>
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 . . . . .	81
3.9	Detekce signálu . . . . .	82
3.10	Poziční kódování . . . . .	85
	3.10.1 Gradient $G_z$ (výběr tomografie) . . . . .	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 $G_z$ . . . . .	87
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 . . . . .	91
	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 . . . . .	99

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
<b>4</b>	<b>Elastografie</b>	<b>110</b>
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 . . . . .	123
4.4	Magnetická rezonanční elastografie . . . . .	123
<b>5</b>	<b>Elektrická impedanční tomografie</b>	<b>126</b>
5.1	Aplikace EIT v praxi . . . . .	127
5.2	Elektrické vlastnosti tkání . . . . .	129
5.3	Bioimpedance tkáně . . . . .	132
5.4	Princip metody . . . . .	136
5.5	Výpočet elektrických vlastností tkáně . . . . .	141
5.6	Výhody a limitace EIT . . . . .	142
<b>6</b>	<b>Endoskopie</b>	<b>144</b>
6.1	Historie . . . . .	144
6.2	Fyzikální základy a konstrukce . . . . .	145
6.2.1	Zdroj světla . . . . .	145
6.2.2	Snímací prvky – CCD . . . . .	145
6.2.3	Optické vlákno . . . . .	148
6.3	Rozdělení endoskopů . . . . .	149
6.3.1	Endoskopická zrcátka . . . . .	150
6.3.2	Endoskopy tubusové . . . . .	151
6.3.3	Flexibilní endoskopy . . . . .	152
6.3.4	Ultrazvukové endoskopy . . . . .	153
6.4	Přehled endoskopických metod . . . . .	154

6.5	Dermatoskopie . . . . .	157
<b>7</b>	<b>Lasery</b>	<b>159</b>
7.1	Světlo a elektromagnetické spektrum . . . . .	159
7.2	Historie laseru . . . . .	162
7.3	Princip laseru . . . . .	165
7.4	Rozdělení laserů . . . . .	167
7.4.1	Skupenství aktivního prostředí . . . . .	167
7.4.2	Excitace aktivního prostředí . . . . .	170
7.5	Aplikace laserů . . . . .	170
7.5.1	Průmyslové využití . . . . .	170
7.5.2	Lékařské využití . . . . .	172
7.5.3	Další oblasti využití . . . . .	173
<b>8</b>	<b>Bezkontaktní termografické systémy</b>	<b>176</b>
8.1	Základy přenosu tepla . . . . .	176
8.2	Teoretický základ . . . . .	176
8.2.1	Planckův vyzařovací zákon . . . . .	177
8.2.2	Wienův posunovací zákon . . . . .	178
8.2.3	Stefanův-Boltzmannův zákon . . . . .	178
8.2.4	První Kirchhoffův zákon . . . . .	180
8.2.5	Druhý Kirchhoffův zákon . . . . .	180
8.3	Spektrum záření reálných zdrojů . . . . .	180
8.4	Proces zobrazení termokamery . . . . .	181
8.5	Konstrukce termokamery . . . . .	182
8.5.1	Optika . . . . .	182
8.5.2	Detektory . . . . .	183
8.5.3	Elektronika pro zpracování a prezentaci obrazu . . .	184
8.6	Průmyslové využití termokamer . . . . .	185
8.7	Lékařské využití termokamer . . . . .	187
8.7.1	Faktory ovlivňující výsledky vyšetření . . . . .	189
	<b>Literatura</b>	<b>190</b>



# 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 . . . . .	82
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 . . . . .	92
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 . . . . .	118
4.6	Vznik střížných vln (shear waves) ve tkáni . . . . .	121
5.1	Elektrická impedance . . . . .	130
5.2	Fázový posun . . . . .	131
5.3	Průchod proudu buňkami . . . . .	134
5.4	Cole-Cole křivka . . . . .	135
5.5	Elektrický model tkáně . . . . .	136
5.6	Schéma elektrické impedanční tomografie . . . . .	137
5.7	Izopotenciální hladiny uvnitř těla po aplikaci proudu . . . . .	138
5.8	Princip měření EIT . . . . .	139
5.9	Umístění elektrod na hrudníku a výsledný EIT obraz . . . . .	140
6.1	Princip CCD snímače . . . . .	147
6.2	CCD snímač . . . . .	148
6.3	Laryngoskop . . . . .	150
6.4	Otoskop a oftalmoskop . . . . .	151
6.5	Kolposkop . . . . .	152
6.6	Schéma fibroskopu . . . . .	154

6.7	Dermatoskop . . . . .	157
7.1	Elektromagnetické spektrum . . . . .	159
7.2	Viditelné světlo . . . . .	160
7.3	Konstrukce laseru . . . . .	166
8.1	Spektrální hustota zářivého toku dokonale černého tělesa . .	177
8.2	Wienův posunovací zákon . . . . .	178
8.3	Stefanův-Boltzmannův zákon . . . . .	179
8.4	Spektrální hustota zářivého toku . . . . .	181
8.5	Blokové schéma termokamery . . . . .	182
8.6	Schéma procesu zobrazení pomocí IR záření . . . . .	183
8.7	Termogram pro kontrolu úniku tepla stavby . . . . .	185
8.8	Termogram pro zjištění tepelných mostů stavby . . . . .	186
8.9	Termogram kontroly kvality těsnosti oken . . . . .	186
8.10	Termogram doplňování zásobníků dusíku . . . . .	187
8.11	Termogram ischemické choroby dolních končetin . . . . .	188
8.12	Termogram prstů dolních končetin po fyzické zátěži . . . . .	189

# 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 . . . . .	122
5.1	Rezistivita tkání . . . . .	134

# 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

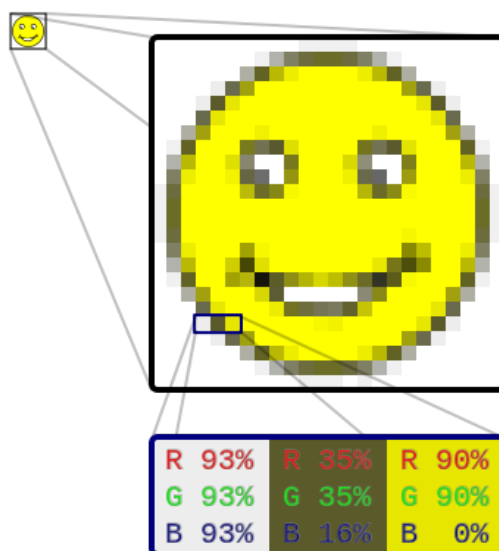
Obraz můžeme definovat jako zrakový vjem, který vzniká po dopadu světla na sítnici oka. Z pohledu geometrie lze obraz popsat jako průmět pozorované scény do roviny sítnice oka. Matematicky lze obraz chápat jako vícerozměrný signál (tzv. obrazová funkce), který lze psát jako funkci několika proměnných (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 CIE<sup>1</sup>, RGB<sup>2</sup> a CMY(K)<sup>3</sup> nebo dva modely HSV<sup>4</sup> a HSL<sup>5</sup>, 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.

<sup>1</sup>Commission internationale de l'Éclairage (Mezinárodní organizaci pro osvětlování)

<sup>2</sup>Red-Green-Blue (Červená-Zelená-Modrá)

<sup>3</sup>Cyan-Magenta-Yellow (Azurová-Purpurová-Žlutá) + doplňková černá barva (black)

<sup>4</sup>Hue-Saturation-Value (Barva-Sytost-Hodnota jasu)

<sup>5</sup>Hue-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 nejtmaššího ( $H_{min}$ ) 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 měřítku<sup>6</sup>:

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

- *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:

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

---

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

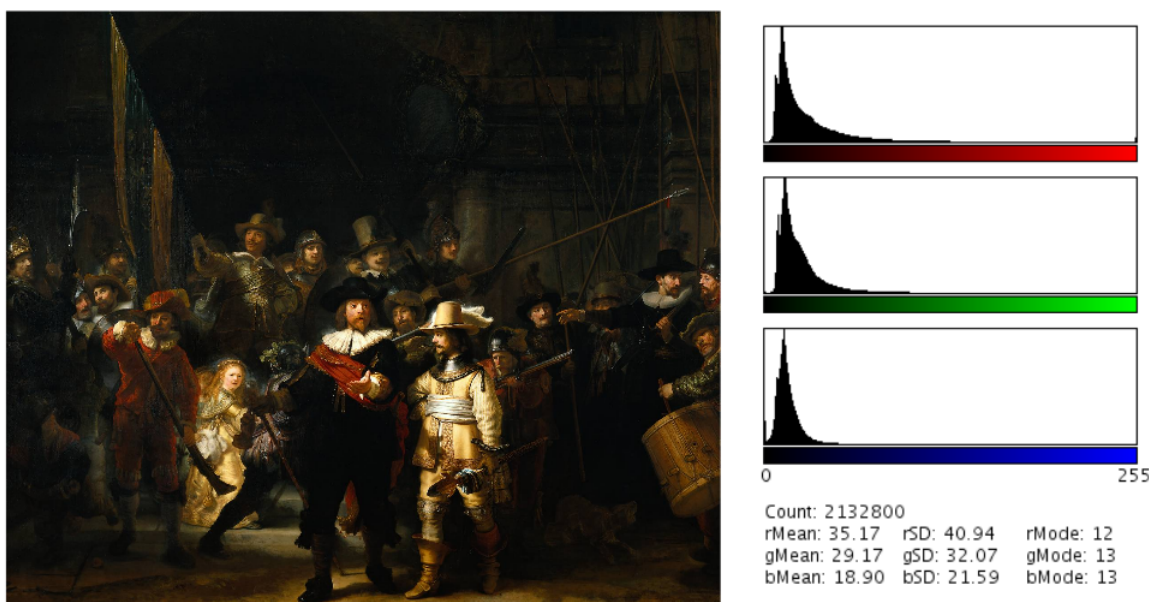
- *Kontrast*: Určuje míru odlišnosti hodnot ( $I$ ) dvou pixelů v obraze (indexy 1 a 2). Kontrast můžeme kvantifikovat např. jako směrodatnou odchylku jasů všech pixelů obrazu nebo pomocí vzorce:

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

- *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

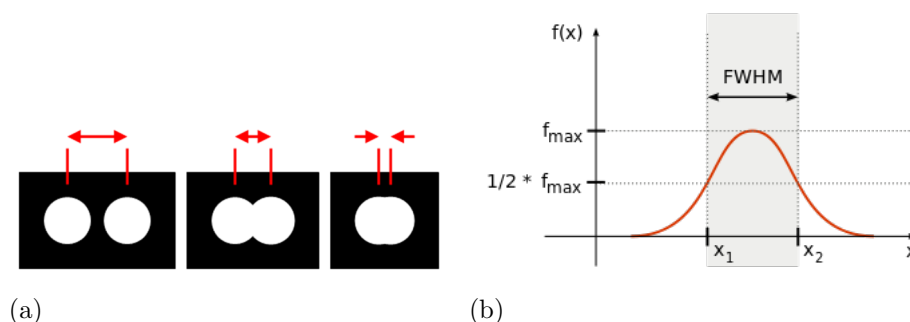
Kvalita obrazu vyjadřuje rozdíl mezi skutečným stavem obrazu a jeho očekávaným stavem. Rozdíl lze posuzovat subjektivně nebo objektivně. Při subjektivním hodnocení stanovuje kvalitu obrazu pozorovatel pouze na základě vlastního pocitu, zkušeností nebo srovnání s referenčním obrazem (např. zkušební obrazec). 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  $f_x$

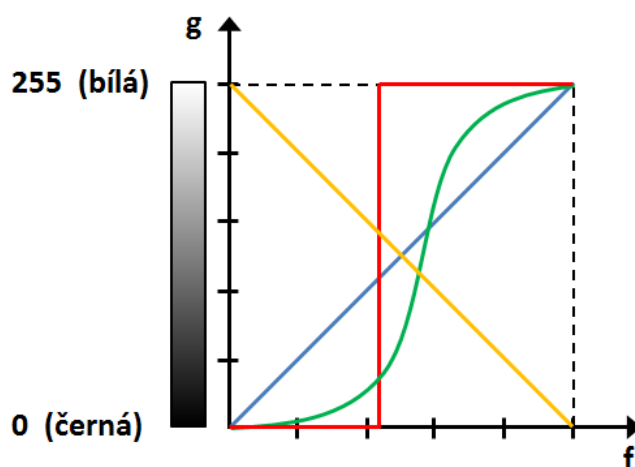


Obrázek 1.3: (a) Prostorové rozlišení udává schopnost systému odlišit od sebe dva body. (b) Ukázka signálové odezvy  $f_x$  zobrazovacího systému na scénu tvořenou bodovým modelem (tzv. PSF funkce). Šířka PSF funkce v polovině výšky FWHM (Full Width at Half Maximum) je definována jako koeficient prostorového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

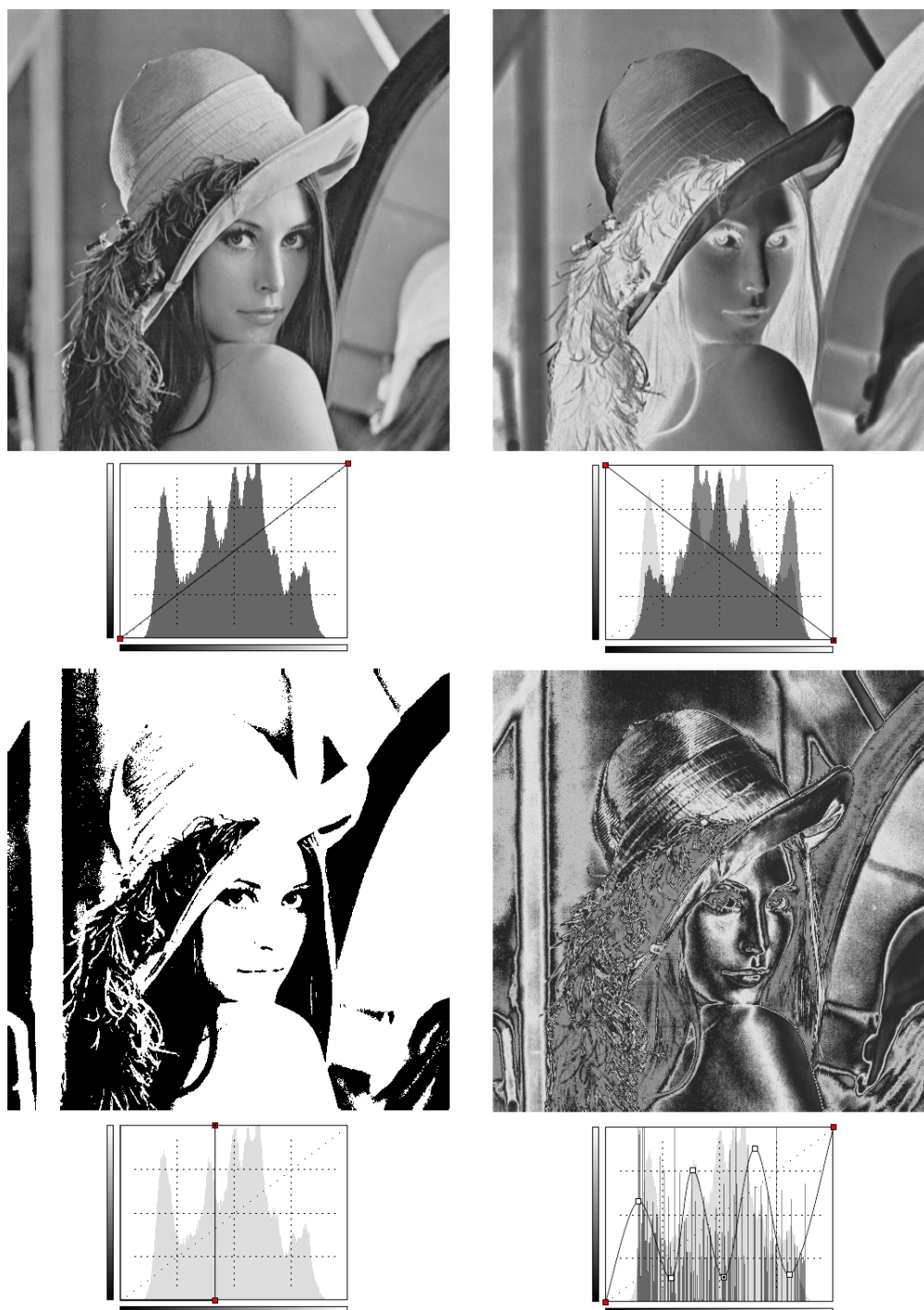
v polovině její výšky (viz obrázek 1.3b). Prostorové rozlišení systému je dáno geometrickým průmětem detektoru do roviny zobrazované scény (tzv. apertura detektoru), tj. závisí na velikosti a plošné hustotě detekčních elementů detektoru. U tomografických systémů a mikroskopů lze hodnotit také tzv. tomografické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



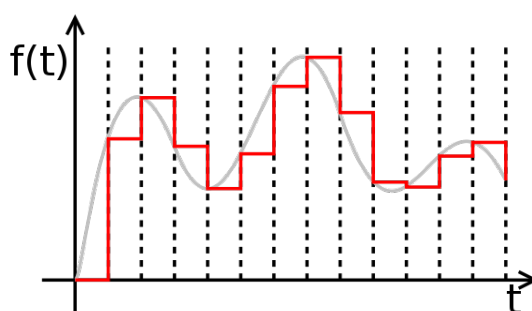
Tabulka 1.1: Zobrazované fyzikální parametry scény

<b>Metoda</b>	<b>Fyzikální parametr</b>	<b>Obrazový detektor</b>
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).

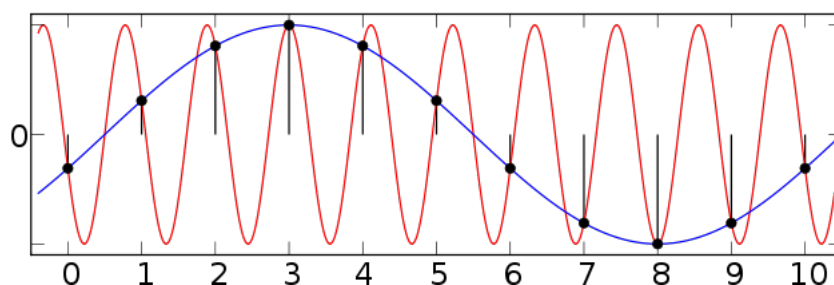


Obrázek 1.6: Vzorkování signálu.

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 teorém<sup>7</sup>. 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.



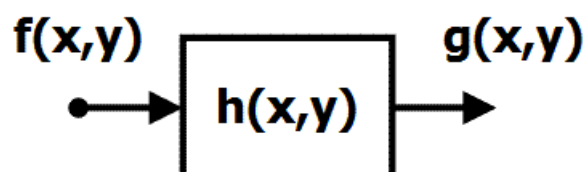
Obrázek 1.7: Je-li skutečný signál (červená) vzorkován nevhodnou frekvencí vzorkování, může dojít ke ztrátám informace, nevratným změnám v signálu a vzniku tzv. aliasing artefaktu (modrá). Převzato z [http://en.wikipedia.org/wiki. File:AliasingSines.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:AliasingSines.svg).

## 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

<sup>7</sup>Nyquistův 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 konvoluci<sup>8</sup> (viz kapitola 1.6.2) 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.

<sup>8</sup>Operace konvoluce se značí symbolem \*

derivace). 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 je matematická operace mezi dvěma funkcemi, která je v diskrétním dvourozměrném případě definována vztahem:

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

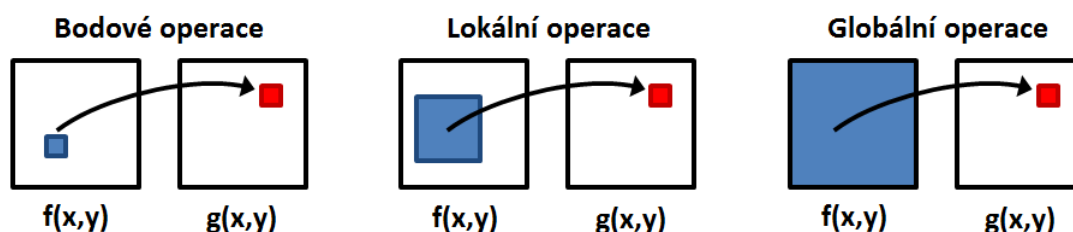


Obrázek 1.9: Schéma konvoluce. Princip je vysvětlen v textu.

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  $f(x, y)$  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, jasu 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  $3 \times 3$  po asi  $9 \times 9$ .

### 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 pánové 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)<sup>1</sup> – 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
$\nabla$	: Laplaceův operátor

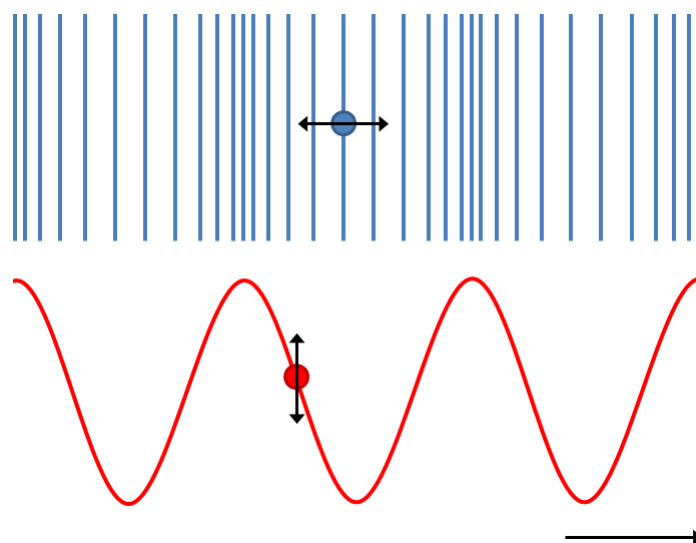
Uvážíme-li jednorozměrný případ vlnové rovnice (2.1), potom je partikulárním řešením rovnice harmonického pohybu ve tvaru:

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

Kde:

---

<sup>1</sup>Kromě podélných a příčných vln existují také Rayleighovy vlny, které se šíří na volném povrchu tuhého prostředí; Loveho vlny, které se šíří příčným pohybem v rovině rovnoběžné s povrchem ve velmi tenkých vrstvách tuhého prostředí pevně spojeného s jiným tuhým prostředím; a Lambovy vlny, šířící se jako 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.

- $y(x, t)$  : časově závislá okamžitá výchylka  
 $y_m$  : 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 hustotou (dráty, struny), plošnou hustotou (membrány, desky) nebo objemovou hustotou; elasticita prostředí je naopak popsána příslušným modulem pružnosti<sup>2</sup>, který popisuje souvislost mezi působením vnější síly a schop-

<sup>2</sup>Youngův 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.

<b>Tkáň</b>	<b>Hustota</b> ( $10^{-3} \cdot \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ )	<b>Rychlost šíření</b> <b>podélných vln</b> ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ )	<b>Akustický odpor</b> ( $10^{-6} \cdot \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ )
tuk	0,97	1450	1,41
mozek	1,03	1500	1,56
krev	1,06	1580	1,65
slezina	1,05	1566	1,65
sval	1,07	1585	1,70
kost	1,70	3600	6,10
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
bělima	1,033	1650	1,61
rohovka	0,9447	1609	1,55
měkká tkáň	—	1540	—
voda (20°C)	0,9982	1492	—
vzduch	0,00013	331	—

ností 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)

$\rho$  : hustota prostředí ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )

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 tlakem<sup>3</sup> 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  $\rho$  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 určuje velikost odrazu a lomu ultrazvukových vln na rozhraní těchto prostředí. Z velikosti odrazu a lomu ultrazvuku se pak sestavuje výsledný ultrazvukový obraz. Akustická impedance některých biologických tkání 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.

<sup>3</sup>Akustický tlak  $p$  vzniká v látkovém prostředí při průchodu ultrazvukových vln. S kmitavým pohybem ultrazvukové vlny 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 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 nehomogenitách<sup>4</sup> 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 závisí na rozdílu akustických impedancí prostředí. (např. na rozhraní plicní tkáně a vzduchu dochází až k 99% odrazu, tj. téměř totální odraz). Při dopadu vlny na částice prostředí, které jsou menší než je vlnová délka ultrazvuku, dochází hlavně k rozptylu<sup>5</sup> 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 akustického tlaku  $p$  na jednotce tloušťky  $dx$  látky popsané koeficientem útlumu  $\alpha$ <sup>6</sup>:

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

Integrací rovnice 2.6 dostáváme vztah pro pokles 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 akustického tlaku se vzdáleností. Doplňme ještě, že koeficient útlumu prostředí bývá obvykle závislý na frekvenci ultrazvukového vlnění:  $\alpha \sim f$ . Ultrazvukové vlnění o vyšší frekvenci se tedy v látce

<sup>4</sup>Nehomogenity = odchylky od konstantních vlastností

<sup>5</sup>Rozptyl = „odraz“ vlny v různých místech do různých směrů

<sup>6</sup>Koeficient útlumu prostředí  $\alpha$  se obvykle vyjadřuje v jednotkách decibel na metr (dB/m) a vyjadřuje míru útlumu ultrazvukové vlny ve vrstvě látky jednotkové tloušťky. Jednotka decibel je volena záměrně a souvisí s Weber-Fechnerovým zákonem, že lidské smyslové orgány vnímají intenzitu podnětů logaritmicky.

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

více utlumuje a jeho průnik (penetrace) do hloubky se snižuje. Koeficienty útlumu některých biologických tkání jsou uvedeny v tabulce 2.2.

#### 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  $\alpha_1$  na rozhraní a úhlem lomu vlny  $\alpha_2$  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:

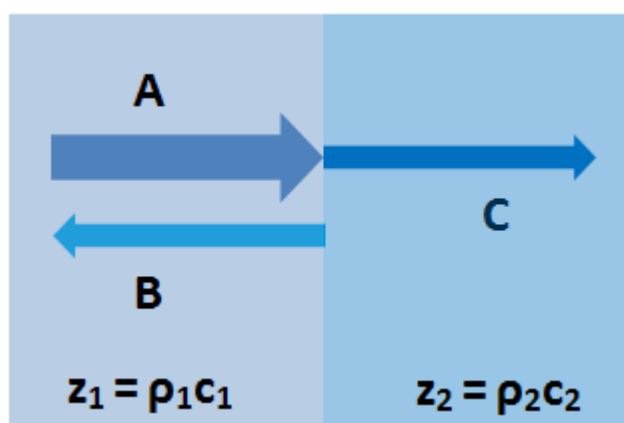
$n_1, n_2$  : indexy lomu prostředí (analogie s optikou)

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

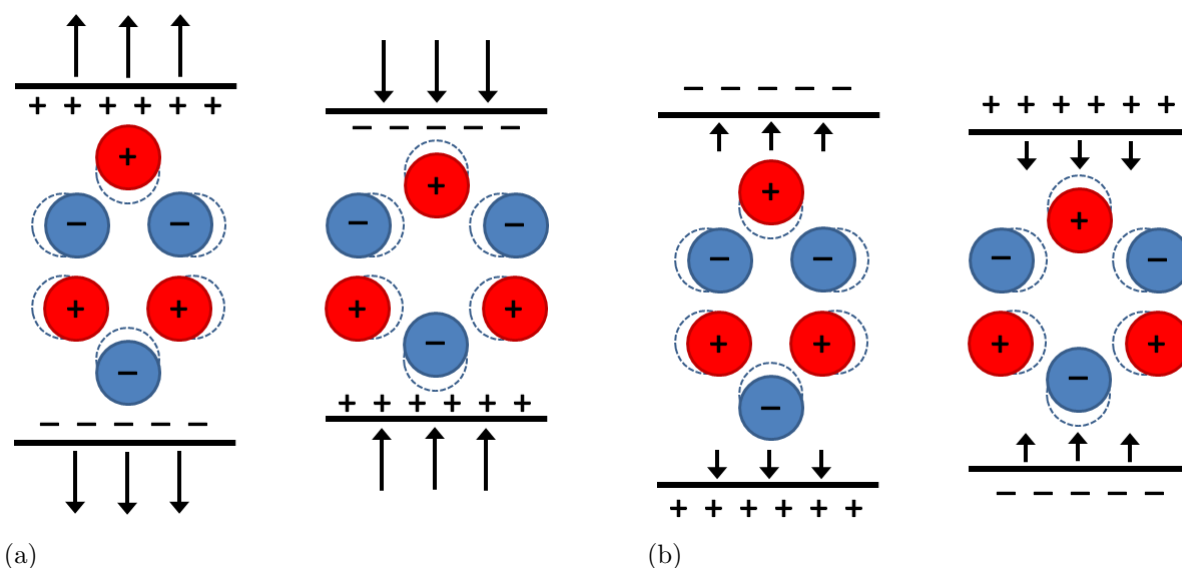
Některé přirozené nebo uměle vyrobené krystalické látky vykazují piezoelektrické vlastnosti. Ionty, které v takové látce vytvářejí krystalickou mřížku, jsou uspořádány takovým způsobem, že při deformaci krystalu vzniká na povrchu krystalu elektrický náboj, a krystal se naopak deformuje, je-li na něj 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 nízký výkon, 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 děje<sup>7</sup>.

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  $\alpha$ , hustotě  $\rho$  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/cm<sup>2</sup> 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.

<sup>7</sup>Nachází-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 (až  $10^3 \text{ K}$ ) a silným tlakovým rázem (až  $10^6 \text{ Pa}$ ). 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  $1 \text{ W/cm}^2$ . 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 plynou. Při kolapsu naopak dochází 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 pak často projevuje zejména mikroproudění (cirkulace tekutiny) v blízkosti akustických rozhraní. 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  $MI > 0,2$ .

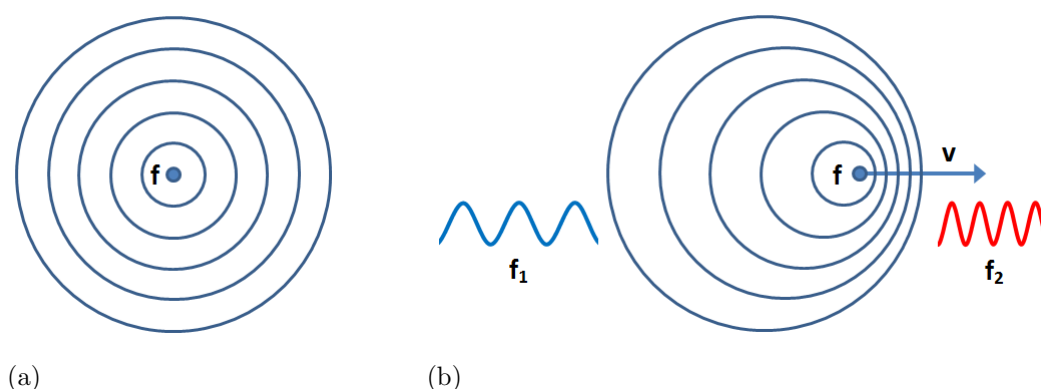
## 2.5 Dopplerův jev

Jako Dopplerův jev<sup>8</sup> 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:

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

---

<sup>8</sup>Nazývaný 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  $f_d$ :

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

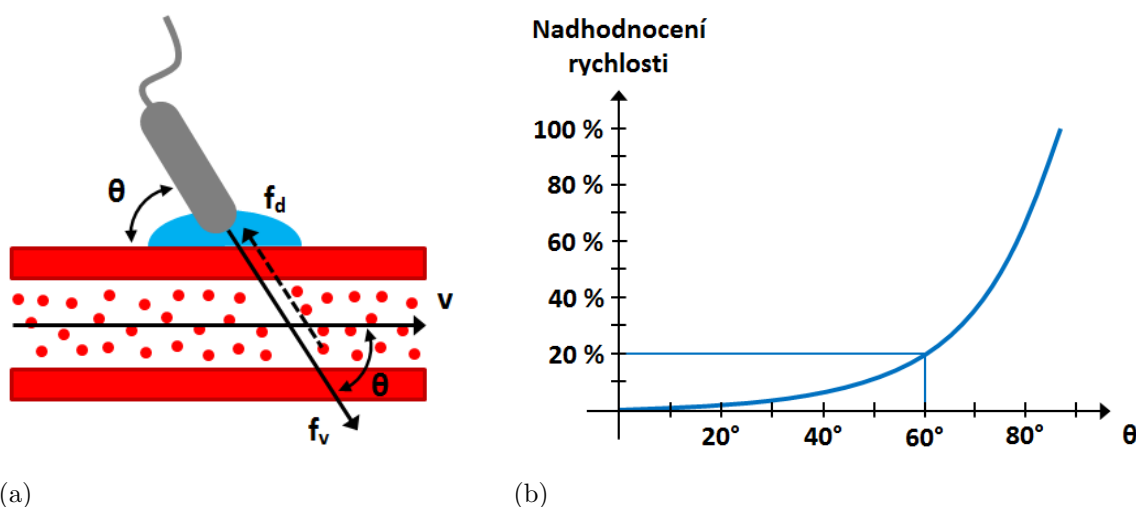
Kde:

- $c$  : 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  $\theta$  (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  $\theta$ , který svírá směr vysílaného ultrazvukového vlnění s vektorem rychlosti pohybu měřeného tělesa. (b) Kritické nadhodnocení ( $>20\%$ ) naměřené rychlosti vzniká především při dopplerovských úhlech  $\theta$  vyšších než  $60^\circ$ .

měřeného tělesa (viz obrázek 2.5a). Velikost dopplerovského úhlu je zásadní pro přesné stanovení rychlosti pohybu. Kritické nadhodnocení ( $>20\%$ ) vyhodnocené rychlosti pohybu (rovnice 2.16) vzniká především při dopplerovských úhlech  $\theta$  vyšších než  $60^\circ$  (viz obrázek 2.16b). Úhel  $60^\circ$  je proto mezinárodně uznáván jako 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 situace existuje především v těsné blízkosti ústí velkých tepen. Se zvyšující se vzdáleností dostává profil proudění 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).

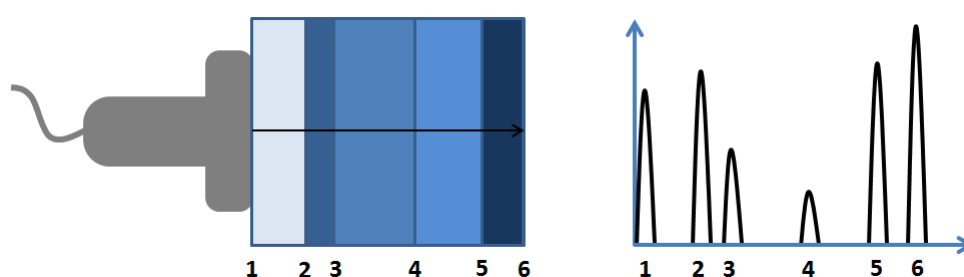
Diagnostickým ultrazvukem můžeme vyšetřovat prakticky všechny tělní orgány, kromě orgánů naplněných vzduchem (např. střeva nebo plíce). Při dopadu ultrazvukových vln na rozhraní tkáň-vzduch totiž dochází k velmi intenzivnímu (až totálnímu) odrazu a jen velmi malá část energie vlnění prochází přes rozhraní 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: TGC (z angl. Time Gain Control – časová kompenzace zisku) nebo DGC (z angl. Depth Gain Control – hloubková kompenzace zisku). Technika TGC prodlužuje čas na záznam signálů z větších hloubek; metoda DGC více zesiluje signály přicházející z větších hloubek. Výsledkem je rovnoměrné rozložení jasu v celém obraze.

## 2.7 A-mód

Nejjednodušší modalitou ultrazvukového obrazu je jednorozměrný A-mód (z angl. Amplitude). Tento mód zaznamenává amplitudy (výchylky) elektrických signálů vzniklých na přijímacím měniči po detekci ultrazvukových odrazů na jednotlivých rozhraních. Polohy výchylek v obraze odpovídají místům odrazu ultrazvuku ve tkáni; velikost amplitudy výchylek informuje o množství odražené akustické energie (viz obrázek 2.6). A-mód dnes nachází uplatnění zejména v oftalmologii a v otorinolaryngologii.



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

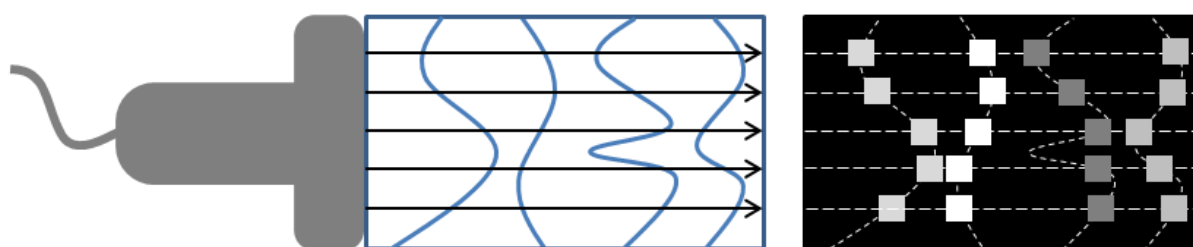
## 2.8 B-mód

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 zastaralého statického B-zobrazení se v medicínské praxi používá především dynamické B-zobrazení v reálném čase, statické 3D zobrazení nebo dynamické 3D zobrazení v reálném čase (tzv. 4D zobrazení). Dynamické zobrazení umožňuje v čase 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:

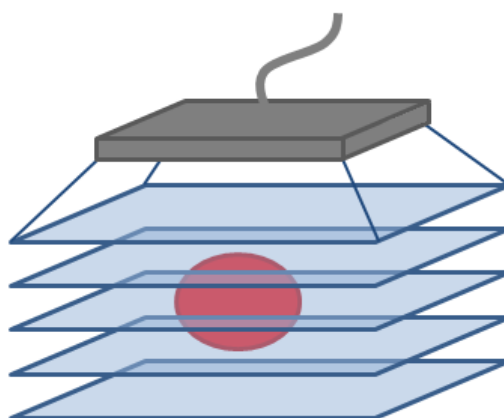
- *Hyperechogenní struktury*: Vykazují silné odrazy ultrazvuku a jsou zobrazeny jasnými/bílými pixely. Např. kosti, kalcifikace, konkrementy, aj.
- *Hypoechogenní struktury*: Vykazují slabé odrazy ultrazvuku a jsou zobrazeny tmavými/šedými pixely. Např. měkké tkáně, patologická ložiska, aj.

- *Anechogenní struktury*: Jsou zobrazeny bez jasu/černými pixely. Např. homogenní struktury, tekutiny, aj.
- *Izoehogenní struktury*: Jsou různé struktury, které se vyznačují stejnou echogenitou (jasem).

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, tj. uzavřené ve vhodném obalu nejčastěji z biopolymeru.

## 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: pulzní 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.

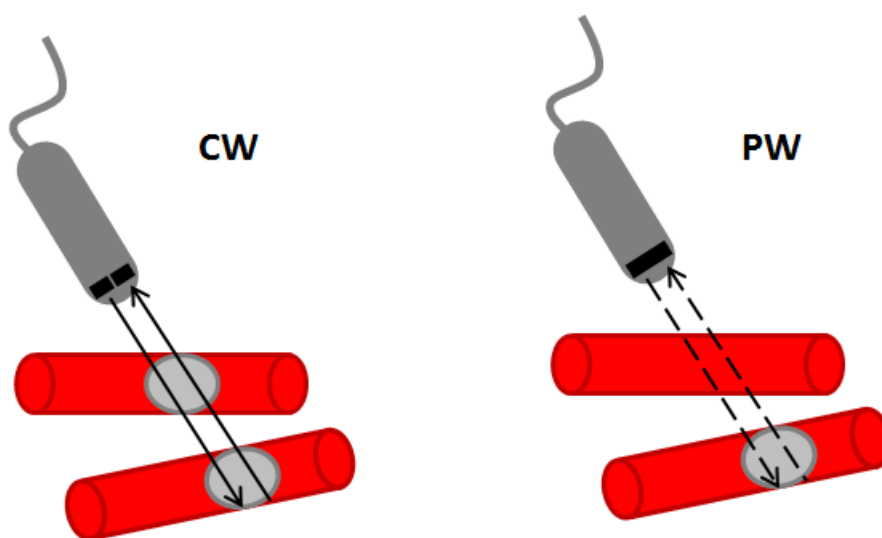
### 2.10.1 Pulzní dopplerovské systémy

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

Pulzní 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 pulzních dopplerovských systémů je existence maximální měřitelné rychlosti pohybu, která je dána dopplerovským frekvenčním posuvem, a která souvisí s opakovací frekvencí vysílání pulsů. 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 pulsů 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 pulzní (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.

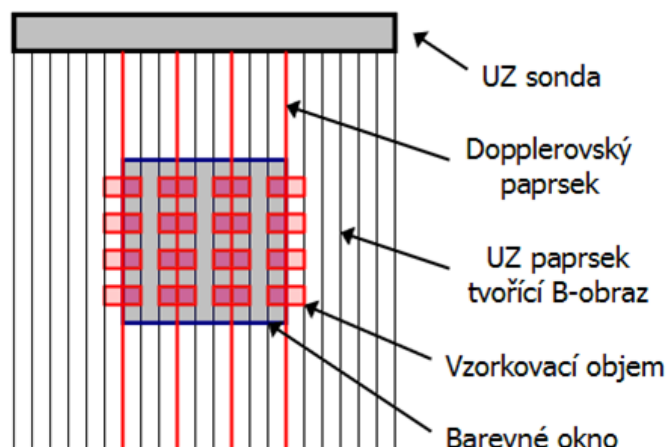
Dle konstrukce se CW dopplerovské přístroje rozlišují na směrové nebo nesměrové. Nesměrové systémy poskytují informaci pouze o průměrné průtokové rychlosti, bez možnosti směrového rozlišení, u směrových systémů je možné zaznamenat jak dopředné (pohyb směrem k sondě), tak i zpětné (pohyb směrem od sondy) 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 pulzních 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  $90^\circ$ . 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 vzoleného 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 pulzní dopplerovské systémy. Zejména je zde omezení související s opakovací frekvencí pulzů (Nyquistův limit) a značná závislost naměřených výsledků rychlosti pohybu na dopplerovském úhlu.

## 2.11 M-mód

Dynamický A-mód, označovaný také jako M-mód (z angl. Motion – pohyb), příp. TM-mód (z angl. Time Motion), je jednorozměrné zobrazení zkoumané oblasti v čase. Princip zobrazení je stejný jako v případě A-zobrazení (viz kapitola 2.7), ale výsledná 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 modalitty: dynamické B-zobrazení, spektrální Doppler a barevný Doppler.

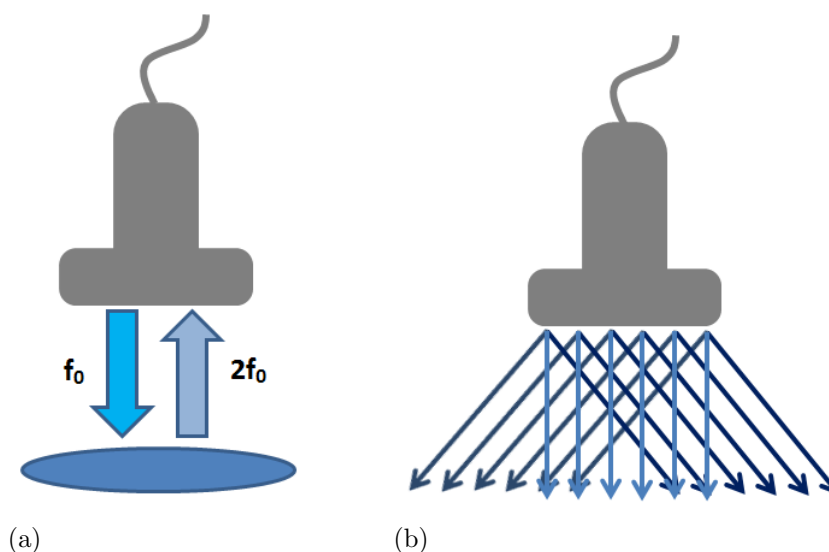
### 2.13 Harmonické zobrazení

Harmonické zobrazení (Tissue Harmonic Imaging – THI) umožňuje potlačit slabé signály způsobené artefakty, které se objevují především v oblastech vyplněných tekutinou (např. srdce, cysty) a způsobují problém také u obézních pacientů (tzv. efekt tukové tkáně). Ultrazvukové vlnění o frekvenci  $f_0$  se při šíření tkáněmi díky akustickému odporu částečně transformuje a vznikají vlny o harmonických frekvencích:  $2f_0, 3f_0, \dots$ . Tkáň tedy odrazí nejen základní frekvenci ultrazvukové vlny, ale také vyšší harmonické frekvence. Silným zdrojem harmonických frekvencí jsou také echo-contrastní látky. Transformace je výraznější pro ultrazvukové vlny s velkou amplitudou. U slabých odrazů, které způsobují artefakty, je však transformace podstatně slabší. Harmonické zobrazení tohoto efektu využívá tak, že jsou přístrojem detekovány pouze druhé harmonické frekvence ( $2f_0$ ) odražených ultrazvukových vln. Slabé odrazy, které druhé harmonické frekvence prakticky neobsahují, jsou potlačeny. Výsledkem je jasnější a čistější obraz s vyšším 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 odraží zpět k měniči a poskytují měřitelný signál. Compound imaging lze využít u lineárních i zakřivených



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

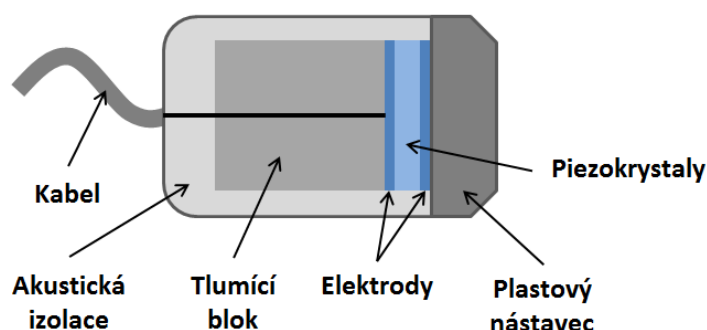
měníčů. Vychylování ultrazvukových paprsků do různých směrů se provádí elektronicky. Metoda zvyšuje kvalitu a rozlišení obrazu a redukuje akustický šum a výskyt některých obrazových artefaktů. Nevýhodou metody je částečná ztráta časového rozlišení a zhoršená možnost detekce pohybu, protože výsledný snímek 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 ztlumením 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<sup>9</sup>. Takové měniče pak asi 99,5 % provozní doby přijímají odrazy ultrazvuku a v pouhých 0,5 % doby ultrazvuk vysílají. 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 vhodného materiálu, 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. Nejčastěji se používají ultrazvukové gely, případně minerální nebo rostlinné oleje. V akutním případě se může použít i voda. Její nevýhodou je však to, že se v případě měření člověka působením jeho tělesného tepla z povrchu velice rychle vypařuje.

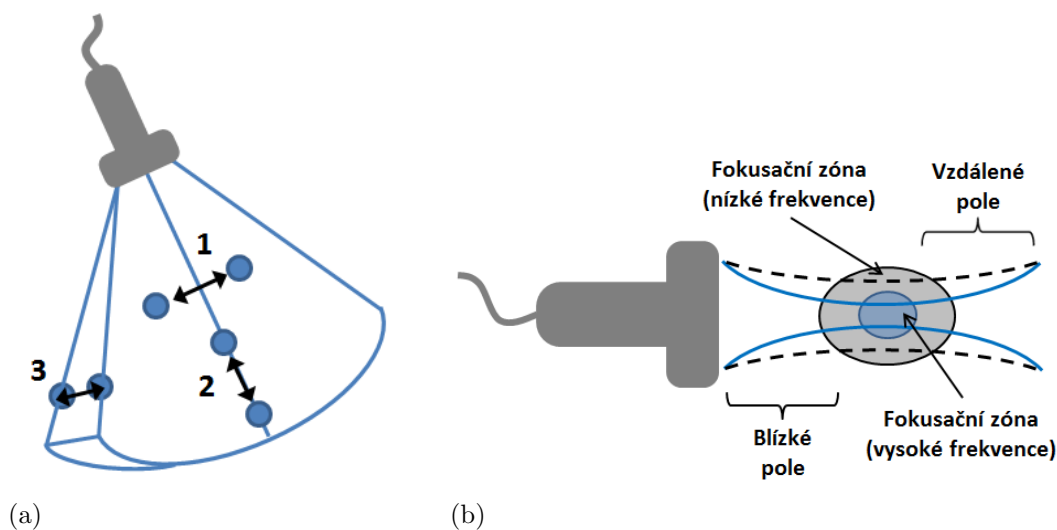


Obrázek 2.12: Konstrukce ultrazvukové sondy.

### 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

<sup>9</sup>Odtud název měnič nebo-li transducer.



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.

zóny), ve kterém je dosaženo maximálního rozlišení. Ultrazvukovou vlnu 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

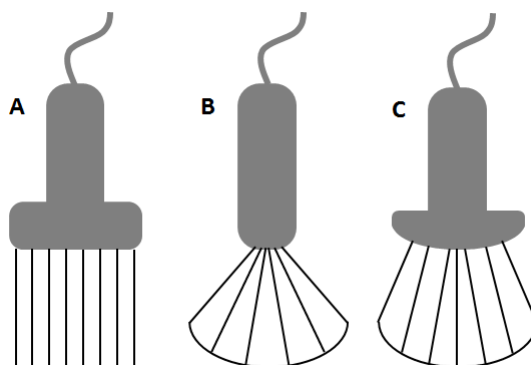
Ultrazvukové sondy použité k pořízení obrazu mají také rozhodující vliv na dosaženou rozlišovací schopnost. Rozlišovací schopností rozumíme nejmenší možnou vzdálenost mezi dvěma strukturami, které jsou ve výsledném obraze zobrazeny jako dva odlišitelné objekty. Obecně se můžeme setkat se třemi typy rozlišení: 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. Modernější lineární sondy mohou mít uspořádání měničů v podobě několika soustředných prstenců (tzv. annular array), což umožňuje mnohem lepší fokusaci ultrazvuku v celé délce paprsku a tím i vysokou rozlišovací schopnost.



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  $90^\circ$  (nejčastěji je to však mezi  $80^\circ$  a  $90^\circ$ ). 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. akustického okna), což je důležité např. při vyšetření srdce nebo jater z mezižebních prostor.

### 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  $60^\circ$  a  $90^\circ$ .

### 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.

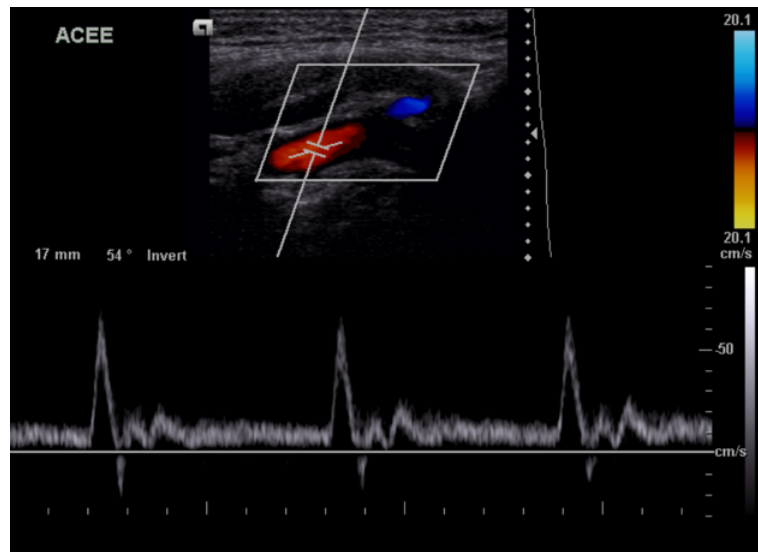
## 2.16 Konstrukce ultrazvukových přístrojů

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) měničů. Součástí generátorů je laditelný RLC obvod (oscilátor) napojený na elektroakustický měnič. Frekvence kmitů oscilátoru, a tedy

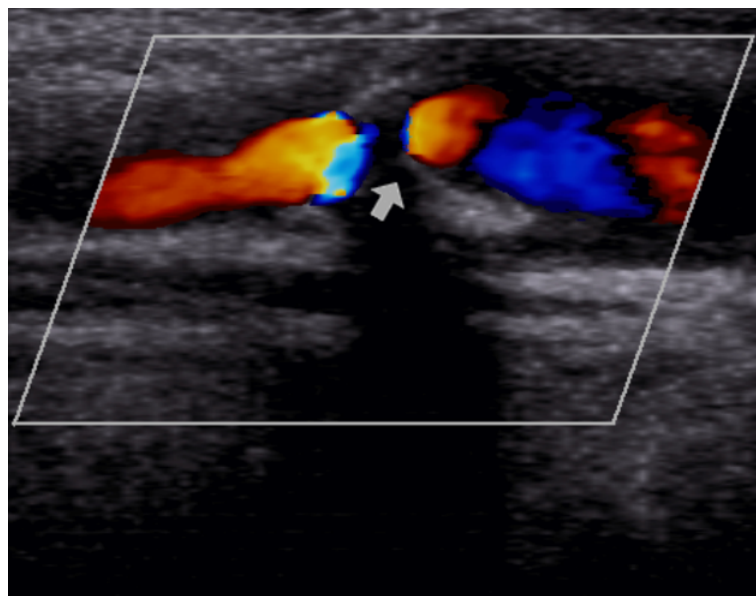
i měniče, se upravuje změnou indukčnosti (L) cívky nebo kapacity (C) kondenzátoru. Generátory pro tvorbu ultrazvukových pulzů jsou doplněny o spínač (např. dioda), po jehož sepnutí se elektrická energie nahromaděná v kondenzátoru uvolní přes elektroakustický měnič za vzniku krátkého elektrického pulzu pro vybudení 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.



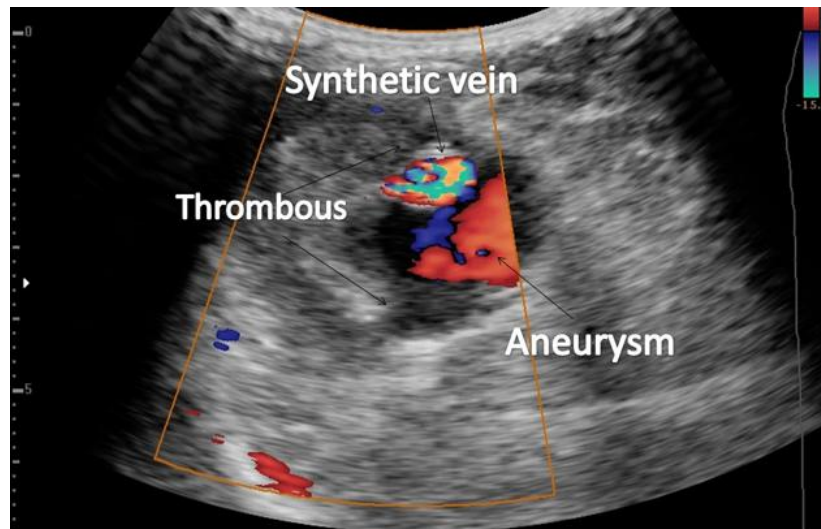
Obrázek 2.15: Typická dopplerovská křivka zevní krční tepny. Tvar křivky je charakteristický prudkým vzestupem rychlosti toku krve během systoly, rychlým poklesem rychlosti toku k původním hodnotám a pomalým tokem v diastole.

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



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

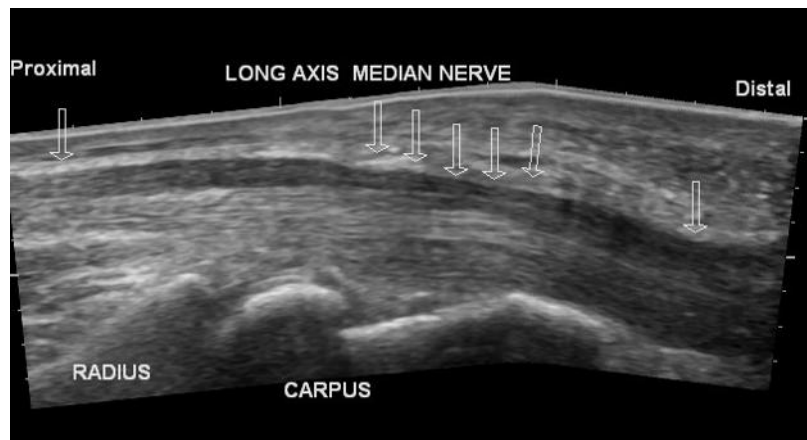
Zdroj: Dr Saeed Soltany Hosn, <http://www.radiopaedia.org/>.



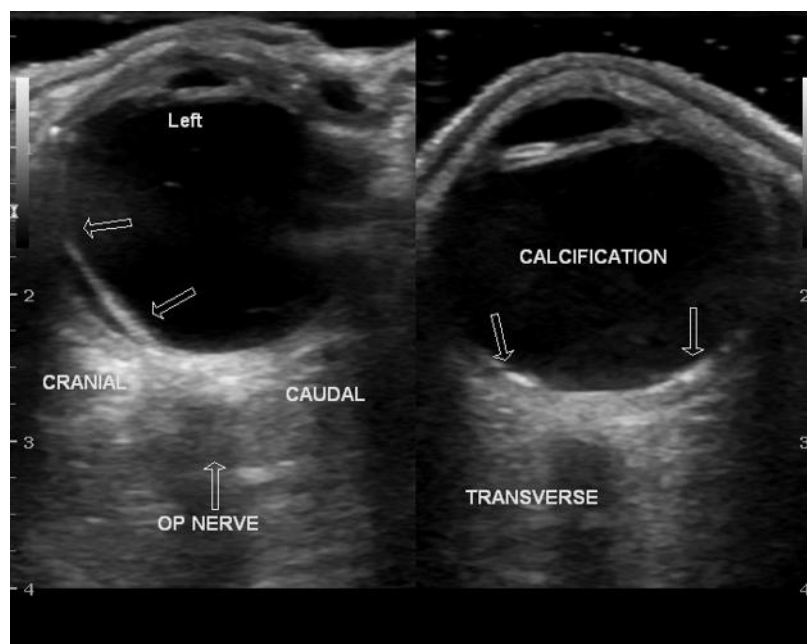
Obrázek 2.17: Aneurysma brachiální tepny na barevném Doppleru.  
Zdroj: Dr Bruno Di Muzio, <http://www.radiopaedia.org/>.



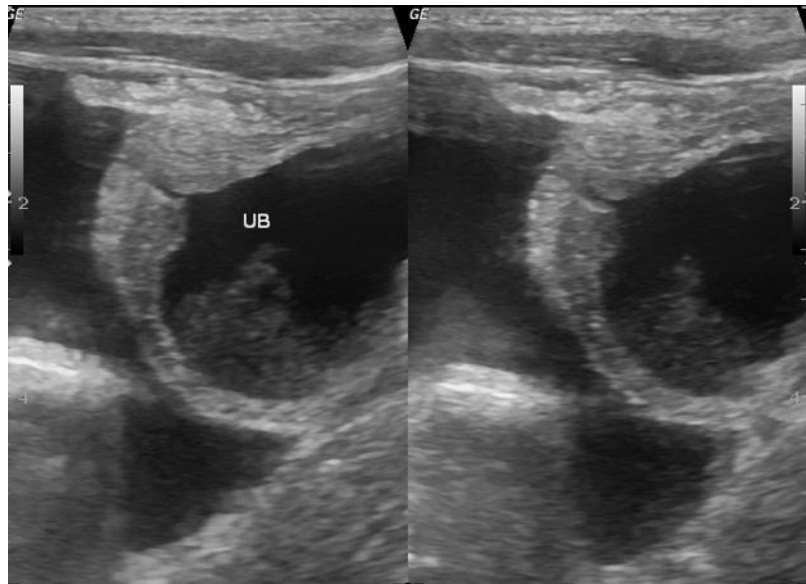
Obrázek 2.18: Dva žlučové kameny uvnitř žlučníku. Žlučové kameny vytvářejí charakteristické akustické stíny, kterými se odlišují např. od žlučnickových polypů.  
Zdroj: Dr Andrew Dixon, <http://www.radiopaedia.org/>.



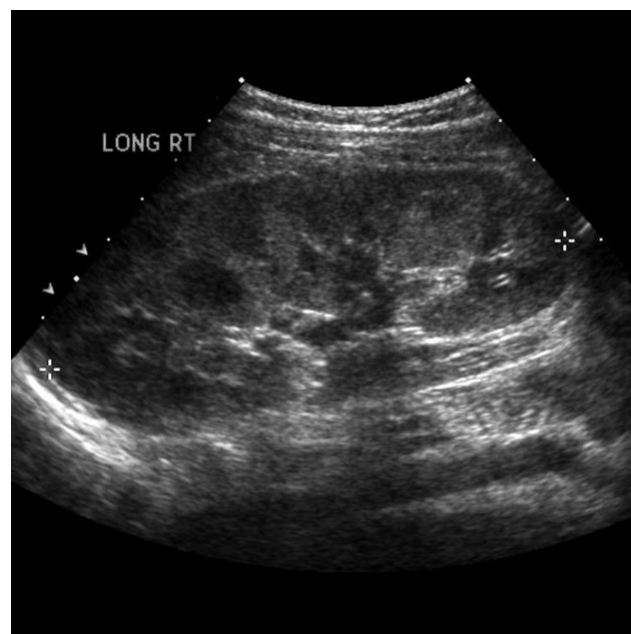
Obrázek 2.19: Syndrom karpálního tunelu v panoramatickém obraze – útlak n. medianus (šipky). Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



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

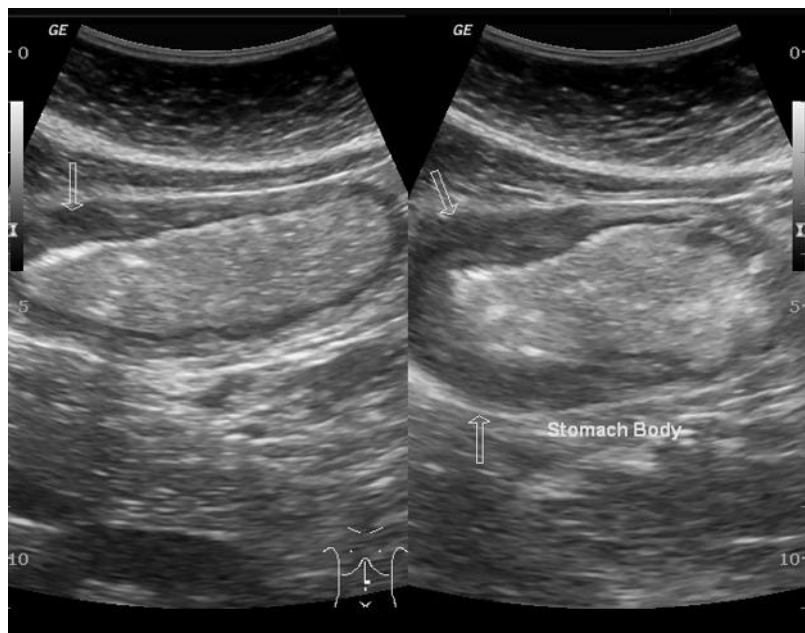


Obrázek 2.21: Ruptura močového měchyře (UB) po poranění břicha.  
Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



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/>.

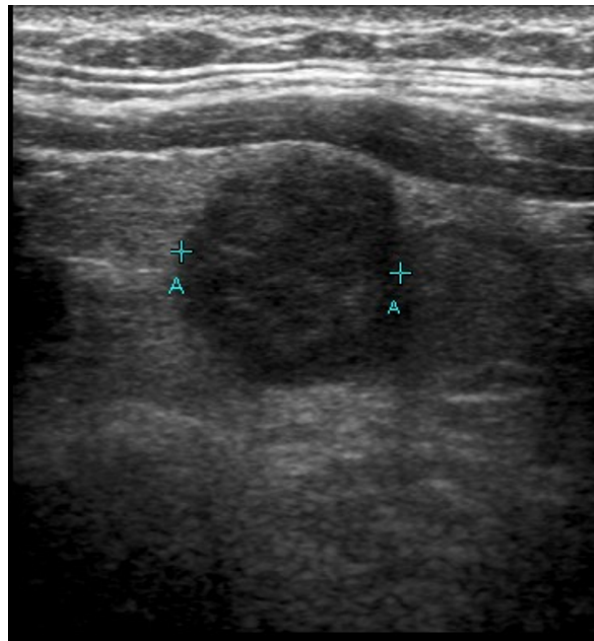




Obrázek 2.23: Karcinom žaludku se ztluštěním žaludeční stěny.  
Zdroj: Dr Maulik S Patel, <http://www.radiopaedia.org/>.



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 ( $^1\text{H}$ ): 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 ( $^{13}\text{C}$ ), fluoru ( $^{19}\text{F}$ ), sodíku ( $^{23}\text{Na}$ ) nebo fosforu ( $^{31}\text{P}$ ). 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 diskrétních 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 ( $\hbar = h/2\pi \doteq 1,05 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$ ).

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

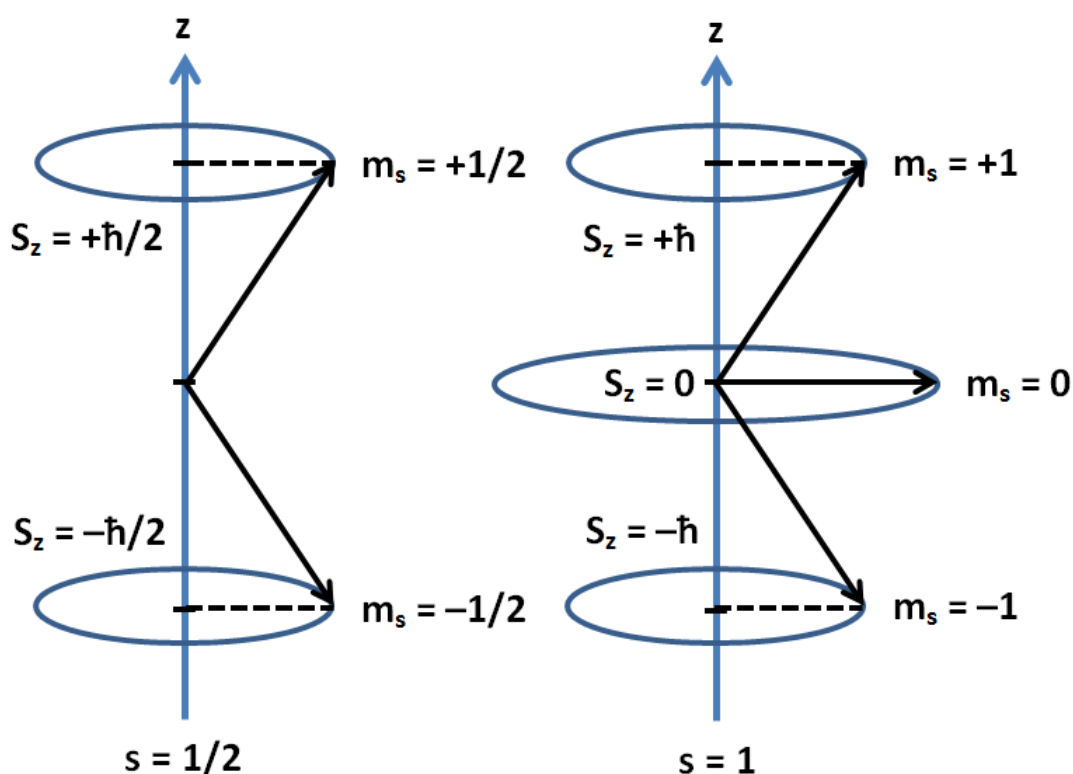
Kvantován je také průmět spinu do libovolné osy (např. osy  $z$ ). Velikost průmětu závisí na spinovém magnetickém čísle  $m_s$ , které může nabývat pouze hodnot:  $-s, -s+1, \dots, s-1, s$ .

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

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 pouze 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 indukcí<sup>1</sup> v okolí částice generuje magnetické pole popsané spinovým magnetickým dipólovým momentem  $\mu$ . 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  $z$ :

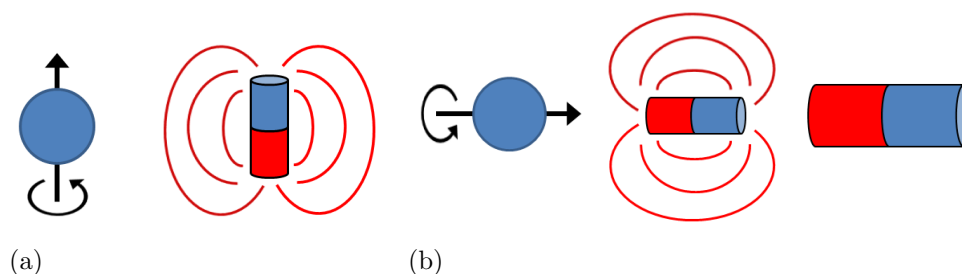
$$\mu_z = \gamma S_z \quad (3.4)$$

Konstantou úměrnosti v rovnicích 3.3 a 3.4 je gyromagnetický poměr  $\gamma$ , který je charakteristický pro každou částici (různý pro různé částice). Vektor spinového magnetického momentu  $\mu$  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)<sup>2</sup>. 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

<sup>1</sup>Zákon 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 indukci magnetického pole popsaného vektorem magnetické indukce  $\mathbf{B}$ .

<sup>2</sup>Výjimkou 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.

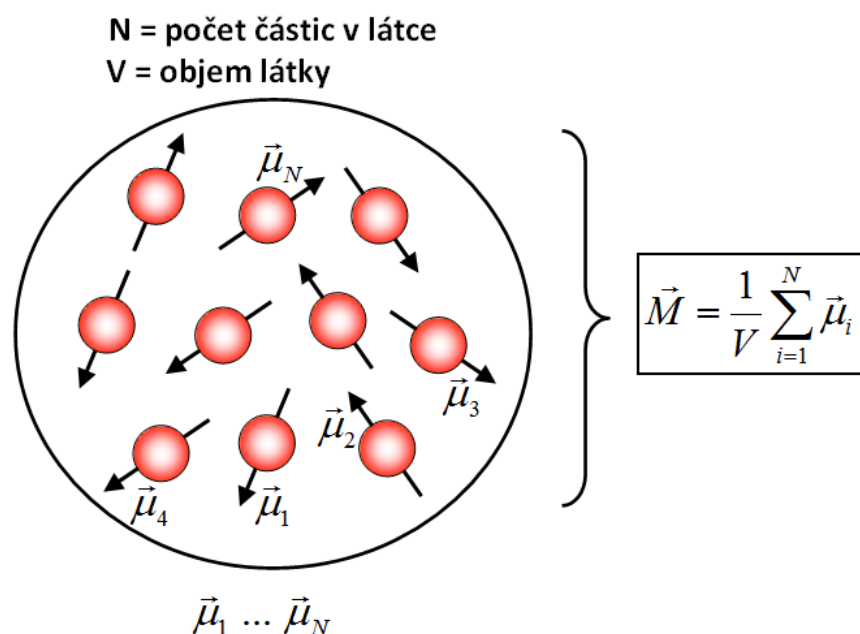
zobrazované jádro vodíku ( $^1\text{H}$ ) je tvořeno jediným nukleonem (protonem) a tuto vlastnost splňuje.

### 3.3 Vektor magnetizace

Každá látka i biologická tkáň jsou složeny z jednotlivých částic. Jestliže má každá částice s nábojem magnetický moment  $\mu$ , 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  $\mu$  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  $M$ .

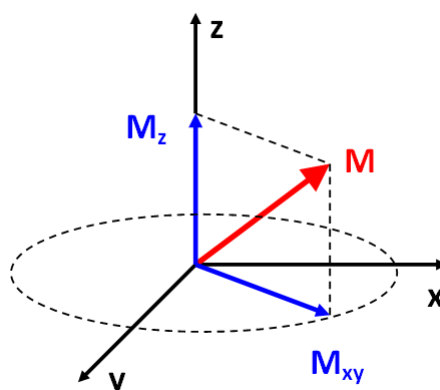
Umístíme-li látku do vnějšího magnetického pole, vyvolá indukce tohoto pole v látce dvě situace:

- 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 zákona<sup>3</sup>:

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

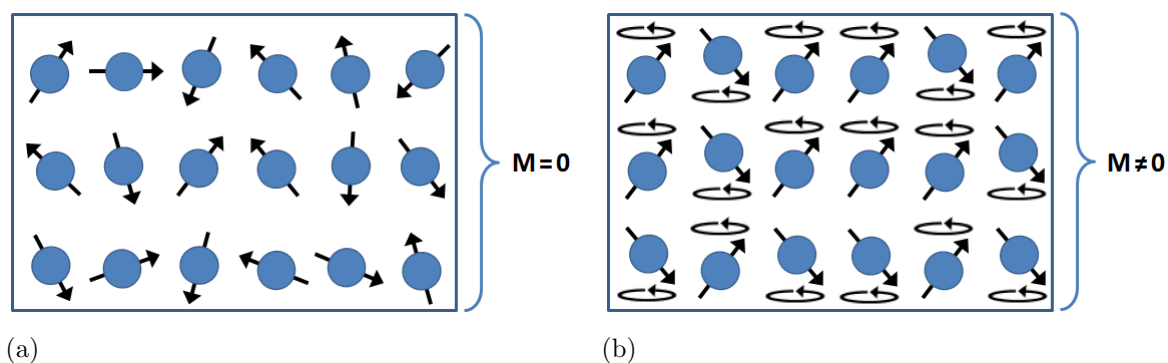
Kde:

- $N_\alpha$  : počet částic na nižší energetické hladině
- $N_\beta$  : počet částic na vyšší energetické hladině
- $\Delta E$  : 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

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

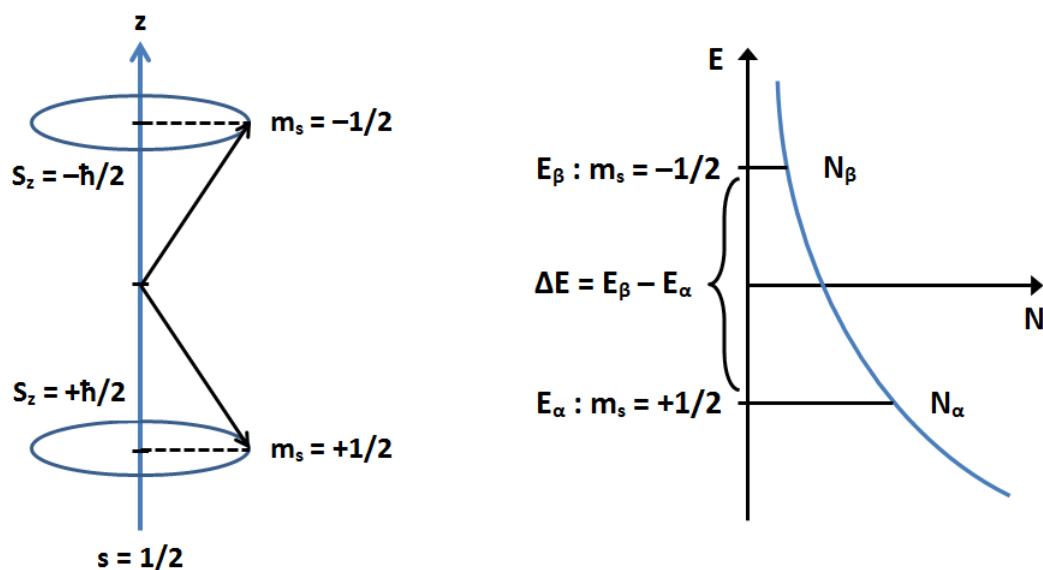


Obrázek 3.5: (a) Látka umístěná mimo magnetické pole: Magnetické momenty částic látky jsou orientovány náhodně všemi směry, navzájem se vyruší a celkový magnetický moment látky (vektor magnetizace) je roven nule ( $M = 0$ ). (b) Látka umístěná v magnetickém poli: Magnetické momenty částic látky se zorientují 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 ( $^1\text{H}$ ) 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 obsazenost částic na jednotlivých hladinách. Ve stavu s nižší energií se nachází v termodynamické rovnováze více částic látky než ve stavu s vyšší energií.

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  $\gamma$ :

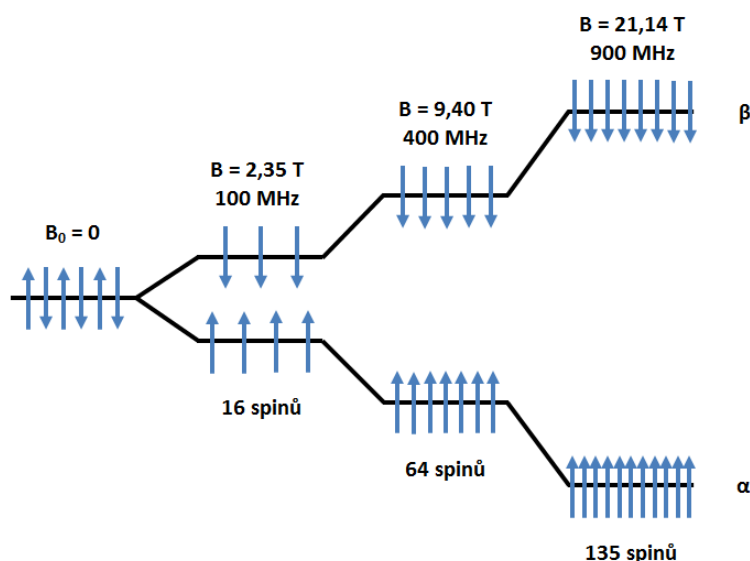
$$\omega_0 = \gamma B_0; \quad f_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \quad (3.6)$$

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  $\mu$ , indukci vnějšího magnetického pole  $B_0$  a kosinu úhlu  $\theta$ , 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 ( $1\text{H}$ ) 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.

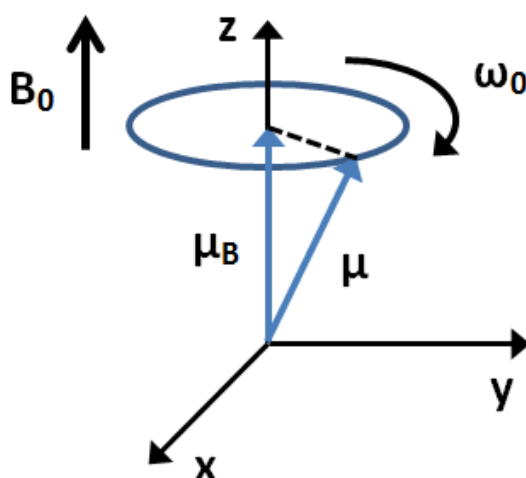
Již víme, že magnetické momenty jader vodíku ( $1\text{H}$ ) mohou v magnetickém poli zaujmout pouze dvě možné orientace – souhlasnou a nesouhlasnou se směrem indukce vnějšího pole. Každý stav má jinou energii, kterou lze vyjádřit kombinací rovnic 3.2, 3.4 a 3.7:

$$E_\alpha = -\frac{\gamma\hbar B_0}{2} \quad (3.8)$$

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

Energetický rozdíl mezi stavem s nižší energií (souhlasná orientace) a stavem s vyšší energií (nesouhlasná orientace) je potom s přihlédnutím k rovnici 3.6 roven:

$$\Delta E = hf_0 = \gamma\hbar B_0 \quad (3.10)$$



Obrázek 3.8: Precesní pohyb magnetického momentu  $\mu$  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  $\Delta E$  mezi oběma hladinami (viz rovnice 3.10). Frekvence  $f_0$  odpovídající energii přechodu se označuje jako rezonanční (Larmorova) frekvence<sup>4</sup>. 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  $\Delta E$  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.

<sup>4</sup>Odtud plyne název metody

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 [%]	$\gamma$ [ $10^7 \cdot \text{rad } T^{-1} s^{-1}$ ]	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  $\gamma$  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:

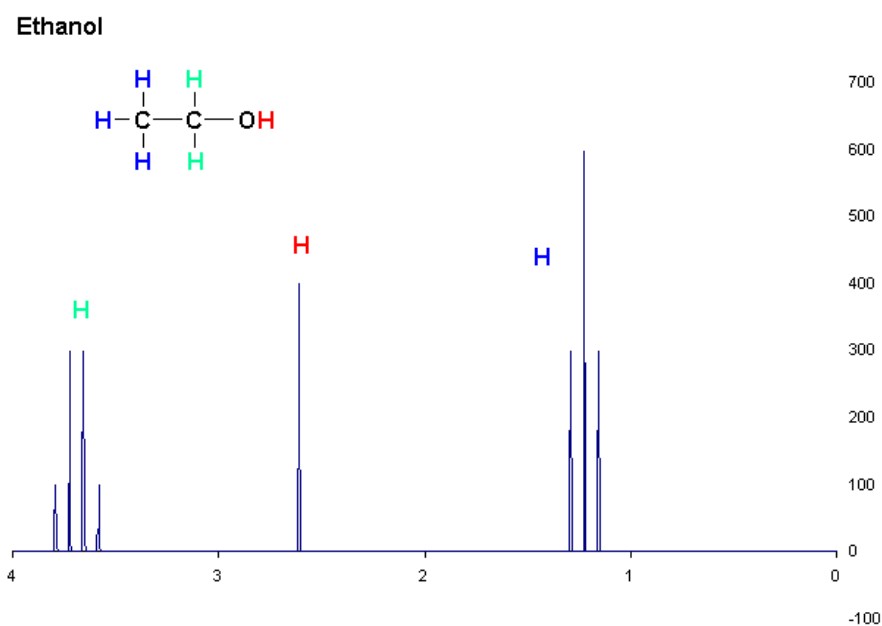
$$\Delta E = hf_0 = \hbar\gamma(B_0 + B_i) \quad (3.11)$$

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 ( $^1\text{H}$ ) 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. Resonanční frekvence částic se typicky pohybuje v oblasti spektra rádiových vln (např. 63,87 MHz pro jádra vodíku  $^1\text{H}$  při velikosti magnetického pole 1,5 T), proto excitační pulzy označujeme častěji jako radiofrekvenční (RF) pulzy. Pokud je frekvence RF pulsu 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 částečně nebo úplně vyrovnají a vektor magnetizace v longitudinálním směru se zmenšuje nebo zcela zaniká ( $M_z \rightarrow 0$ ).
- 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 transverzální složky magnetických momentů částic orientovány náhodně a navzájem se vyruší. Vektor magnetizace v transverzálním

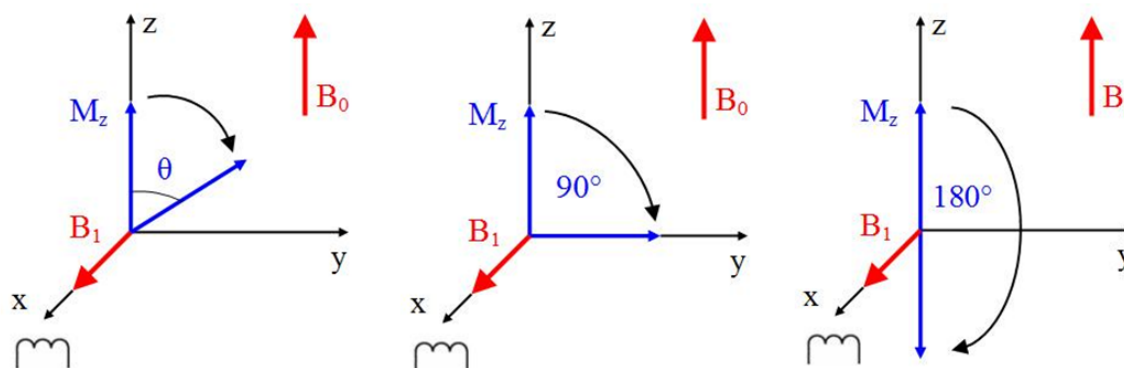


směru je v takovém případě nulový ( $M_{xy} = 0$ ). Aplikace RF pulzu vyvolá v látce synchronizaci, precesní pohyb všech částic se sfázuje, transverzální složky magnetických momentů částic zaujmou postavení v jednom směru a vektor transverzální magnetizace bude maximální ( $M_{xy} \rightarrow \max$ ). 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 pulzu<sup>5</sup>. 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  $\theta$ , 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  $90^\circ$  ( $M_z \rightarrow M_{xy}$ ) a  $180^\circ$  ( $M_z \rightarrow -M_z$ ). Příklad excitace je na obrázku 3.10.



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

<sup>5</sup>Elektromagnetické 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.

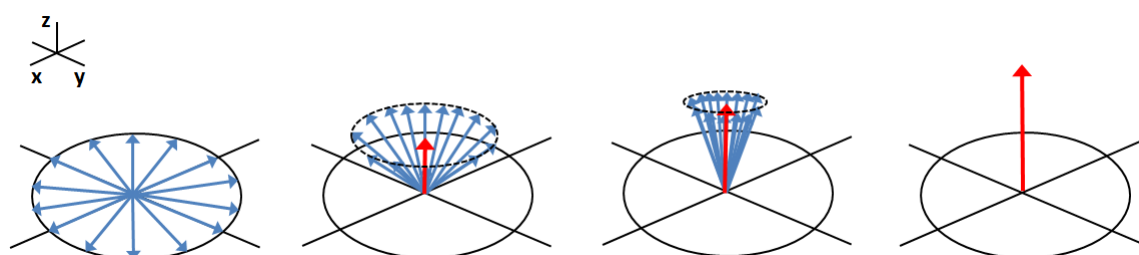
## 3.8 Deexcitace

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. Relaxačních mechanismů rozlišujeme dva typy podle druhu interakce magnetických momentů částic látky s okolím:

- Spin-mřížková interakce: T1 relaxace, podélná (longitudinální) relaxace
- Spin-spinová interakce: T2 relaxace, příčná (transverzální) 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.

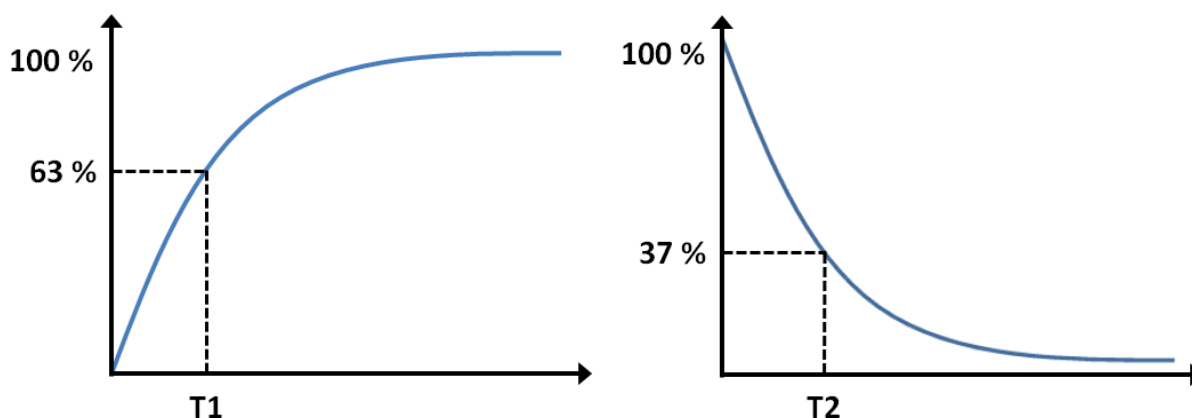


Obrázek 3.11: Podélná (longitudinální) relaxace způsobuje návrat vychýlených magnetických momentů (modrá) částic látky zpět do osy  $z$  a obnovuje longitudinální složku vektoru magnetizace (červená).

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 kombinací tří typů magnetických nehomogenit:

- Vnitřní nehomogenity ( $T2$ ): Jsou způsobeny fluktuacemi magnetických polí okolních částic v důsledku tepelného pohybu (magnetický šum).

- Vnější nehomogenity (T3): Jsou způsobeny změnami vnějšího magnetického pole  $\Delta B_0$ . Definice T3 nehomogenit je popsána rovnicí:

$$T3 \cong \gamma \frac{\Delta B_0}{\pi} \quad (3.14)$$

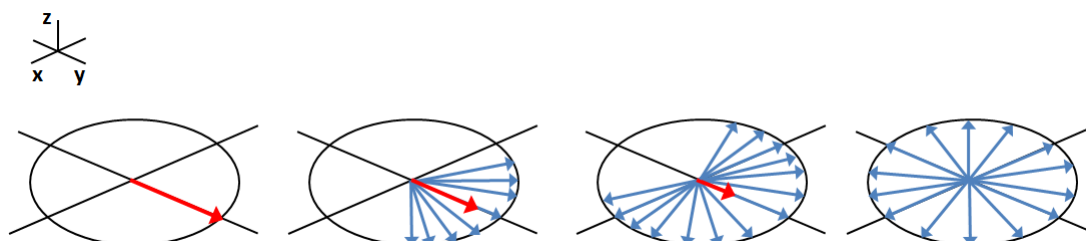
- Nehomogenity gradientních polí: Jsou popsány velikostí indukce gradientních magnetických polí  $G$  (viz kapitola 3.10).

Společné působení T2 a T3 nehomogenit vede k definici T2\* relaxace (rovnice 3.15), pokud se současně přidá také působení G nehomogenit, je výsledkem definice T2\*\* relaxace (rovnice 3.16):

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T3} \quad (3.15)$$

$$\frac{1}{T2^{**}} = \frac{1}{T2^* + \gamma GR} \quad (3.16)$$

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.

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.

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

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

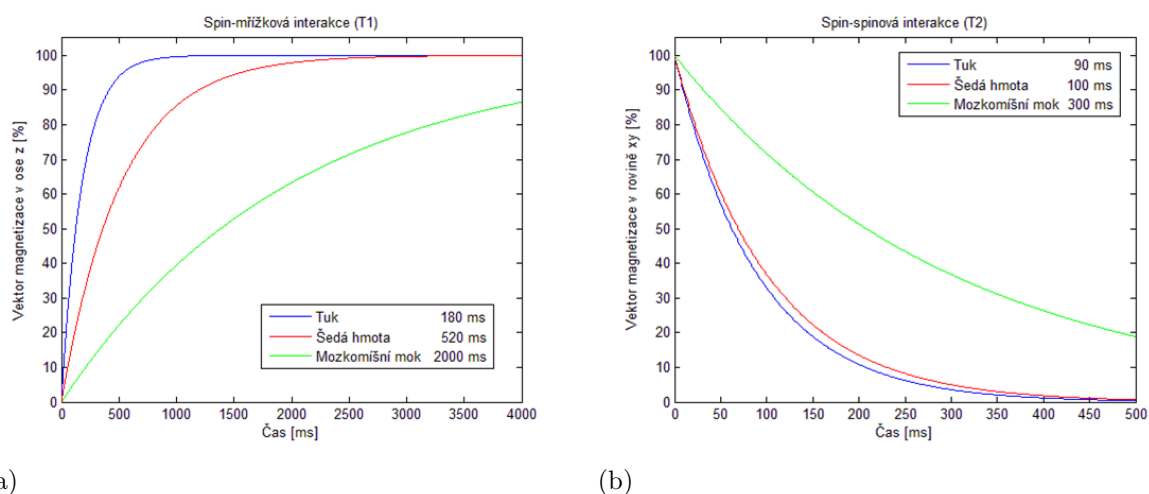
Velikost relaxačních časů T1 a T2 biologických tkání (viz tabulka 3.2) ovlivňuje mnoho faktorů: velikost molekul, typ chemických vazeb, teplota, koncentrace jader, aj. V lidském těle rozlišujeme především vodu, tkáňový parenchym, tuk a bílkoviny. Každá z těchto tkání ovlivňuje T1 a T2 časy jiným způsobem.

Vodíková jádra pevně vázaná v tukové tkáni nebo hydratačním obalu bílkovin mají termální frekvenci (termální pohyb, rotace, vibrace) blízkou rezonanční Larmorově frekvenci jader. Účinnost přenosu energie do okolní mřížky je velká a relaxační doba T1 tuku a bílkovin je velmi krátká. V molekulách vody mají vodíková jádra vyšší termální frekvenci než je Larmorova frekvence, a konstanta T1 vody je proto poměrně dlouhá. Pevná struktura tkáňového parenchymu má nižší termální frekvenci než voda a konstanta T1 parenchymu je tedy kratší než T1 vody, ale delší než T1 tuku.

Vlivem velkých vzdáleností vodíkových jader v molekulách vody se spin-spinová interakce projevuje minimálně a T2 vody je proto velmi dlouhá. V tkáňovém parenchymu jsou naopak vzájemné vzdálenosti vodíkových jader velmi malé (pevné vazby), spin-spinová interakce je velká a T2 parenchymu je mnohem kratší než T2 vody. Struktura tukové tkáně a bílkovin způsobuje menší rozfázování precesního pohybu jader než tkáňový parenchym, ale větší než voda. Konstanta T2 tuku a bílkovin tedy nabývá hodnot někde mezi T2 tkáňového parenchymu a vody.

### 3.8.5 Kontrastní látky

Podíváme-li se na hodnoty a grafy relaxačních časů T1 a T2 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.

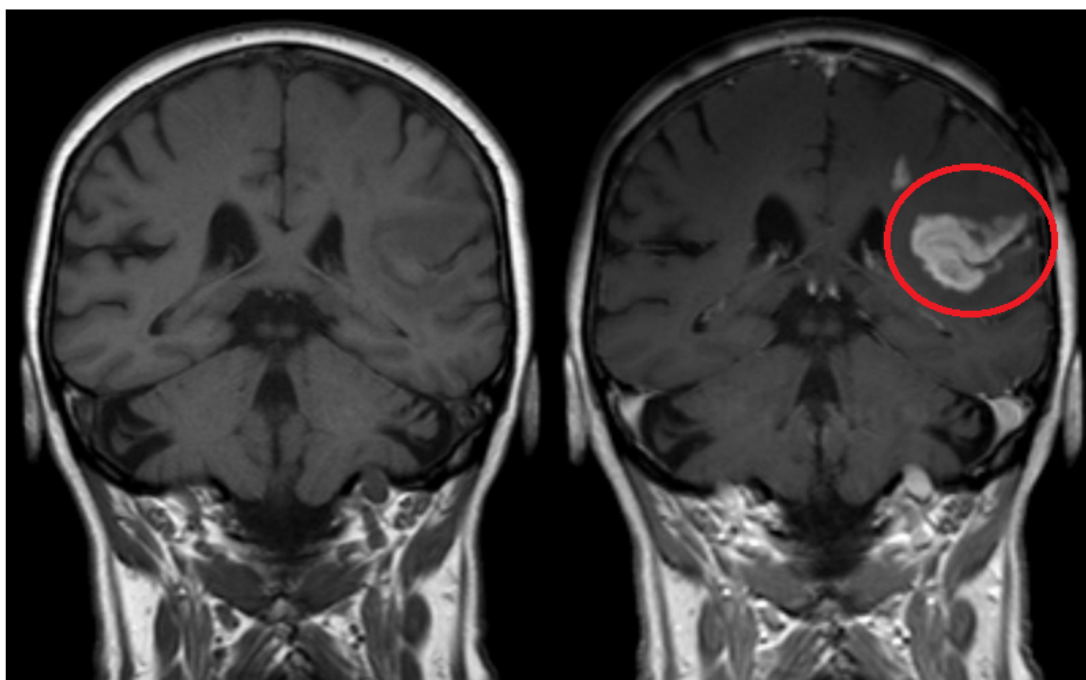


Obrázek 3.14: (a) Relaxační časy T1 a (b) relaxační časy T2 tukové tkáně, šedé hmoty mozku a mozkomíšního moku. Zatímco relaxační časy T1 těchto tří tkání jsou značně odlišné, při zobrazení T2 relaxačního času není v MRI obraze možné rozlišit signály od tukové tkáně a šedé hmoty mozku, protože obě tkáně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

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 plyny – např. helium (He) nebo xenon (Xe). Sloučeniny kovů se pro aplikaci chemicky vážou k vhodným látkám (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 %).

### 3.9 Detekce signálu

Po aplikaci vhodného RF pulzu (viz kapitola 3.7) je vektor magnetizace vychýlen o jistý úhel  $\theta$  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



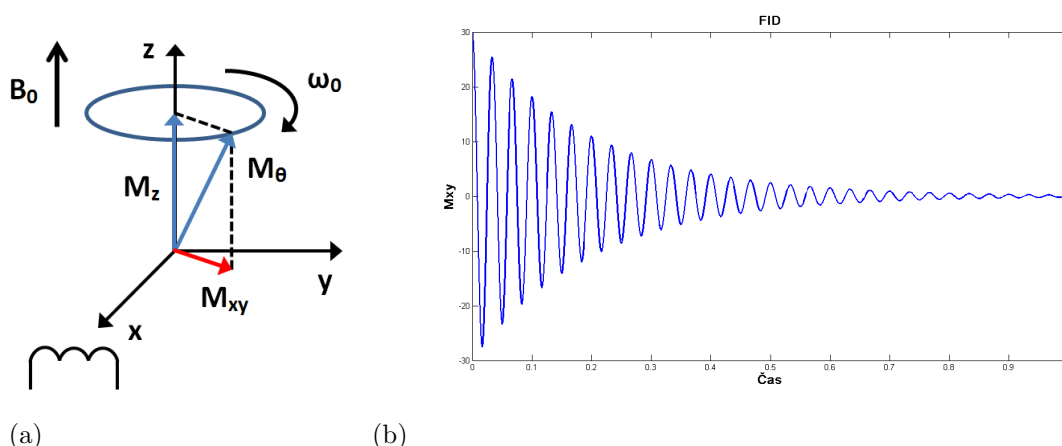
Obrázek 3.15: T1 obraz mozku s hematomem po mozkové mrtvice, zvýrazněný po aplikaci MRI kontrastní látky. Převzato z: [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Bluthirnschranke\\_nach\\_Infarkt\\_nativ\\_und\\_KM.png](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Bluthirnschranke_nach_Infarkt_nativ_und_KM.png).

$xy$  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).

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  $T2^*$



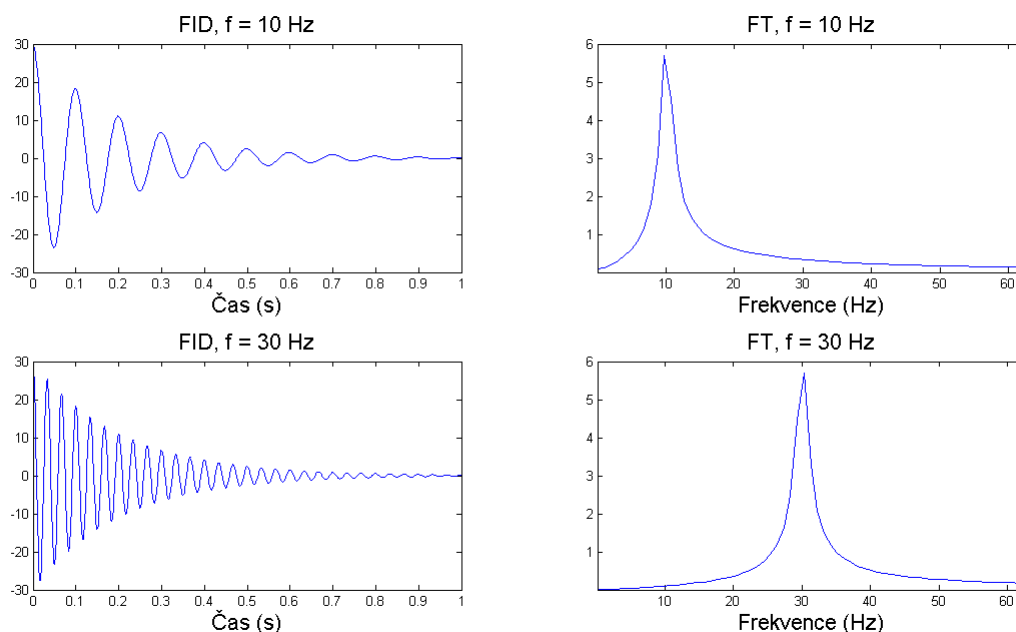


Obrázek 3.16: (a) Umístíme-li do roviny  $xy$  přijímací cívku, potom se v ní začne po skončení RF pulzu vlivem precesního pohybu vektoru magnetizace  $M_{xy}$  generovat magnetoelektrickou indukci střídavý proud s Larmorovou frekvencí  $f_0$ . (b) Volně indukovaný signál (FID) je složený ze dvou komponent.

Matematicky lze FID signál popsat rovnicí:

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

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  $\gamma$ ). Různé částice proto v magnetickém poli konají precesní pohyb s různou Larmorovou frekvencí a produkují odlišné FID signály. Chceme-li ze složitěho 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: Dva různé FID signály s frekvencí 10 Hz a 30 Hz (vlevo) a jejich frekvenční spektrum 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 voxelu<sup>6</sup> ve zvolené tomorovině – viz obrázek 3.21a. Součet všech tří gradientních polí je popsán rovnicí:

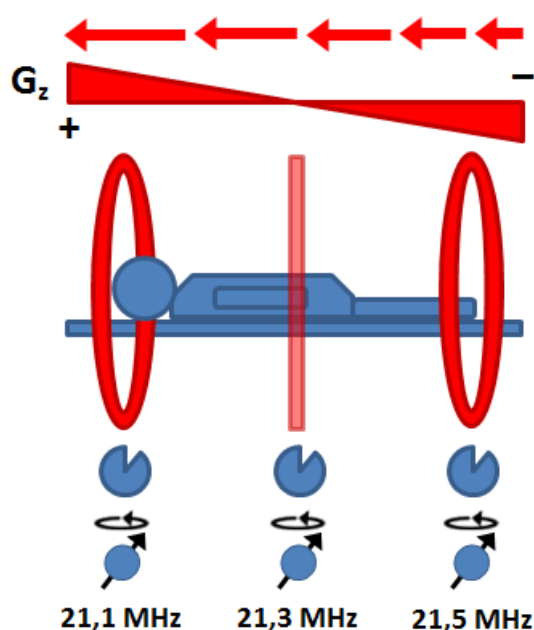
$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2} \quad (3.20)$$

<sup>6</sup>Voxel = Objemový element (z angl. Volumetric Pixel)

### 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, 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  $\Delta z$  je úměrná velikosti gradientu  $G_z$  a frekvenční šířce pásma excitačního RF pulzu  $\Delta\omega$ , která souvisí s délkou jeho trvání:

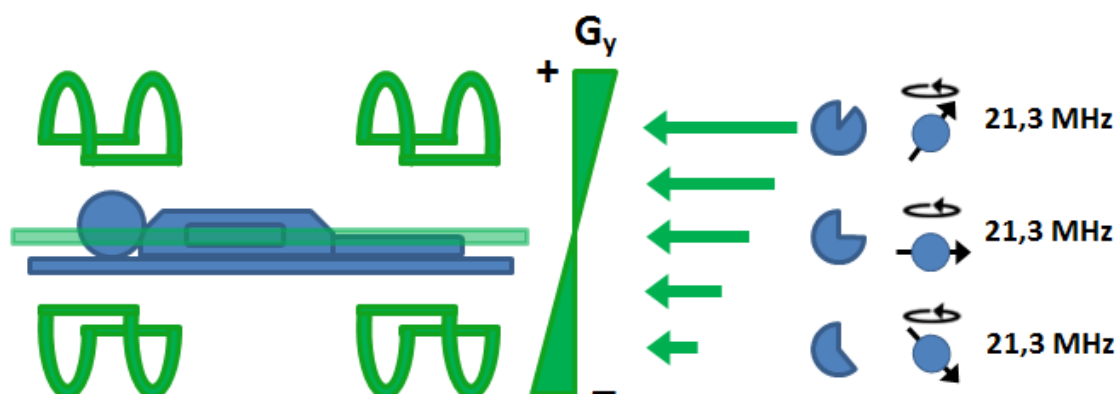
$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} \quad (3.21)$$



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).

### 3.10.2 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 tzv. fázové kódování.



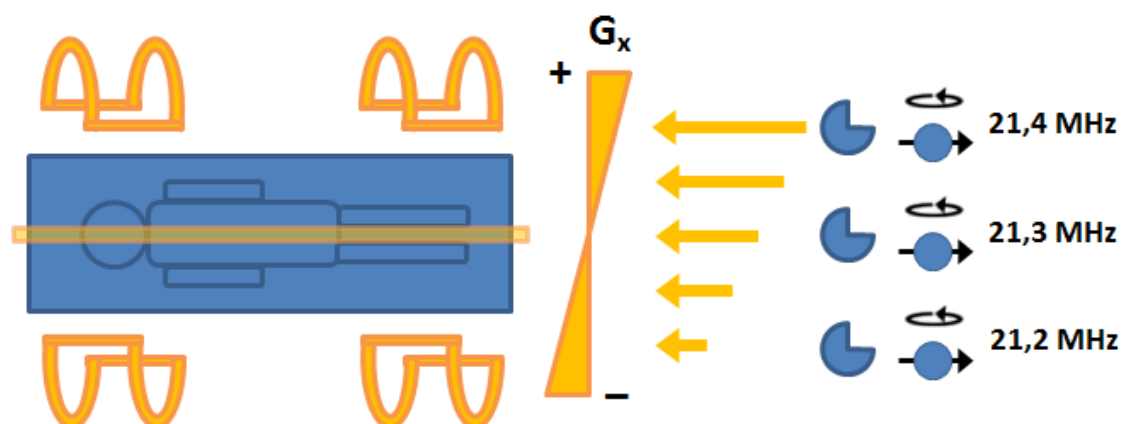
Obrázek 3.19: Částice na pozicích s vyšší hodnotou  $G_y$  precesují s vyšší Larmorovou frekvencí než jádra na pozicích s nižší hodnotou  $G_y$ . Po vypnutí gradientu  $G_y$  se Larmorova frekvence precesního pohybu částic opět sjednotí, ale fáze precese částic zůstane rozdílná.

### 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 precesujících částic, aplikací gradientu  $G_x$  se změní 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 tzv. frekvenční kódování.

### 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  $[x, y, z]$ ), ze které přichází měřený signál.



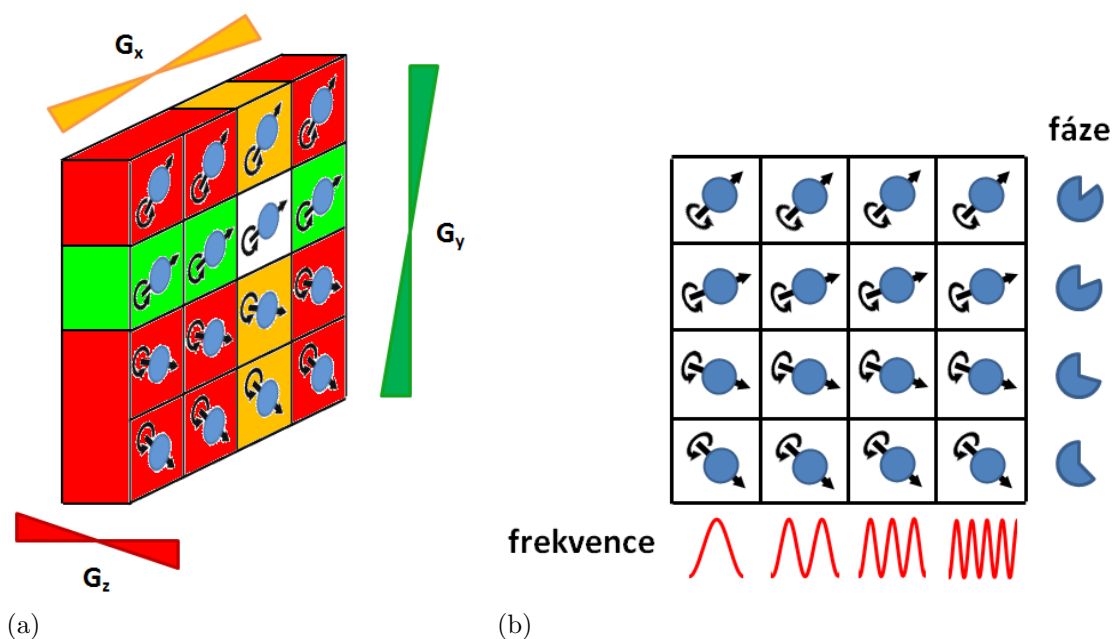
Obrázek 3.20: Aplikací gradientu  $G_x$  dosáhneme změny Larmorovy frekvence precesního pohybu částic na různých pozicích ve směru osy  $x$ .

Pozice každého voxelu 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. Použít lze obecně dvě rekonstrukční metody:

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



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.

### 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  $\Delta G_y$  nebo změnou délky jeho trvání o  $\Delta t_y$ . V praxi se používá změna o  $\Delta G_y$ . 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 ( $2\text{DFT}^{-1}$ ) 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.

### 3.13 MR angiografie (MRA)

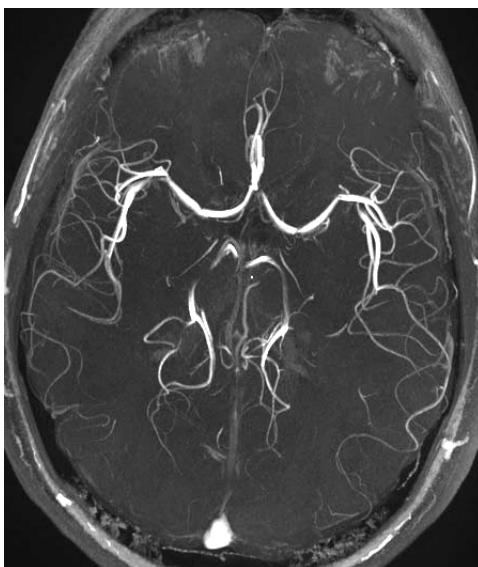
Zobrazovaným parametrem v MRI může být mimo hustoty jader a relaxačních časů T1 a T2 také průtok excitovaných jader. Pohybu jader pak využívá MR angiografie (MRA), metoda zobrazující průtok krve cévami nebo tok mozkomíšního moku. Ukázka MRA snímku je na obrázku 3.22. K zobrazení průtoku jader MR angiografií 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 snímkem s kontrastní látkou v tepnách/žilách. Používají se kontrastní látky na bázi sloučenin kovů (viz kapitola 3.8.5).





Obrázek 3.22: MRA obraz mozku (Willisův okruh).  
Převzato z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Mra-mip.jpg>.

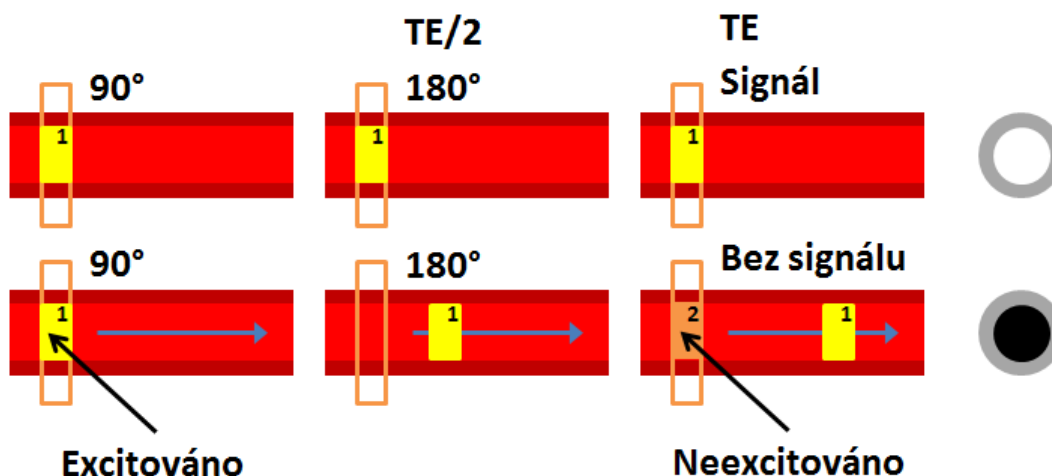
### 3.13.2 MRA bez kontrastních látek

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):

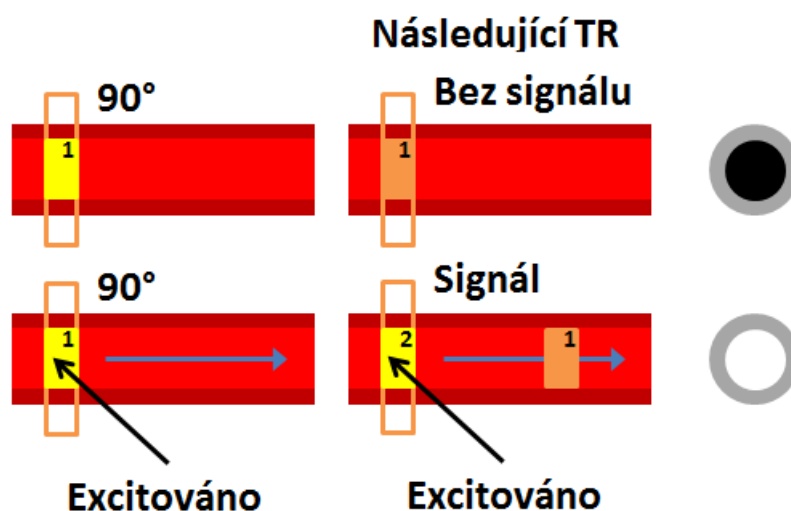
- *Phase Contrast MRA*: Pokud zobrazovanou oblast vybudíme RF pulzem, potom excitované částice stacionárních tkání poskytují při detekci silný signál. Vybuzené částice krevního toku ovšem opouštějí snímanou scénu dříve, než je signál zaznamenán, a na snímku se nezobrazí (viz obrázek 3.23). Ztráta signálu je typická pouze pro vysoké



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 zaznamenan, a na snímku se nezobrazí.

rychlosti toku, při nízkých rychlostech ke ztrátě signálu nedochází. K vymizení signálu ovšem může docházet také při rozfázování přesného 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.



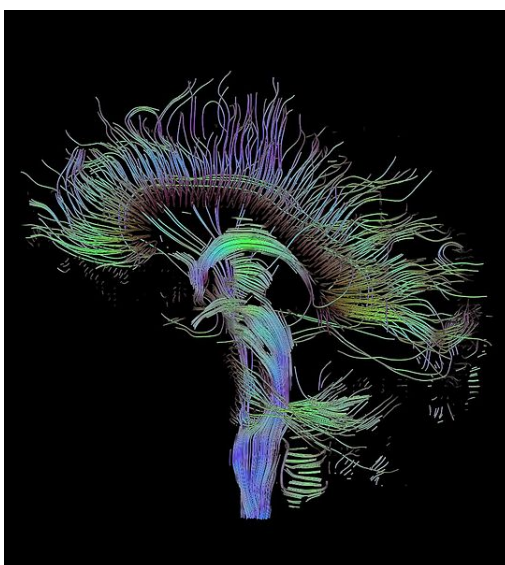
Obrázek 3.24: Time Of Flight MRA: Částice stacionární tkáně jsou excitovány prvním RF pulzem, do příchodu následujícího RF pulzu nestačí plně relaxovat, aby mohly být novým pulzem vybudeny, a poskytují pouze slabý signál. Částice krevního toku, které vtékají nově do snímané scény nebyly prvním RF pulzem excitovány, ale následujícím RF pulzem jsou vybudeny 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  $T2^*$ . Aktivní oblast mozku, která 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 dvojice obrazů pořízených v klidu a při mozkové činnosti.

### 3.15 Difuzní MRI

Difuzní MRI zobrazuje změny signálu způsobené difuzí<sup>7</sup> 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 poškození 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 (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,

<sup>7</sup>Difuze = 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.

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

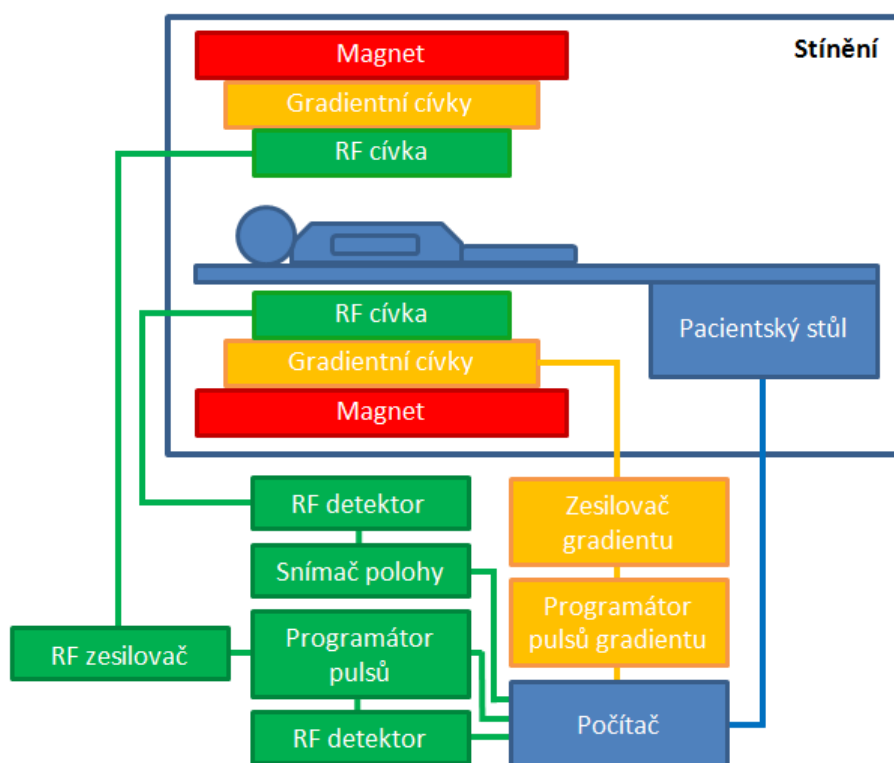
Magnetická rezonance je velmi složitý přístroj tvořený několika částmi. Schéma MR tomografu je na obrázku 3.26. Hlavními prvky přístroje jsou:

- *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 pulsů 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 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.



Obrázek 3.26: Schéma MR přístroje.

Pro NMR spektroskopii jsou k dispozici mnohem silnější magnety ( $>20$  T). Homogenita a stabilita magnetického pole ovlivňují všechny dosažené parametry zobrazení. Nehomogenity<sup>8</sup> pole ( $\Delta B_0$ ) 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.

Vyhazení a odstranění nehomogenit magnetického pole lze provést pomocí tzv. shimingu. Pasivní shimming tvoří přídavné kovové fólie a plechy umístované vně nebo okolo hlavního magnetu. Aktivní shimming zajišťují přídavné korekční cívkami, 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:

<sup>8</sup>Nehomogenity = odchylky od konstantní velikosti měřeného parametru.

Tabulka 3.3: Srovnání některých vlastností magnetů.

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

- *Permanentní magnet*: Nevyžaduje k vytvoření magnetického pole vnější vlivy. Výhodou je snadná konstrukce a nenáročný provoz. Nevýhodou magnetu 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 závitů cívky. Elektromagnety mohou být s jádrem nebo bez jádra, jsou snadné 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 této teplotě se projevují supravodivé<sup>9</sup> vlastnosti materiálu. Pokud do cívky magnetu pustíme elektrický proud, bude cívkou proud protékat téměř beze

<sup>9</sup>Supravodivost je jev, při kterém materiál klade nulový odpor procházejícímu elektrickému proudu.

ztrát. Intenzita magnetického pole generovaná magnetem je úměrná počátečnímu proudu. Pokles intenzity pole je řádově několik ppm<sup>10</sup>/rok. Při poškození magnetu hrozí riziko exploze (odpaření tekutého helia 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 helium se okamžitě vypaří. Objem helia je cca 1700 litrů a interval plnění je typicky každé 4 roky nebo po vypaření 1000 l helia (výpar asi 0,03 l/h). Výhodou supravodivého magnetu je vynikající kvalita obrazu, 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 závity na společné ose za sebou, jejichž vzdálenost je rovna jejich poloměru (viz obrázek 3.18).

### 3.16.3 Radiofrekvenční systém

- *Vysílač*: Generuje RF pulsy vhodného tvaru, energie a sledu pro excitaci částic zkoumané látky. U vysílače je důležitá maximální účinnost přeměny výkonu RF signálu na excitační energii.

---

<sup>10</sup>ppm (parts per million) =  $10^{-6}$



- *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 celoobjemové 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. Stínění je nejen MR 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.

Tabulka 3.4: Délka různých MRI vyšetření.

Zdroj: [http://radiologieplzen.eu/?page\\_id=41](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)

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 ( $^1\text{H}$ ) nebo jiných často zobrazovaných jader – uhlíku ( $^{13}\text{C}$ ), fluoru ( $^{19}\text{F}$ ), sodíku ( $^{23}\text{Na}$ ) nebo fosforu ( $^{31}\text{P}$ ). 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 ztráty elektrické energie indukovaných proudů v teplo a 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.

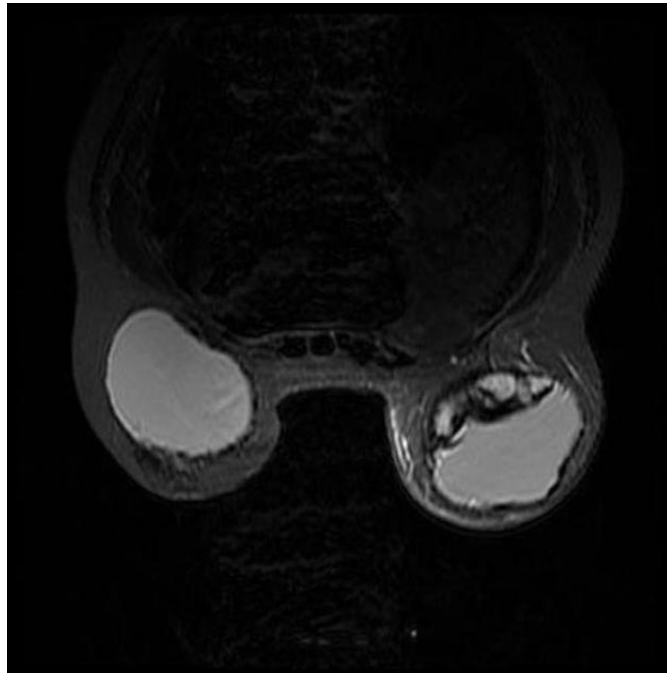
Značné rozšíření MRI vyšetření vede k vývoji nových materiálů a elektronických přístrojů, které jsou MR kompatibilní jak z hlediska bezpečnosti pacienta, tak z hlediska obrazových artefaktů a zkreslení obrazu.

### 3.17.2 Rizika

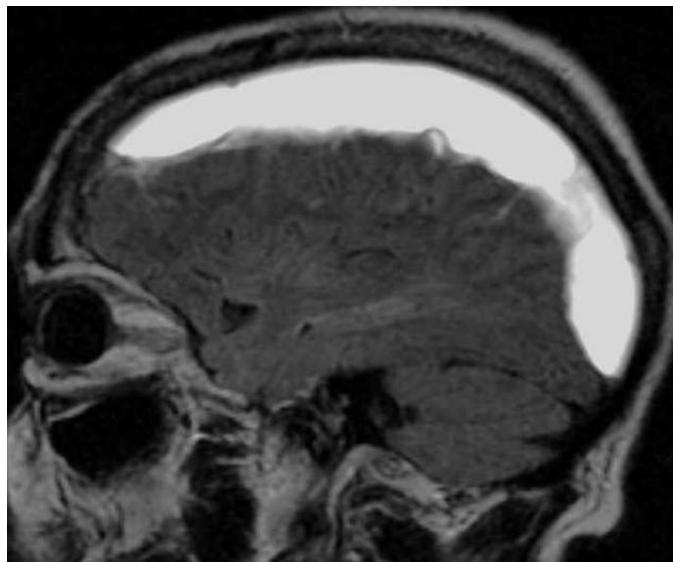
- Silné magnetické pole
  - Závratě, žaludeční nevolnost, zvýšený tep, indukované proudy.
  - Magnetické pole může do dutiny magnetu vtáhnout feromagnetické předměty až ze vzdálenosti několika metrů a může poškodit elektronická zařízení ve svém okolí a poškodit magnetická média (kreditní karty, disky, 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



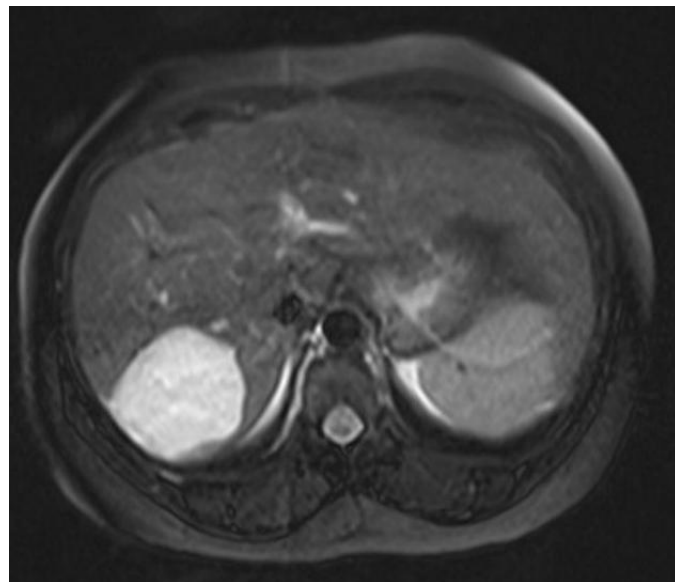
Obrázek 3.27: Ruptura prsního implantátu.  
Zdroj: Radswiki, <http://www.radiopaedia.org/>.



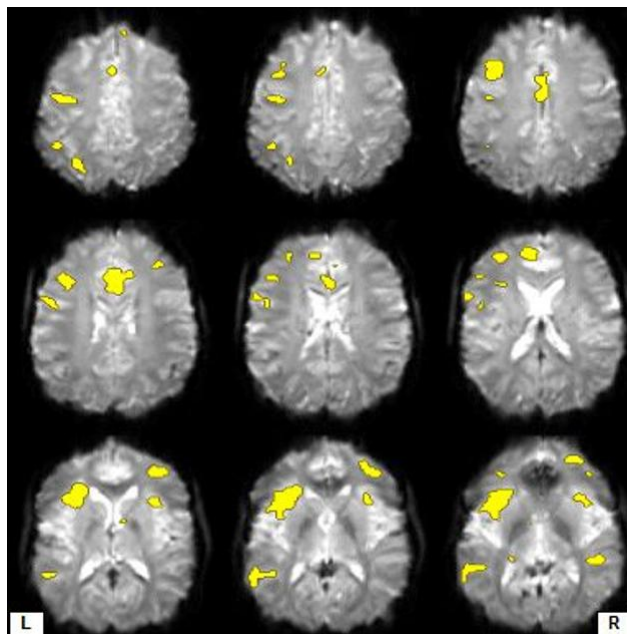
Obrázek 3.28: Chronický subdurální hematom (obraz FLAIR).  
Zdroj: Dr Roberto Schubert, <http://www.radiopaedia.org/>.



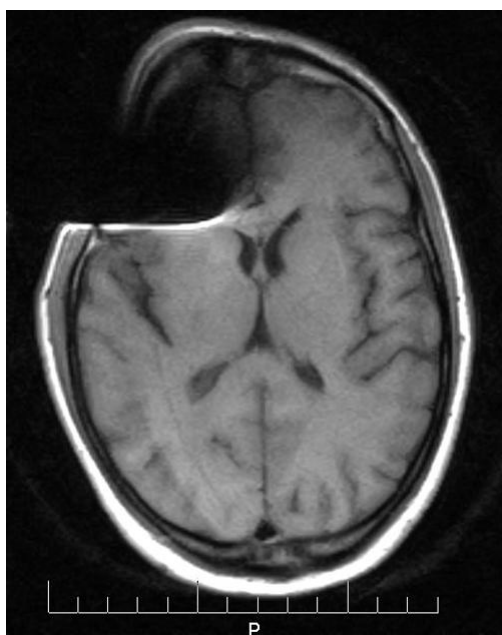
Obrázek 3.29: Aneurysma břišní aorty (obraz MRA).  
Zdroj: Dr Roberto Schubert, <http://www.radiopaedia.org/>.



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/>.

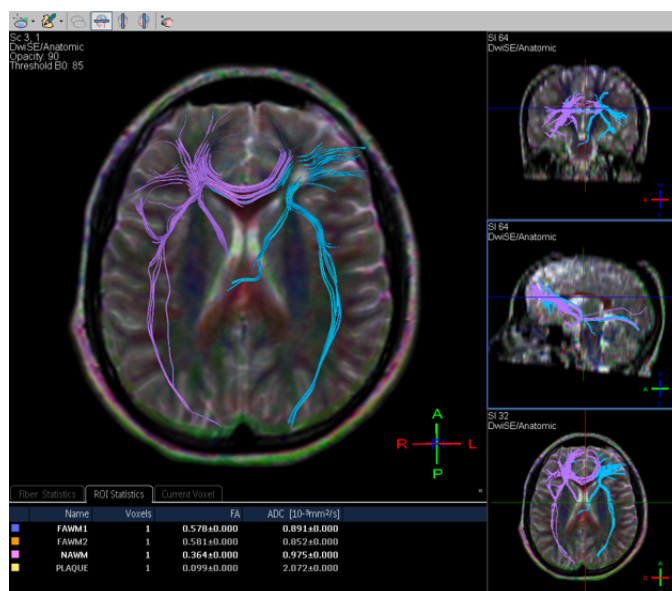


Obrázek 3.32: Artefakt od magnetické susceptibilitě způsobený přítomností kovu v hlavě pacienta po automobilové nehodě (obraz T1).  
Zdroj: Dr Ayush Goel, <http://www.radiopaedia.org/>.



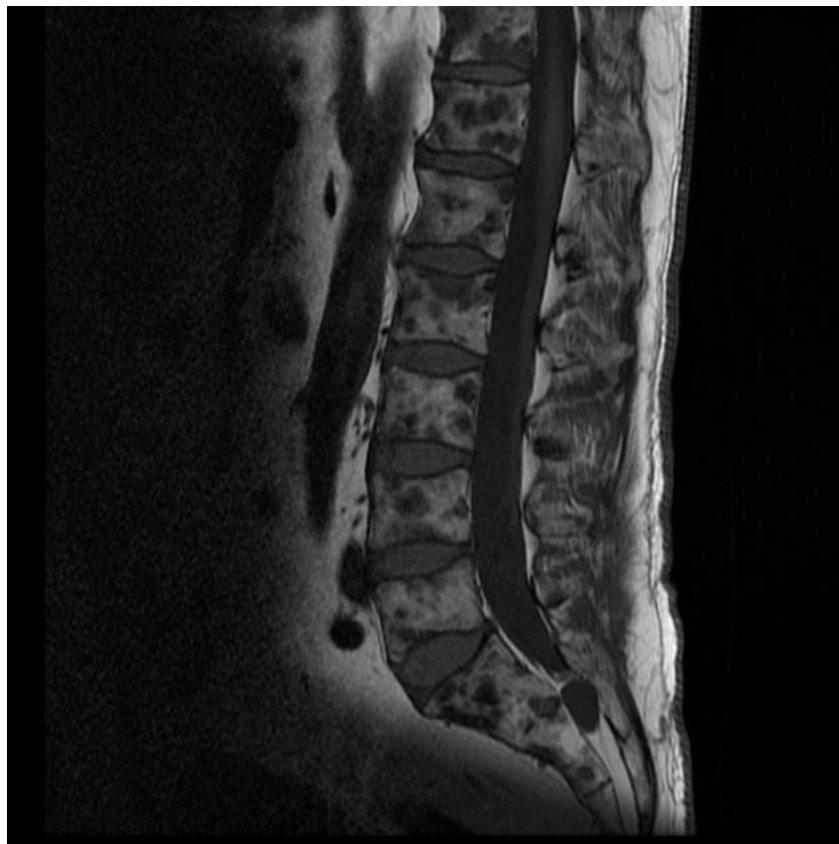


Obrázek 3.33: Sagitální řez kolenem (obraz PD).

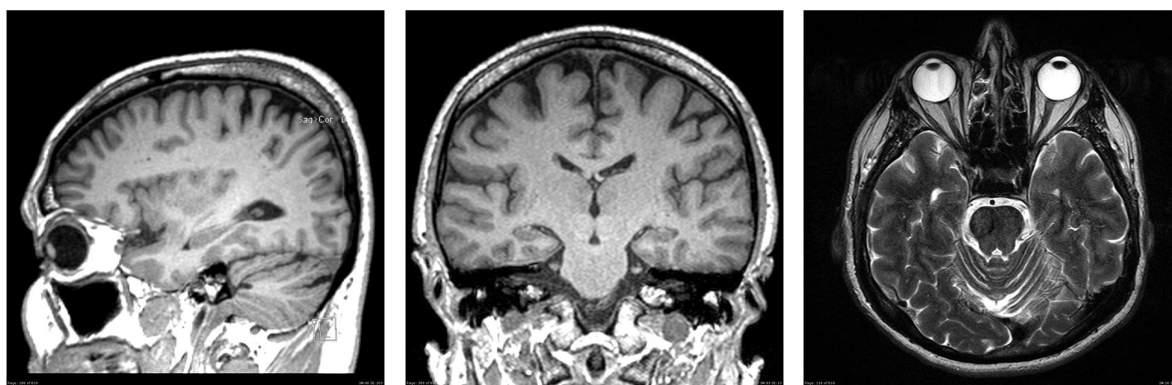
Zdroj: Dr Andrew Dixon, <http://www.radiopaedia.org/>.

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 rezonance<sup>1</sup> 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,

---

<sup>1</sup>Magnetic 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 poskytnou 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, hysterezi<sup>2</sup>, napěťovou relaxaci, aj.), dále anizotropní charakter<sup>3</sup>, nehomogenitu<sup>4</sup> 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 ( $\varepsilon$ ) a vnějším napětím ( $\sigma$ ) – 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 ( $\sigma$ ) je stav, který vzniká v tělese jako důsledek působení vnější síly. Takové napětí lze chápat jako tlak síly ( $F$ ) působící na jednotku plochy tělesa ( $S$ ):

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

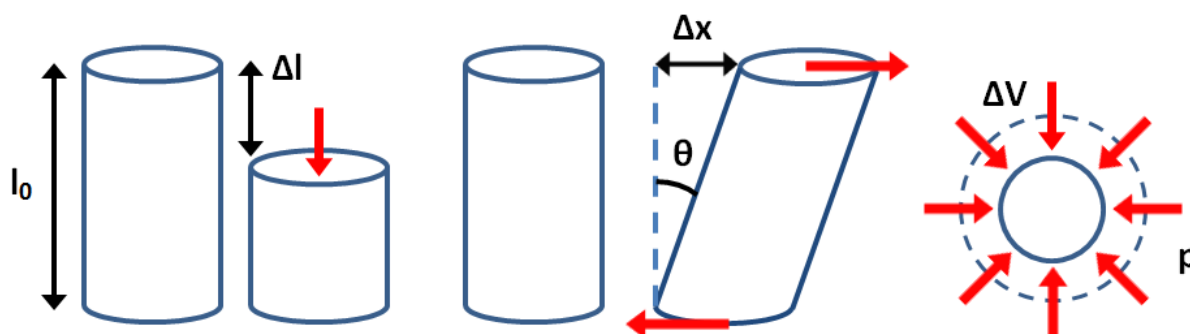
<sup>2</sup>Hystereze = závislost fyzikálního stavu a chování zkoumaného systému na předchozích stavech systému.

<sup>3</sup>Anizotropie = závislost fyzikálních vlastností látky na směru, ve kterém se měří.

<sup>4</sup>Nehomogenita = 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  $\Delta l$ , změna poloměru  $\Delta r$ , 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* ( $E$ ):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon_E} = \frac{F l_0}{S \Delta l} \quad (4.4)$$

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

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

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

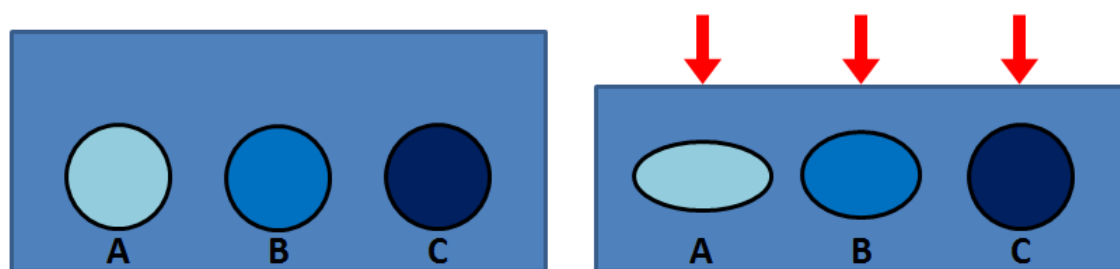
$$G = \frac{\sigma}{\varepsilon_G} = \frac{Fl_0}{S\Delta x} \approx \frac{E}{3} \quad (4.6)$$

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

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

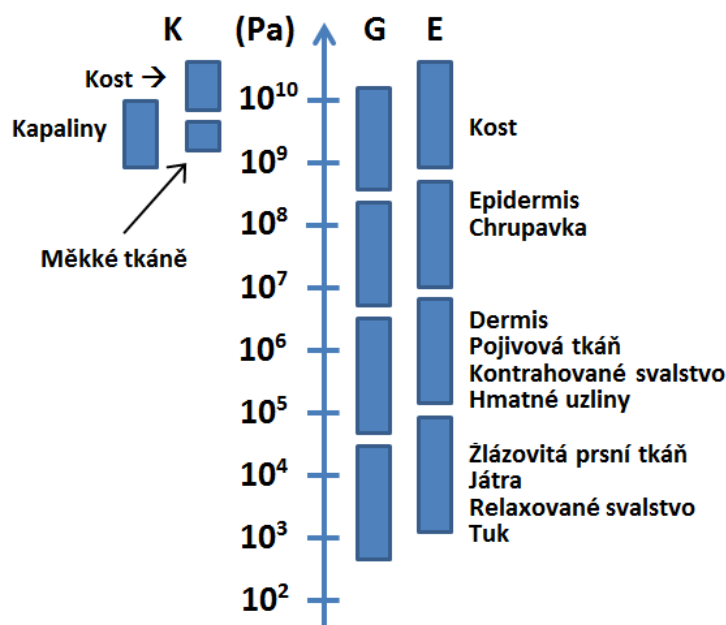
Definujeme tzv. *modul objemové pružnosti* ( $K$ ):

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



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

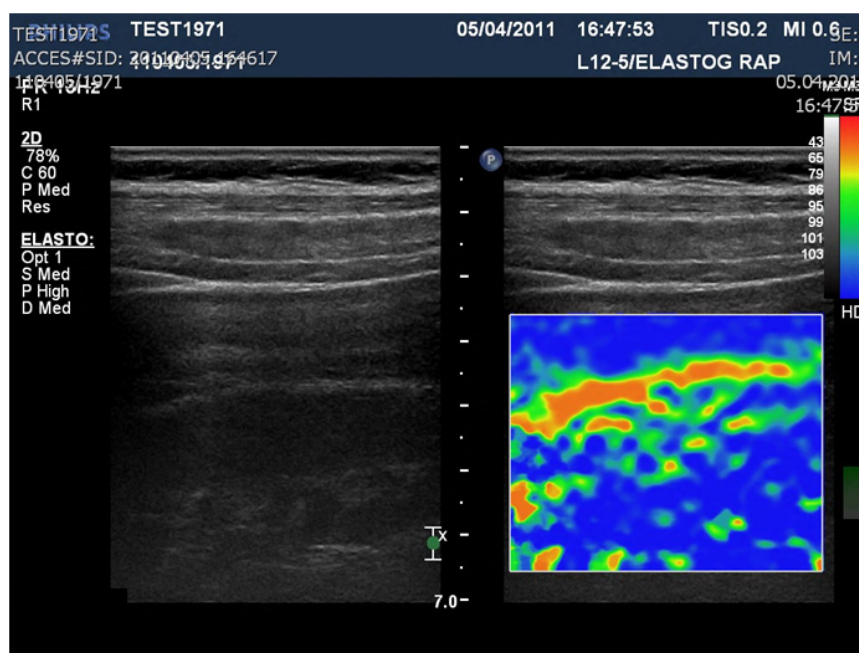
<b>Tkáň</b>		<b>Youngův modul (<i>kPa</i>)</b>
Prsní tkáň	normální tuk	18-24
	normální žláza	28-66
	fibrózní tkáň	96-244
	karcinom	22-560
Prostata	normální anterior	55-63
	normální posterior	62-71
	BPH	36-41
	karcinom	96-241
Játra	normální	0,4-6,0
	cirhotická	15-100
Tepna		700-3000
Chrupavka		790
Šlacha		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 odhadu 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 (kompresní)* nebo *dynamické (shear waves)*.



Obrázek 4.4: Ukázka elastogramu.

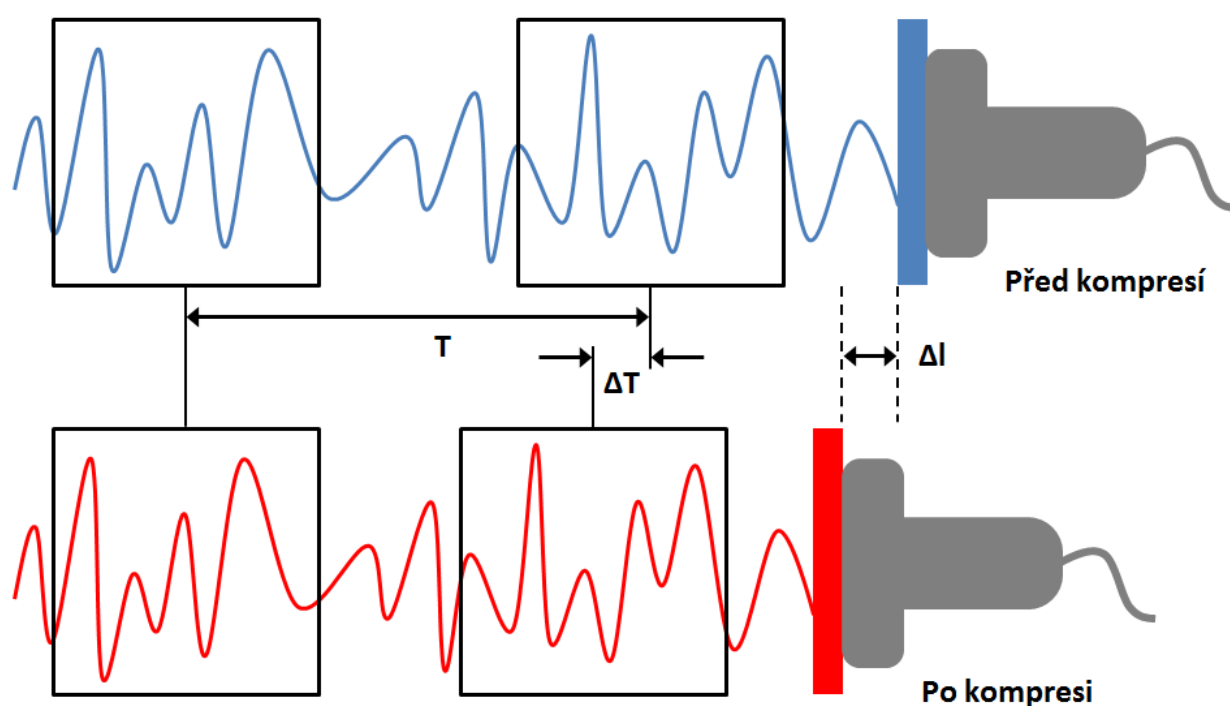
#### 4.3.1 Statická ultrazvuková elastografie

Elastické vlastnosti tkání se u této metody určují na základě rozdílu UZ signálu před a po kompresi tkáně. Stlačení tkáně se nejčastěji provádí přímo měřicí UZ sondou nebo pomocí vhodného externího zařízení, využít lze ale i akustický tlak fokusovaného UZ paprsku nebo fyziologické pohyby v organismu (např. tlukot srdce, pulsace cév, dýchání). Z nasnímaných

dvojic obrazů tkáně před a po kompresi se vhodnými korelačními algoritmy pro každý bod (pixel) zájmové oblasti (ROI<sup>5</sup>) obrazu stanovuje míra deformace tkáňových struktur. Nejčastěji se posun tkáně vyhodnocuje jako časový rozdíl UZ signálů (paprsky A-módu) odražených v různých hloubkách tkáně (měřící okna) před a po stlačení (viz obr. 4.5). Časové posunutí měřících oken před a po kompresi  $\Delta T$  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  $\sigma$  (působící sílu), potom můžeme po dosazení rovnice 4.9 do rovnice Hookeova zákona (4.1) určit elasticitu tkáně kvantitativně jako výpočet Youngova modulu pružnosti v pascálech.



Obrázek 4.5: Posun tkáně se vyhodnocuje jako časový rozdíl UZ signálů (paprsky A-módu) odražených v různých hloubkách tkáně (měřící okna) před a po stlačení. Časové posunutí měřících oken před a po kompresi  $\Delta T$  se obvykle vztahuje k časové vzdálenosti měřících oken  $T$  před kompresí

<sup>5</sup>Region of Interest (ROI) = oblast zájmu

Další možnost vyhodnocení elasticity tkání je založena na metodě tkáňového dopplera (DTI<sup>6</sup>). 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 DTI 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 efektu<sup>7</sup>, který negativně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu.

Metoda založená na radiační síle ultrazvukového paprsku (ARFI<sup>8</sup>) využívá velkého akustického tlaku fokusovaného ultrazvuku ke kompresi tkáňových struktur zaměřených ve fokusační zóně snímané oblasti. Radiační síla má směr šíření ultrazvukových paprsků, velikost síly roste s intenzitou ultrazvukových vln a je největší právě ve fokusační zóně. K vytvoření měřitelných posunů tkáně (obvykle 1 až 20  $\mu\text{m}$ ) je zapotřebí velmi intenzivního UZ pulzu. Měření posunů tkáně zajišťují zobrazovací (čtecí) UZ pulzy vyslané před a po aplikaci intenzivního pulzu. Posuny tkáně jsou vyhodnoceny jako změny UZ signálů (paprsky A-módu) před a po kompresi tkáně (viz obrázek 4.5). V praxi se obvykle vyše 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. Zatímco u ostatních způsobů stlačení tkáně (např. UZ sondou, externím zařízením nebo fyziologickými pohyby organismy) se účinný dosah komprese ve tkáni snižuje se vzdáleností od zdroje deformační síly (dosah typicky cca 5 cm), metoda založená na radiační síle UZ paprsku tuto limitaci překonává. Komprese tkání je v případě ARFI zaručena prakticky v libovolné hloubce, do které je zaměřena fokusační zóna ultrazvuku. Vlivem útlumu části radiační síly ve tkáních nemusí být přesně známá velikost síly. Výsledkem

---

<sup>6</sup>Doppler Tissue Imaging (DTI)

<sup>7</sup>Halo efekt = rozmazání hranic objektu v obraze

<sup>8</sup>Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI)

měření proto není kvantitativní popis elasticity, ale pouze odhad Youngova modulu na základě velikosti posunutí tkáně. Kromě toho s sebou přináší vysoká intenzita fokusovaného ultrazvuku také vyšší biologické riziko poškození tkání a větší zahřívání ultrazvukové sondy.

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. Pouze ARFI systémy vyžadují ultrazvukové sondy speciální konstrukce pro generování intenzivních ultrazvukových vln. Samozřejmostí statických metod je zobrazení elasticity v reálném čase.

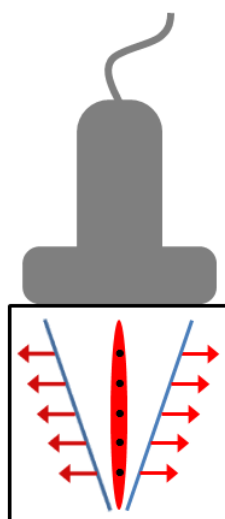
K nevýhodám statických metod patří častá neznalost velikosti deformační síly, která neumožňuje určit elastické vlastnosti tkáně (Youngův modul) kvantitativně. Elasticita se pak odhaduje pouze na základě velikosti deformace. Odhad elasticity pak souvisí s dalšími limitacemi metody. Problematické je srovnání 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.

### 4.3.2 Dynamická ultrazvuková elastografie

Dynamická elastografie<sup>9</sup> je metoda založená na střižných vlnách (shear waves). Tyto vlny vznikají jako odezva elastického odporu tkáně na mechanické vibrace s nízkou frekvencí (asi 10-500 Hz) a šíří se celým objemem tkáně v příčném směru (částice tkáně kmitají kolmo na směr šíření ultrazvuku), podobně jako vlny na vodní hladině. Zdrojem vibrací mohou být fyziologické pohyby v organismu (např. tlukot srdce nebo pulsace cév), častěji pak externí vibrátory nebo intenzivní pulzy akustického tlaku vytvořené fokusovaným UZ paprskem (ARFI – viz kapitola 4.3.1). Problém s krátkým dosahem působení deformačních sil ve tkáni může v případě ARFI řešit např. použití více fokusačních zón UZ paprsku, které umožňují vyvolat vznik střižných vln ve více hloubkách tkáně (viz obr. 4.6).

---

<sup>9</sup>Je označována také jako *Shear Waves elastografie*.



Obrázek 4.6: Vznik střížných vln (shear waves) v různých hloubkách tkáně s využitím fokusace UZ paprsku do více fokusačních zón.

Ultrazvukové vlny se šíří prostředím v podélném směru. Částice látky kmitají ve směru šíření vlny, přičemž dochází ke zhušťování a zředování částic prostředí ve směru šíření. Rychlost šíření podélných vln  $c_l$  je ovlivněna elastickými vlastnostmi (objemový modul pružnosti  $K$ ) a hustotou prostředí  $\rho$ . 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 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 velmi nízká (cca 1-10  $m/s$ ) a závisí na smykových elastických vlastnostech ( $G \approx E/3$ ) a hustotě  $\rho$  prostředí:

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

Tabulka 4.2: Hustota tkání.

<b>Tkáň</b>	<b>Hustota (<math>kg/m^3</math>)</b>
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	$1047 \pm 5$

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 ( $\rho$ ) obvykle dosazujeme jako konstantu (viz tabulka 4.2). Průměrná hustota měkkých tkání (prsí tkáň, prostata, játra, ledviny) je přibližně  $1047 \pm 5 kg/m^3$ .

Rychlost šíření vlny se určuje korelačními algoritmy jako výsledek míry posunu každého bodu (pixelu) tkáně v čase. Posun tkáně se stanovuje podobně jako u statické UZ elastografie jako změny UZ signálů (paprsky A-módu) před a po kompresi tkáně (viz obr. 4.5). Aby bylo možné rychlost šíření střížných vln tkáněmi určit, je nutné snímkovat zájmovou oblast s velmi vysokou opakovací frekvencí, řádově v tisících Hz (často 5 000 až 20 000 snímků/s). Při rychlosti střížných vln cca 1-10 m/s totiž tyto vlny opouštějí snímanou oblast za velmi krátkou dobu (např. pro velikost snímané oblasti 10 cm opustí vlny scénu za 1/10 až 1/100 s). Při opakovací frekvenci konvenčních UZ systémů (50-60 Hz) se střížné vlny ze snímané scény vytratí již během pořizování snímku a nelze je tedy detekovat. Vibrace, které ve tkáních vytvářejí střížné vlny, mohou na počátku měření maskovat užitečné signály a musejí být před výpočtem rychlosti šíření střížných vln ze signálu odfiltrovány. Vyhodnocení rychlosti střížných vln a tedy i elastických vlastností tkání se provádí v reálném čase.

Jednoznačnou výhodou Shear Waves elastografie je přímo kvantitativní popis elasticických vlastností tkáně (Youngův modul), protože jsou známy všechny parametry nutné pro výpočet (rovnice 4.11) – rychlost šíření střižných vln a hustota tkáně. Další výhodou je velmi přesná lokalizace a detekce i milimetrových lézí. Metoda není až tolik závislá na zkušenostech lékaře a je jednoduchá na obsluhu, kompresi tkáně obvykle zajišťuje přístroj dle nastavených parametrů. Značnou výhodou je také možnost reprodukce, srovnávání a snadnější analýzy obrazů, protože každý elastogram je pořízen víceméně stejným způsobem.

Hlavní nevýhodou dynamické elastografie je zejména větší technologická náročnost a s tím spojená vyšší cena. Technika vyžaduje ultrarychlé zobrazování a speciální UZ sondy. Při kompresi tkáně akustickým tlakem UZ vln je nutné volit dostatečnou intenzitu vlnění, aby měly generované střižné vlny delší dosah a menší útlum ve tkáních. S vyšší intenzitou UZ vln je spojeno vyšší riziko biologických účinků na tkáně a konstrukční problémy (např. zahřívání sondy).

### 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 balóněk, 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-contrastní 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:

$$E = 3\rho v_s^2 = 3\rho (f\lambda)^2 \quad (4.12)$$

Kde:

- $\rho$  : hustota tkáně
- $f$  : frekvence mechanických vln
- $\lambda$  : 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-contrastními sekvencemi, jednak nižším rozlišením (asi 3 až 5×) elastogramu oproti nativním MR snímků. 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 transplacovaných 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, ARDS<sup>1</sup>, rakovina plic) nebo ke kontrole funkce plic při umělé ventilaci (např. VALI<sup>2</sup>). 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.emothorax, pleurální výpotky, plicní otoky, plicní embolii nebo krev v plicích

---

<sup>1</sup>Acute Respiratory Distress Syndrome – syndrom akutní respirační tísně

<sup>2</sup>Ventilator-associated lung injury – poškození plic při umělé plicní ventilaci

(krev a tekutina se projevují níženou 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 proudu – Ohm ( $\Omega$ ). Elektrická impedance je komplexní veličina složená z reálné a imaginární složky (viz obr. 5.1). Reálná složka impedance se označuje jako *rezistance* ( $R$ )<sup>3</sup> a imaginární složka jako *reaktance* ( $X$ ). Impedanci v komplexním tvaru můžeme vyjádřit rovnicemi v polárních (rovnice 5.2), resp. kartézských souřadnicích (rovnice 5.3).

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

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

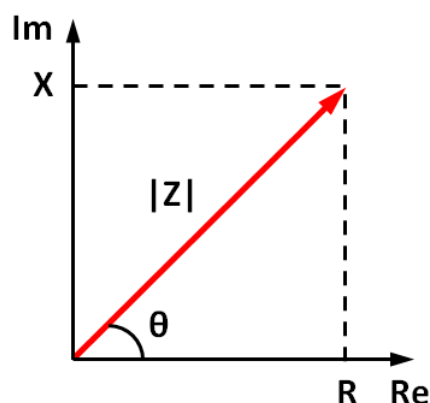
$$\mathbf{Z} = R + jX = |\mathbf{Z}| \cos \theta + j|\mathbf{Z}| \sin \theta \quad (5.3)$$

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

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

---

<sup>3</sup>Rezistance 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:

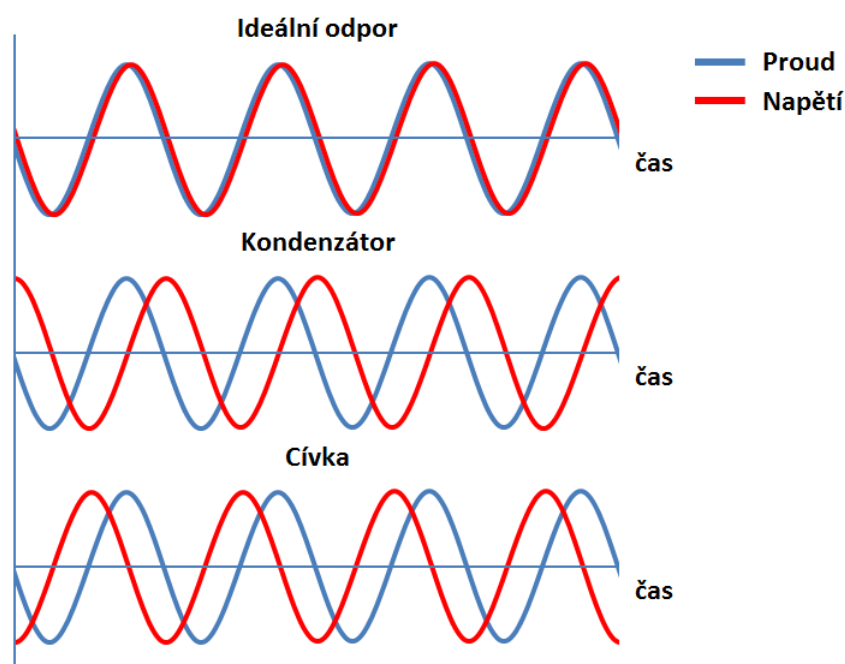
- Impedance rezistoru (rezistance):  $Z_R = R$
- Impedance cívky (induktance)<sup>4</sup>:  $Z_L = j\omega L$
- Impedance kondenzátoru (kapacitance)<sup>5</sup>:  $Z_C = \frac{1}{j\omega C}$

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.

<sup>4</sup>Indukčnost ( $L$ ) vyjadřuje schopnost vodiče (cívky) přeměnit elektrické pole na pole magnetické.

<sup>5</sup>Kapacita ( $C$ ) vyjadřuje schopnost vodiče (kondenzátoru) uchovat elektrický náboj.



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

- *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 ( $\epsilon$ )*: 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 anizotropií<sup>6</sup>. 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

<sup>6</sup>Anizotropie = 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 [53]:

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

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

Kde:

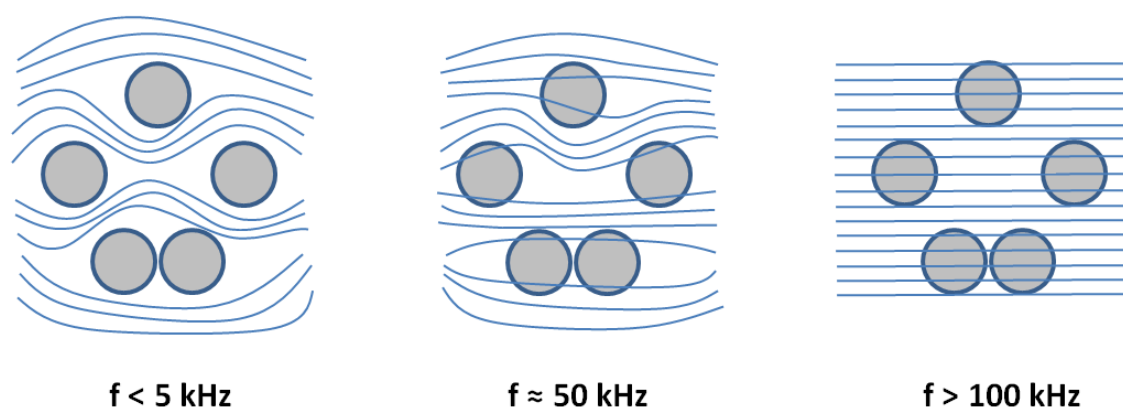
- $\sigma_e$  : vodivost extracelulární tekutiny
- $\sigma_i$  : vodivost intracelulární tekutiny
- $\sigma_m$  : vodivost buněčné membrány
- $C_m$  : kapacita buněčných membrán
- $\omega$  : úhlová frekvence střídavého proudu
- $a$  : poloměr buňky
- $b$  : objemový podíl buněk z celkového objemu tkáně

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 [78].

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

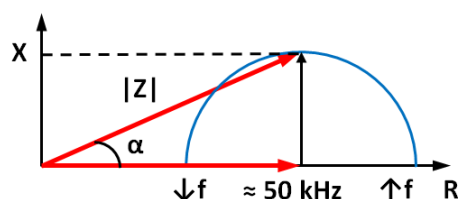
Odporové vlastnosti tkáně jsou ovlivněny zejména strukturou, složením (voda, elektrolyty, proteiny) a množstvím nitrobuněčných a mimobuněčných tekutin. Kapacitní vlastnosti tkáně závisí především na charakteristice buněčných membrán (iontové kanály, mastné kyseliny, membránové proteiny, spoje mezi buňkami, 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.

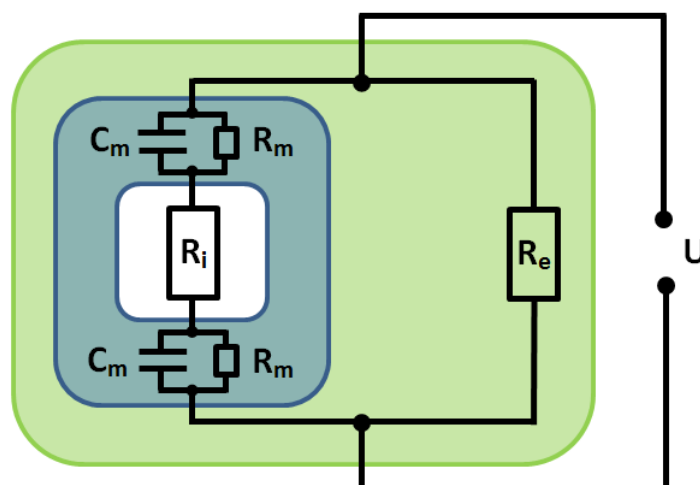
Odporové a kapacitní vlastnosti tkáně se projevují v různé míře v závislosti na charakteristice a frekvenci elektrického proudu (viz obr. 5.3). Pro stejnosměrné proudy a střídavé proudy s nízkou frekvencí ( $< 5$  kHz) je membrána buňky zcela nepropustná ( $Z_C \rightarrow \infty$ ), proud obtéká buňky 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.



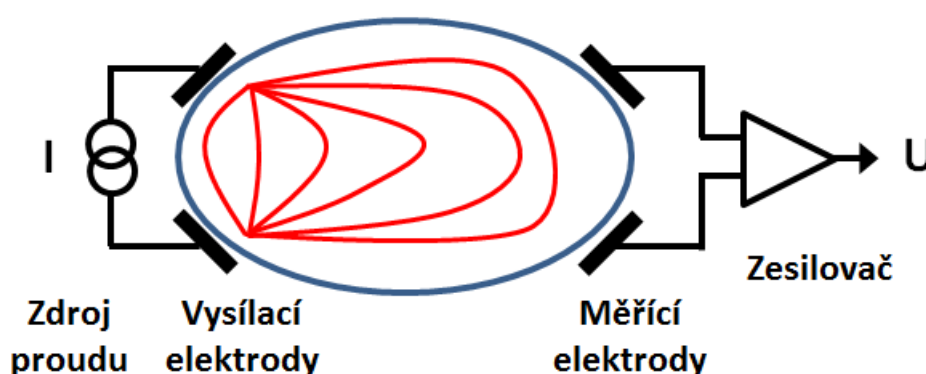
Obrázek 5.5: Elektrický model tkáně:  $R_e$  – odpor extracelulární tekutiny,  $R_i$  – odpor intracelulární tekutiny,  $R_m$  – odpor buněčné membrány,  $C_m$  – kapacita buněčné membrány.

## 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).

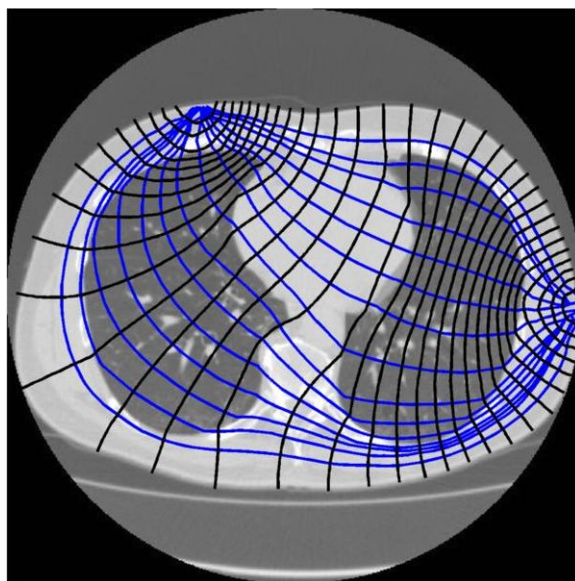
Používají se výhradně zdroje střídavého proudu o frekvenci asi 10 kHz až 1 MHz, které mají schopnost proniknout přes membránu buněk do intracelulárního prostoru. Stejnoseměrné elektrické proudy se pro měření nepoužívají. Při aplikaci stejnosměrných proudů vzniká na rozhraní elektroda–povrch těla polarizovaná 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,



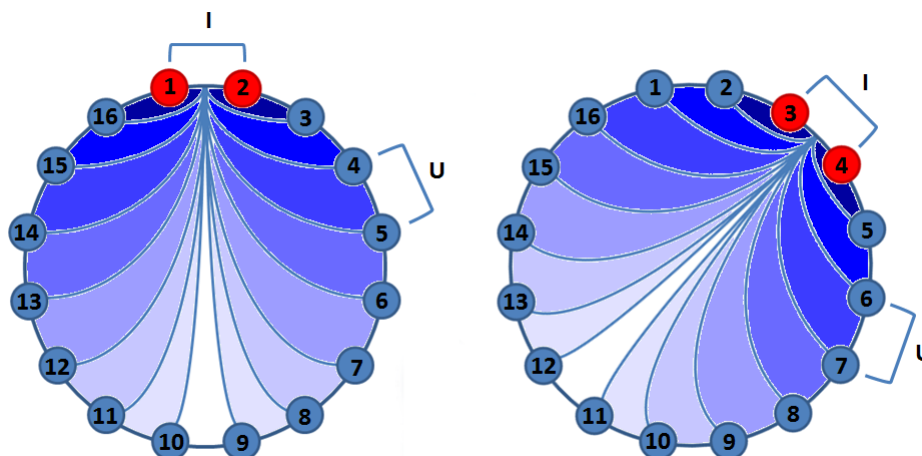
Obrázek 5.7: Izopotenciální hladiny stejného potenciálu uvnitř těla (černé) po aplikaci elektrického proudu (modrá). Převzato z: [http://en.wikipedia.org/wiki/File:CT\\_of\\_human\\_thorax\\_showing\\_current\\_paths\\_for\\_EIT\\_corrected.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:CT_of_human_thorax_showing_current_paths_for_EIT_corrected.jpg).

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 akvizici<sup>7</sup> děje vždy mezi zbývajícími dvojicemi měřicích elektrod<sup>8</sup>. 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

<sup>7</sup>Akvizice = proces pořízení a naměření dat.

<sup>8</sup>Např. 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.

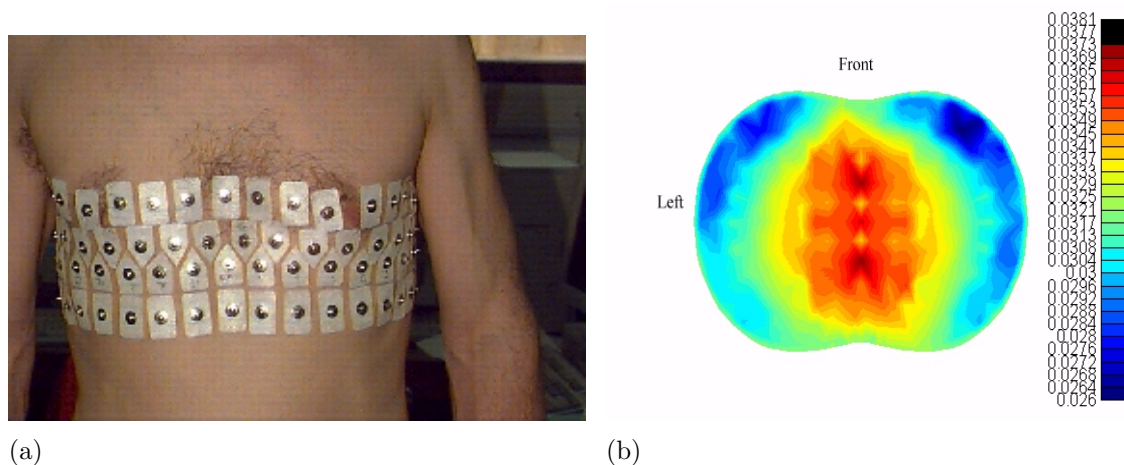


Obrázek 5.8: Princip měření EIT.

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*

*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. [31] a [8].

- Elektrické pole  $\mathbf{E}$  se definuje jako gradient<sup>9</sup> elektrického potenciálu  $\phi$ :

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

<sup>9</sup>Operátor 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  $\sigma$ :

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

- 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 měřících elektrod a také počtem prováděných měření. Omezený dosah měřících 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

Metoda umožňující prohlédnutí vnitřních dutin nebo dutých orgánů. Používá se v medicíně, veterinární medicíně a některých speciálních technických aplikacích. Jejich použití dosáhlo velkého rozšíření v celé řadě medicínských oborů, kdy se endoskopy zavádí do tělních dutin přirozenými otvory (např. ústy, konečníkem, močovou trubicí) nebo otvory uměle pro tento účel vytvořenými (laparoskopie, mediastinoskopie). Její rozvoj byl ovlivněn technickým vývojem v oblasti optiky (ohebná vlákna vedoucí světlo) a videa. Jde o řadu vyšetření nazývaných podle vyšetřovaného orgánu. Kromě pohledu umožňuje též odběr vzorků (biopsie) k dalšímu vyšetření. Endoskopie ohebnými (flexibilními) přístroji je pro pacienta poměrně málo zatěžující, je možné ji provést ambulantně a dle potřeby ji opakovat. Uplatňuje se i v léčbě (Endoskopická Retrográdní Cholangio-Pankreatografie, odstranění polypů, aj.), což zkracuje dobu nemoci a zmenšuje počet komplikací. Endoskop je zpravidla vybavený optikou a světelným zdrojem a může být doplněn také zařízením k odběru tkáně.

### 6.1 Historie

První pokusy o pohled do dutých orgánů sahají již na počátek 19. stol., tyto přístroje byly rigidní, tvořené pevným tubusem a zdrojem světla byla často použita například svíčka nebo kahan. První gastroskop pro vyšetření žaludku zkonstruoval v roce 1868 Kussmaul. Inspiroval se tehdy výkony polykačů mečů. Revoluci pak představovalo zkonstruování flexibilních endoskopů, které jsou tvořeny ohebnou trubicí, kdy je obraz přenášen pomocí

soustavy optických vláken. Na zevním konci je vybaven okulárem, v němž se obraz opět skládá. První takový přístroj k vyšetření jícnu a žaludku představil Basil Hirschowitz v roce 1957 na schůzi Americké gastroenterologické společnosti. O 6 let později svůj přístroj zdokonalil pomocí druhého optického vlákna, kterým tak přiváděl do vnitřních dutin světlo. Přístroj byl také vybaven kanálem k odběru vzorků a díky tomu se velmi rychle rozšířil.

V osmdesátých letech se objevily první videoendoskopy, u nichž je obraz na konci přístroje snímán čipem (CCD senzorem) a elektronicky přenášen. Umožňuje tak další zpracování obrazu a jeho pohodlnější sledování na monitoru. Usnadnil také archivaci obrazů a edukaci personálu. Od devadesátých let tyto přístroje v řadě medicínských oborů postupně nahradily klasické fibroskopy, i když se v některých zařízeních dodnes používají. Následný rozvoj endoskopie poté spočíval spíše v rozšíření spektra léčebných zákroků proveditelných endoskopickou cestou. Nejedná se již pouze o odběr vzorků tkáně, ale úplné odstraňování abnormální tkáně (zejména polypů), zástavu krvácení, vytahování cizích těles, rozšiřování zúžených míst či zavadění trubiček zvaných stenty, vytahování žlučových kamenů. Dalším pokrokem bylo spojení dvou metod - endoskopie a sonografie, které umožňuje detailní ultrazvukové vyšetření, ale i drobnější výkony v okolí dutého orgánu (metoda nazývaná endoskopická ultrasonografie).

## 6.2 Fyzikální základy a konstrukce

### 6.2.1 Zdroj světla

Zdroj světla je nezbytnou součástí zařízení, díky němuž jsme schopni přisvětlit pozorovaný prostor. Používají se halogenové nebo xenonové zdroje světla s výkonem okolo 150 W a v poslední době i osvětlení typu LED, které disponuje delší životností a menší spotřebou energie.

### 6.2.2 Snímací prvky – CCD

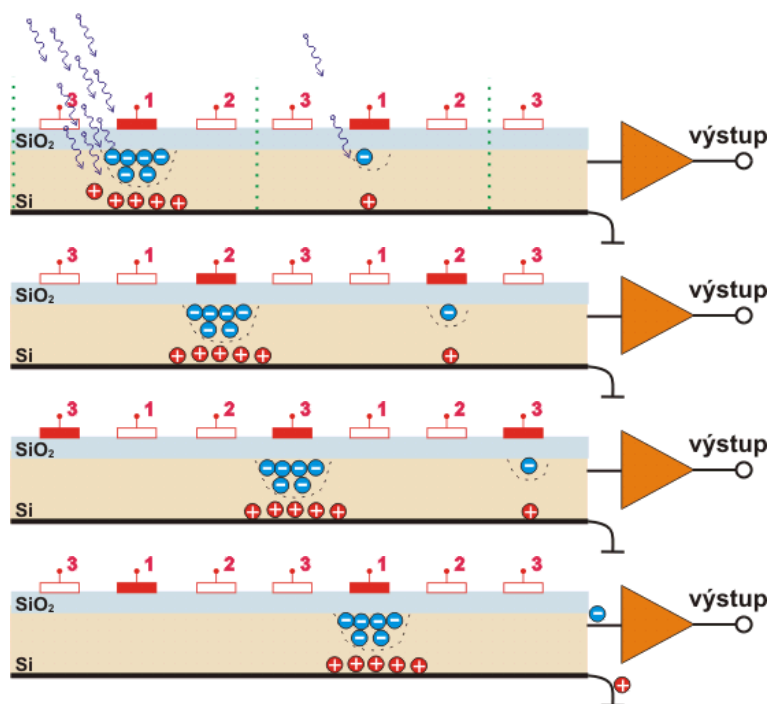
Většina zobrazovacích zařízení (digitální fotoaparáty, kamery) v dnešní době využívá snímače typu CCD. Endoskop si tedy můžeme představit jako

tubulární zařízení se snímací kamerou na jednom konci. CCD (charge-coupled device, zařízení citlivé na elektrický náboj) je zařízení, které přeměňuje energii dopadajícího světla na energii elektrického signálu. Jedná se o světločivý křemíkový plátek uložený nad kovovou elektrodou, která je izolována vrstvou (křemen). Základním principem celého zařízení je opakování dvou základních kroků 25krát za sekundu. CCD využívá fyzikálního jevu známého jako fotoefekt. Tento jev spočívá v tom, že částice světla foton při nárazu do atomu dokáže převést některý z jeho elektronů ze základního do tzv. excitovaného stavu.

Na elektrody označené na obrázku 6.1 číslem 1 se přivede kladné napětí a na CCD se nechá působit světlo (například v digitálním fotoaparátu se otevře závěrka). Dopadající fotony excitují v polovodiči elektrony, které jsou pak přitahovány ke kladně nabitým elektrodám. Po elektronech zbudou v polovodiči tzv. díry, které vůči svému okolí vykazují kladný náboj a ty jsou naopak přitahovány elektrodou na spodku CCD. Hranice pixelů jsou na obrázku znázorněny svislými tečkovanými čarami. Protože na pixel vlevo dopadlo více fotonů, je u jeho elektrody shromážděno více elektronů než u pixelu vpravo.

Po uzavření závěrky se začne na množiny elektrod 1, 2 a 3 přivádět trojfázový hodinový signál (existují i CCD se čtyřfázovým nebo naopak dvoufázovým čtením). To v praxi znamená, že na elektrodách 2 se začne pozvolna zvyšovat napětí, zatímco na elektrodách 1 se souběžně snižuje. Díky tomu jsou shluky elektronů přitahovány pod elektrody 2. Následně se celý děj opakuje mezi elektrodami 2 a 3, dále mezi 3 a 1 a tak stále dokola. Shluky elektronů z jednotlivých pixelů se tak posouvají přes sousední pixely směrem k výstupnímu zesilovači (na obrázcích vpravo). Tento zesilovač pak zesílí malý proud odpovídající počtu nachytných elektronů v jednotlivých pixelech na napěťové úrovni vhodné pro další zpracování obrazu.

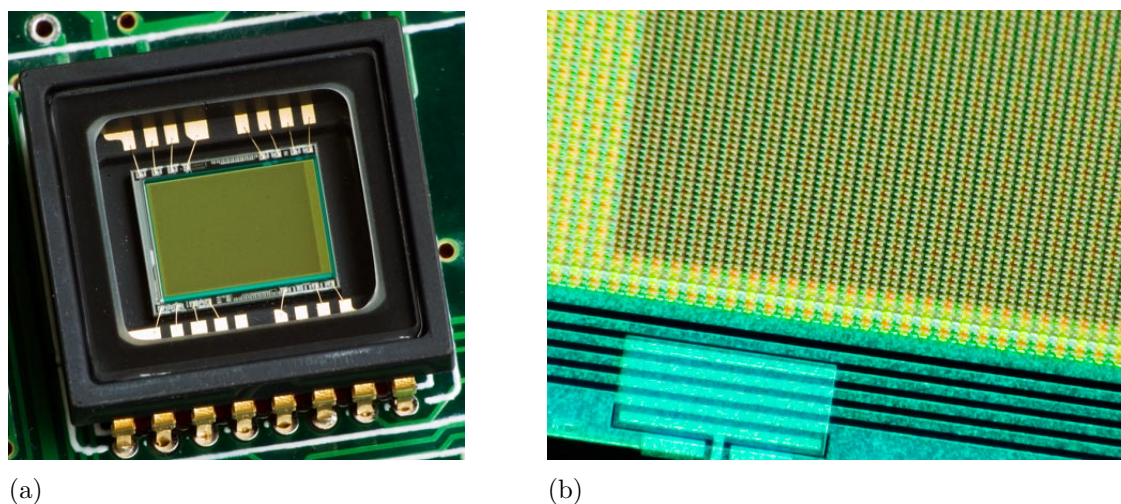
Vlastnosti a kvalitu obrazu nám pak udává tzv. rozlišení snímače v megapixelích (neboli milionech obrazových bodů). Běžné CCD snímače digitálních fotoaparátů a kamer mají rozlišení od 1 do 14 Mpx, ale existují i snímače s rozlišením výrazně nižším (používané například v optických myších) nebo i vyšším (snímače typu 645 nebo snímače v různých vědeckých přístrojích, například astronomických dalekohledech, na družicích atd.).



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

Další vlastností je dynamický rozsah, který udává rozsah odstínů od nejčernější černé k nejbělejší bílé, kterou je ještě CCD snímač schopen rozlišit. Dynamický rozsah je z jedné strany limitován kapacitou každé buňky CCD (kolik elektronů vzniklých interakcí fotonů je schopna pojmout) a z druhé strany hladinou vlastního šumu buňky. Poslední neméně důležitou je šum, který vzniká z mnoha různých příčin. Tou základní je tepelný pohyb krystalové mřížky polovodiče. Při tomto pohybu se občas uvolní elektron bez jakéhokoliv působení fotonu. Takový elektron je pochopitelně přitažen k expoziční elektrodě, a přičítá se tak k hodnotě světelné expozice dané buňky. Protože okamžitá hodnota šumu se liší buňku od buňky a expozici od expozice, je nemožné z obrázků tento šum stoprocentně odstranit. Dynamický rozsah běžných CCD snímačů odpovídá proto pouze 4–5 expozičním stupňům, zatímco kvalitní filmový materiál má tento rozsah okolo 6–7 expozičních stupňů. K dosažení velkého dynamického rozsahu při přijatelné šumové úrovni je potřeba, aby buňky snímače byly co největší (dosáhne se tak velké kapacity buňky a tím i zvětšení odstupů signálu od šumu).





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*.

Proto malé formáty snímačů a nebo snímače s vysokým rozlišením mají vždy výrazně horší šumové vlastnosti než snímače větší a s nižším rozlišením. U vědeckých přístrojů se šum CCD snižuje chlazením prvku (obvykle tekutým dusíkem).

### 6.2.3 Optické vlákno

Přenos po optických vláknech je založen na fyzikálních vlastnostech světla při průchodu různými prostředími. Základem vláknového vlnovodu je skleněné vlákno, jehož střední část má větší index lomu než obvodová vrstva. Světelný paprsek se na obvodové vrstvě úplně odrazí a světlo se šíří po trajektorii dané tvarem vlákna. Využívá fyzikálního jevu tzv. úplného odrazu světla. Tento jev popisuje Snellův zákon: Uvažujme dvě různá prostředí, jejichž rozhraní je rovinné. Jsou-li indexy lomu těchto dvou prostředí  $\eta_1$ , resp.  $\eta_2$ , a označíme-li úhly dopadajícího, resp. lomeného svazku  $\alpha_1$ , resp.  $\alpha_2$  (měřeno ke kolmici rozhraní), pak podle Snellova zákona platí

$$\eta_1 \sin \alpha_1 = \eta_2 \sin \alpha_2 \quad (6.1)$$

V případě úplného odrazu dojde šíří-li se paprsky z opticky hustšího prostředí (tedy v případě lomu od kolmice) může nastat, že úhel lomu je

roven pravému úhlu, tzn.  $\alpha_2 = \pi/2$ . V takovém případě je  $\sin\alpha_2 = 1$  a zákon lomu má tvar:

$$\sin\alpha_m = \sin\alpha_1 = \frac{v_1}{v_2}, \quad (6.2)$$

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

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

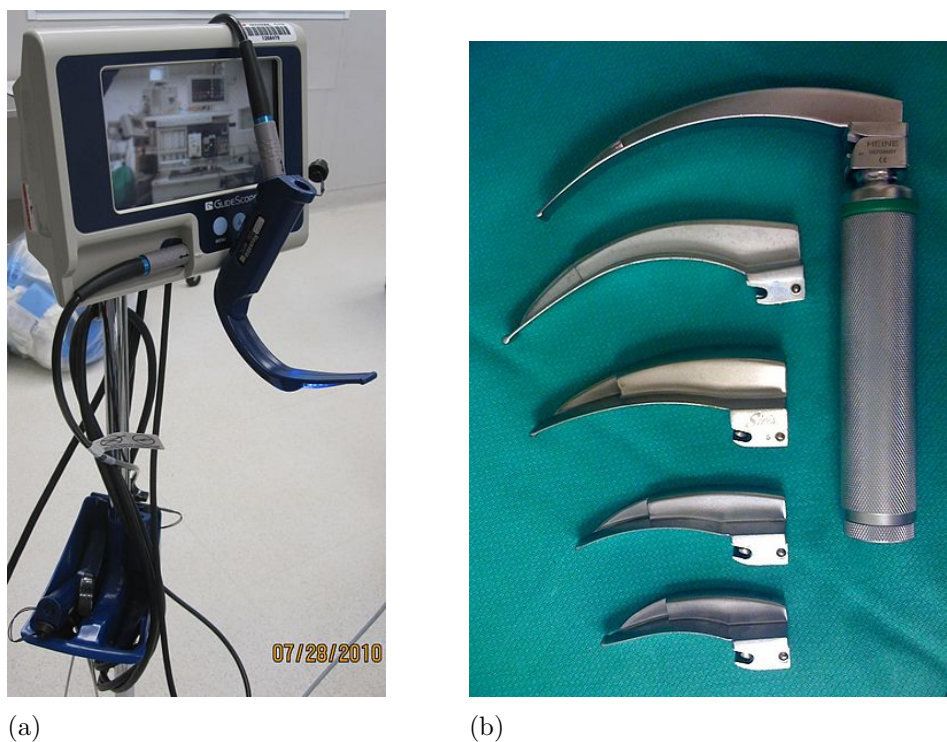
Důležitou charakteristikou optického vlákna je tzv. numerická apertura optického vlákna. Jedná se o maximální úhel, pod jakým mohou světelné paprsky do optického vlákna dopadat tak, aby se jím mohly šířit. Proto je na vlákně umístěn plášť, jehož index lomu musí být nižší než index lomu optického vlákna. Další charakteristikou je útlum, tedy rozdíl síly signálu na jednom konci vedení (popřípadě kabelu) oproti druhému konci. Čím nižší bude útlum, tím kvalitnější a přesnější bude přenos signálu. Hodnota útlumu u křemenných vláken se řádově pohybuje v desetinách decibelu na kilometr.

### 6.3 Rozdělení endoskopů

Podle použitých principů můžeme endoskopy rozdělit do tří skupin:

- *Endoskopická zrcátka*
- *Rigidní endoskopy (tubusové)*
- *Flexibilní endoskopy*

Flexibilní či tubusové endoskopy musí mít vodotěsnou konstrukci, která umožňuje snadnou dezinfekci.



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

Převzato z: [http://en.wikipedia.org/wiki/](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Laryngoscope-Glidescope-02.JPG)

*File:Laryngoscope-Glidescope-02.JPG*

*File:Macintosh\_Blades.jpg.*

### 6.3.1 Endoskopická zrcátka

Endoskopická zrcátka mají různou konstrukci a velmi široké použití.

- *Laryngoskop*: Používá se k nepřímé laryngoskopii (otočené dolů) nebo k zadní laryngoskopii (otočené nahoru) tedy pro pozorování nosohltanu a zadní části dutiny nosní.
- *Otoskop*: Kovová nálevka, asi 3 cm dlouhá, která je uvnitř pochromovaná. Vkládá se do vnějšího zvukovodu pro vyšetření jeho distální části a ušního bubínku.
- *Rinoskop*: Kleště s nálevkovými zrcadlovými plochami, slouží k vyšetření přední části dutiny nosní.
- *Oční zrcátko*: Rovinné nebo konkávní s otvorem uprostřed. Slouží pro vybavení tzv. červeného reflexu, tj. odrazu světla od sítnice.



Obrázek 6.4: (a) Otoskop. (b) Oftalmoskop. Převzato z:  
[http://en.wiktionary.org/wiki/ File:Otoscope.jpg](http://en.wiktionary.org/wiki/File:Otoscope.jpg)  
[http://en.wikipedia.org/wiki/ File:Ophthalmoscope\\_Otoscope08.JPG](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Ophthalmoscope_Otoscope08.JPG).

- *Oftalmoskop*: Používá se k vyšetření očního pozadí a k zjišťování refrakčních vad. Má vlastní světelný zdroj.
- *Vaginální zrcadlo*: Jsou dvě lžíce pohyblivě spojené s možností nastavení; používá se zejména k vyšetření děložního čípku.

### 6.3.2 Endoskopy tubusové

Jsou to obvykle zasouvací tubusy s optickým systémem tvořeným klasickými čočkami a proximálním nebo distálním osvětlením. Na proximálním konci je umístěn okulár s CCD čipem. Tyto přístroje se hodí k vyšetření dutin nacházejících se blízko tělních otvorů nebo dutin k nimž není přístup zkomplikován překážkami nebo záhyby. Pro většinu vyšetření vzdálenějších orgánů se dnes podstatně častěji využívají flexibilní endoskopy. Nevýhodou jsou poměrně velké ztráty světla a tuhost trubice.

- *Cystoskop*: vyšetření močového měchýře
- *Rektoskop*: vyšetření rekta a sigmoidea



Obrázek 6.5: Vaginální zrcadlo.

Převzato z: [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Speculum\\_en\\_metal.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Speculum_en_metal.jpg).

### 6.3.3 Flexibilní endoskopy

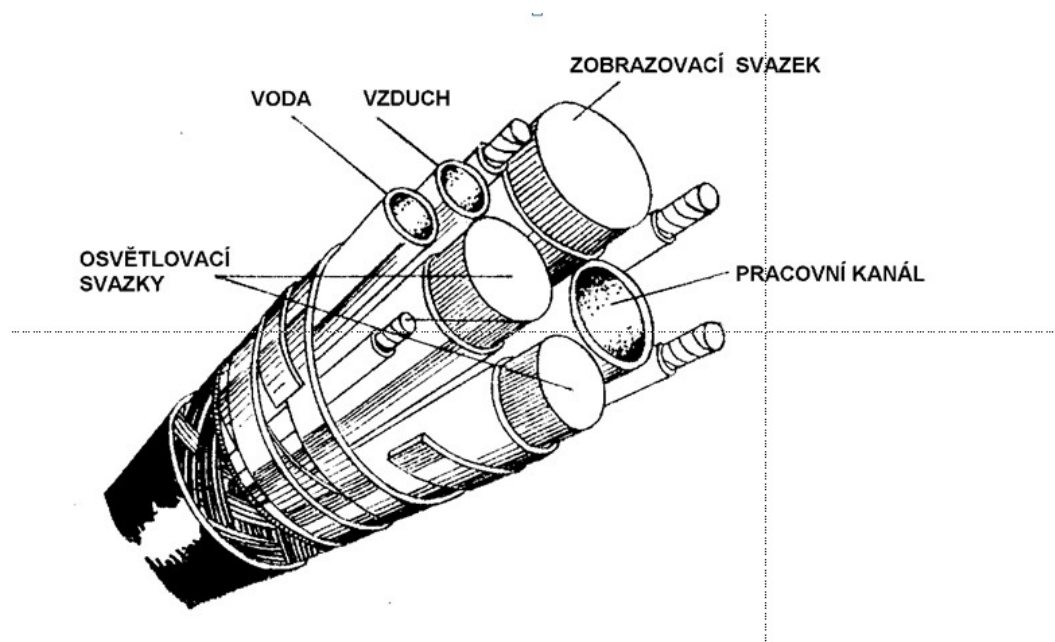
Tzv. fibroskopy jsou ohebné optické sondy, které přenášejí obraz z nepřístupných míst prostřednictvím svazku optických vláken. Při průchodu z opticky hustšího do opticky řidšího prostředí se paprsek na rozhraní odrazí a láme od kolmice. Může nastat případ, kdy úhel lomu  $\alpha_2$  je  $90^\circ$ . Úhel dopadu je pak označován jako mezní úhel  $\alpha_m$ . Dopadá-li paprsek pod větším úhlem než  $\alpha_m$ , nedochází k lomu, ale pouze k odrazu. Tento jev se nazývá úplný odraz. Toho se využívá k vedení světla světlovody, které mohou být podle potřeby zakřiveny. Jednotlivá vlákna se spojují do svazku. Mají-li pouze přenášet světlo k osvětlení, mohou být neuspořádaná. U svazku přenášejícího obraz musí být zachována vzájemná poloha vláken na vstupní a výstupní části. Proximální část endoskopu je tvořena optikou, CCD čipem a ovladači zahnutí distálního konce. Z této části, kterou drží lékař v ruce vychází další světlovodný kabel k vnějšímu zdroji světla (přívody vzduchu a vody). Vyúsťuje zde i pracovní kanál pro zavedení odsávání, bioptických sond a jiných nástrojů. Distální část endoskopu je zakončena objektivem se zorným úhlem obvykle  $30$  až  $120^\circ$ ,

který zaručuje vstup paprsků do světlovodu pod správným úhlem. Dále jsou to výstupy z osvětlovacích svazků, otvorem pracovního kanálu a otvory kterými se přivádí voda a vzduch. Pracovním kanálkem, lze odsávat tekutinu nebo plyn, či jím vysunout nástroje k léčebným zákrokům. Většina přístrojů má dálkově ovladatelné vychylování distálního konce sondy a umožňuje výměnu koncových objektivů. Tím je v praxi maximalizována velikost prostoru, který lze takovým fibroskopem prohlédnout. Ke všem moderním fibroskopům lze připojit zařízení pro záznam obrazu – klasický nebo digitální fotoaparát, videokameru nebo digitalizační jednotku, což umožňuje zpracovávat data na počítači a to jak off-line tak i on-line. Videoendoskopy jsou stejně jako fibroskopy ohebné optické sondy, které jsou ale vybaveny snímacím videočipem CCD zabudovaným do jejich distální části. Z hlediska kvality poskytovaného obrazu, množství dodatečných funkcí a tím i širokých aplikačních možností, představují to absolutně nejlepší ze současné nabídky.

Fibroskopy umožňují odebírat vzorky tkání a provádět drobné chirurgické výkony. Jsou ohebné, takže s nimi lze vyšetřovat i části těla nepřístupné pro endoskopy s pevnými tubusy. V ohebném kabelu endoskopu se nacházejí: 3 svazky optických vláken (2 pro osvětlení, 1 pro přenos obrazu), trubice pro vodu a/nebo vzduch, kanál pro zavádění chirurgických nástrojů a ovládací táhla umožňující pohyb distálního konce endoskopu s objektivem, jenž poskytuje ostrý obraz ze vzdálenosti 3 až 100 mm. Fibroskopy jsou využívány zejména v případě vyšetření průdušek a průdušnic (bronchoskopie), sliznice jícnu (ezofagoskopie) a sliznice žaludku a dvanáctníku (gastroduodenoskopie)

#### 6.3.4 Ultrazvukové endoskopy

Tyto endoskopy jsou založeny na odrazu ultrazvukových vln ( $f > 20$  kHz) z tkání vyšetřovaného objektu. Signálem je krátký ultrazvukový impuls vyslaný do tkáně elektroakustickým měničem, který se na tkáňových rozhraní 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).



Obrázek 6.6: Schéma fibroskopu. Převzato se svolením autora [38].

## 6.4 Přehled endoskopických metod

- *Artroskopie*: Endoskopické vyšetření umožňující prohlédnutí vnitřku kloubu, odběr vzorků, popř. i provedení některých operačních výkonů.
- *Bronchoskopie*: Endoskopická metoda umožňující pohled do průdušek a odběr materiálu k dalšímu vyšetření. Používá se většinou ohebného bronchoskopu, který se po místním znecitlivění hltanu a hrtanu zavádí ústy do průdušnice a průdušek. Vyšetření se provádí u opakovaných zánětů dýchacích cest, při podezření na nádor, krvácení z dýchacích cest (hemoptýze) aj.
- *Cystoskopie*: Endoskopické vyšetření, které umožní pozorovat vzhled vnitřku močových cest (močového měchýře, močovodů). Cystoskop se zavádí močovou trubicí do močového měchýře. Umožňuje i některé léčebné výkony (např. při polypech močového měchýře nebo močových kamenech).
- *Duodenoskopie*: Endoskopické vyšetření dvanáctníku (např. při ERCP).

- *ERCP (Endoskopická Retrográdní Cholangiopankreatikografie)*: Vyšetřovací i léčebná metoda, která spočívá v zavedení ohebného fibroskopu ústy až do dvanáctníku, prohlédnutí dané oblasti a v nástřiku kontrastní látky do žlučovodu a vývodu slinivky břišní s následným rentgenovým snímkováním. Vyšetření umožní zobrazit pankreatické vývody a žlučové cesty, odhalit jejich zúžení (stenózu) či přítomnost kamenů ve žlučovodu (choledocholitáza). Lze též protnout ústí žlučových cest do dvanáctníku (papilotomie) a umožnit tak odchod kaménků bez nutnosti operativního odstranění. Některé kaménky lze pomocí dalšího zařízení ze žlučovodů vyjmout. Metoda má velkou výhodu v kvalitě zobrazení žlučových cest a v možnosti ambulantního použití. Proti chirurgickému zákroku podstatně zkracuje dobu léčby a zotavení a navíc nevyžaduje narkózu.
- *Enteroskopie*: Endoskopie sloužící k prozkoumání střevní sliznice sondou zavedenou ústy do tenkého střeva. Spolu s biopsií umožňuje diagnózu některých onemocnění s poruchou vstřebávání (malabsorpčního syndromu).
- *Gastroskopie*: Endoskopické vyšetření žaludku, spojené též s vyšetřením jícnu a dvanáctníku. Gastroskop se ústy zavede do žaludku, který se důkladně prohlédne, popř. se odeberou vzorky k histologickému vyšetření. Důležitá metoda k diagnóze peptických vředů, nádorů žaludku, krvácení do zažívacího traktu.
- *Koloskopie (kolonoskopie)*: Endoskopická metoda k vyšetření tlustého střeva. Koloskop se zavádí konečníkem a umožňuje prohlédnout celou oblast tlustého střeva (přes 1 m) a příp. odebrat vzorky k histologickému vyšetření. Před vyšetřením se musí pacient důkladně vyprázdnit. Užívá se u nádorů, zánětů tlustého střeva a při enteroragii (krvácení ze střeva, zejména tlustého).
- *Laparoskopie*: Endoskopické vyšetření břišní dutiny. Laparoskop se zavádí břišní stěnou a umožňuje prohlédnutí orgánů dutiny břišní. V některých případech může být spojena s cílenou biopsií (odejmutí vzorku tkáně k histologickému vyšetření, např. z jater).



- *Laryngoskopie*: Endoskopie umožňující pohled do hrtanu pro jeho vyšetření, či pro zavedení pomůcek k řízenému dýchání, např. v celkové anestezii při operaci.
- *Laryngostroboskopie*: Metoda spočívá v určitých limitech oka, které nedokáže zaznamenat více než cca 20 obrázků za sekundu. Rychlejší děje oku splývají a rozmazávají se. Vzhledem k tomu, že i ty nejhlubší mužské hlasy mají více než 50 Hz je přímé vyšetření hybnosti hlasivek lidským okem nemožné. Stroboskopie využívá další nedokonalosti lidského oka, která spočívá v určité latenci po kterou přetrvává naposledy spatřený obraz na sítnici. Pokud osvětlujeme pravidelný periodický děj záblesky světla se tejnou frekvencí jako je frekvence tohoto děje, tak vidíme tento děj neustále ve stejné fázi a nám se zdá jakoby se nehýbal (např. vidíme hlasivky neustále ve fázi závěru v průběhu fonace, nebo v jiné neustále stejné pozici). Pokud frekvenci záblesku o něco zvýšíme uvidíme tento děj zpomalně se pohybující, přičemž rychlost tohoto zpomalení vyplývá z rozdílu frekvence děje a záblesků. Dnešní laryngostroboskopy automaticky synchronizují svou frekvenci záblesků s hlasem pacienta na základě buď mikrofonu, nebo elektroglotografie (viz výše). Nevýhodou tohoto vyšetření je nemožnost stroboskopického efektu u výrazných chrapotů, kdy se hlasivky hýbou tak nepravidelně, že není s čím záblesky synchronizovat.
- *Mediastinoskopie*: Endoskopická metoda sloužící k přímému pozorování mezihrudí (mediastina). Mediastinoskop se zavádí kůží u horního okraje hrudní kosti.
- *Rektoskopie*: Endoskopická metoda k vyšetření konečníku. Provádí se kovovým neohebným rektoskopem, který se pacientovi zavádí do konečníku. Konečník lze prohlédnout a z něj i odebrat vzorky k dalšímu vyšetření. Užívá se u krvácení do stolice (enteroragii), podezření na nádor, zánět aj.
- *Sigmoidoskopie*: Endoskopie sloužící k prozkoumání konečníku a části tlustého střeva (esovité kličky – colon sigmoideum).

- *Kapslová endoskopie*: 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 zaznamenávacímu zařízení, které uloží všechny záznamy. Vyšetření trvá cca 8-12 hodin a kapsle z pacienta vyjde přirozenou vyměšovací cestou.

## 6.5 Dermatoskopie

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



Obrázek 6.7: Dermatoskop využívající imerzního oleje.

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

Dermatoskop je přenosná osvětlená 10–20× zvětšující lupa, která umožňuje rozpoznat jednotlivé strukturální rysy ve vyšetřovaných pigmentových projevech. Moderní digitální dermatoskopy používají polarizované světlo a není tak nutné použití imerze jako v případě imerzních dermatoskopů. Základem pro stanovení správné dermatoskopické diagnózy je dokonalé zaškolení v této vyšetřovací metodě. Problémem 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. Zvyšuje přesnost diagnostiky časných melanomů a umožňuje průběžné sledování pigmentových kožních lézí. Obrazy melanomů jsou digitálně uchovávány a sdíleny v databázích, kde je možné porovnávat a hodnotit případná rizika.

# Kapitola 7

## Lasery

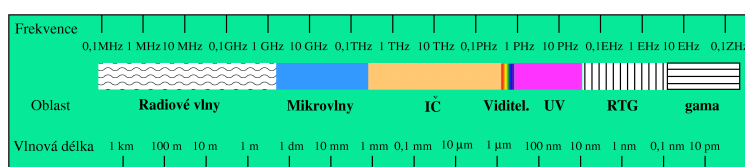
### 7.1 Světlo a elektromagnetické spektrum

Elektromagnetické spektrum (někdy zvané Maxwellova duha) zahrnuje elektromagnetické záření všech možných vlnových délek. Elektromagnetické záření o vlnové délce  $\lambda$  (ve vakuu) má frekvenci  $f$  a jemu připisovaný foton má energii  $E$ .

Viditelné světlo je elektromagnetické záření o vlnové délce přibližně 400 až 700 nm. Vlnové délky světla leží mezi vlnovými délkami ultrafialového záření a infračerveného záření. Tři základní vlastnosti světla (a elektromagnetického vlnění vůbec) jsou intenzita, barva (frekvence) a polarizace (úhel vlnění). Kvůli dualitě částice a vlnění má foton vlastnosti jak vlnění, tak částice. Studium světla a jeho interakcemi s hmotou se zabývá optika.

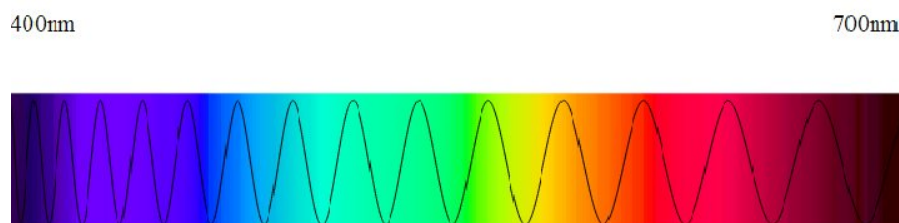
Viditelné světlo je část elektromagnetického spektra o frekvenci  $3.9 \times 10^{14}$  až  $7.9 \times 10^{14}$  Hz, kde rychlost ( $c$ ), frekvence ( $f$ ), a vlnová délka ( $\lambda$ ) zachovávají vztah:

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



Obrázek 7.1: Elektromagnetické spektrum.

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



Obrázek 7.2: Viditelné světlo.

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

V optice se také používá kruhová frekvence  $\omega$ , která je spojena s frekvencí  $f$  vztahem  $\omega = 2\pi f$ . Vlnová délka viditelného světla ve vakuu je tedy 400 až 700 nm. Tento rozsah je viditelným světlem pro lidské oko.

Vlnová délka se označuje řeckým písmenem lambda. Je definována jako vzdálenost, kterou urazí vlnění během jedné periody. Paprsek udává směr šíření světla. Tento pojem patří k základním pojmům v geometrické optice, která se zabývá přímočarým šířením světla v různých prostředích. Pomocí paprsků znázorníme například zobrazování zrcadly nebo čočkami. Odraz světla nastává na hladkém rozhraní mezi průhledným a neprůhledným prostředím (např. vzduch a vyleštěný kov), částečně také na rozhraní mezi dvěma průhlednými prostředími. Nejběžnějším praktickým využitím odrazu jsou nejrůznější zrcadla. Důležitou roli hraje odraz i v rezonátoru laseru. Lom světla nastává na rozhraní mezi dvěma průhlednými prostředími (např. vzduch a sklo). Světlo mění svůj směr podle toho, jaké optické vlastnosti mají obě prostředí. Čočky vytvářejí obrazy předmětů právě proto, že na jejich vybroušených plochách dochází k lomu světla. Ohyb je jev, ke kterému dochází při průchodu světla kolem malých překážek nebo úzkými štěrbinami. Světlo už se nešíří jen v původním směru, ale více či méně se od původního směru odchyluje. Interference (skládání) světla nastává vždy, když se setkají dva světelné paprsky. Při interferenci může dojít k zesílení nebo zeslabování světla podle dráhového rozdílu interferujících světél. Na interferenci světla je založeno např. holografické zobrazování. Monochromatické světlo je světlo jednobarevné, které obsahuje jen jedinou vlnovou délku. Světlo běžných zdrojů je vždy směsí světél různých barev (tedy i různých vlnových délek). Aspoň přibližně „jednobarevné“ světlo se u nich

získává použitím barevných filtrů. Skutečně monochromatické světlo však vyzařuje pouze laser. Koherentní světlo je světlo složené z vln, která mají v určitém místě a určitém okamžiku stejnou vlnovou délku a stejnou fázi. Běžné zdroje vyzařují světlo nekoherentní, laser je zdrojem světla koherentního.

Jestliže se budeme zajímat, jak takové světlo vzniká, musíme se dostat na úroveň kvantové teorie. Atomy nemohou mít jakoukoli energii, ale mohou se vyskytovat jen v určitých energetických stavech, na určitých energetických hladinách. V základním stavu má atom nejnižší energii. Jestliže atomu dodáme dostatečnou energii (např. zahřátím nebo ozářením), přejde z nižší energetické hladiny na vyšší, dojde k jeho excitaci neboli vybuzení. V excitovaném stavu však většinou zůstává jen velmi krátkou dobu (řádově  $10^{-8}$  s) a po vyzáření jednoho nebo několika fotonů se vrací do základního stavu. Světlo z běžných zdrojů není ani monochromatické, ani koherentní a tvoří vždy rozbíhavý svazek paprsků. Je to způsobeno tím, že zdroje světla jsou tvořeny obrovským množstvím navzájem nezávislých zářičů – atomů.

Hlavní zdroje světla s různými vlastnostmi:

- *Slunce*: zdrojem energie jsou termonukleární reakce v jeho nitru, kde dosahuje teplota kolem 14 mil. °C. Také jiné hvězdy na obloze jsou zdrojem světla a tepla, ale protože jsou od nás vzdáleny mnohem víc než Slunce, jeví se nám jen jako nepatrné zářící body. Měsíc nevysílá vlastní světlo, ale odráží jen část světla, které na jeho povrch dopadne ze Slunce.
- *Otevřený oheň*: světlo a teplo vzniká hořením, tj. oxidací hořlavých látek. Lidé získali první oheň zřejmě při úderu blesku a po dlouhou dobu (až do vynálezu žárovky) byla svítidla s otevřeným ohněm jedinými umělými zdroji světla. Byly to např. louče, svíčky, olejové, petrolejové nebo plynové lampy.
- *Žárovky*: teprve s rozvojem elektrotechniky se podařilo vytvořit zcela nový zdroj světla. V žárovce elektrický proud rozžhaví tenké kovové vlákno, které se rozzáří. Na světlo se přemění jen několik procent

dodávané energie, zbytek jsou tepelné ztráty. Žárovku vynalezl roku 1879 T. A. Edison.

- *Zářivky a výbojky*: průchodem elektrického proudu zředěnými plyny vzniká světlo různých barev. Tyto zdroje mají několikrát větší účinnost než žárovka a používají se k osvětlování čím dál častěji. Výbojka je také jednou ze základních částí některých typů laserů.
- *Luminiscenční diody*: jsou to miniaturní polovodičové zdroje světla, které známe častěji pod zkratkou LED (Light Emitting Diode). Jsou to ta blikající červená, zelená nebo žlutá světélka na většině elektronických přístrojů. Nejčastěji se používají k signalizaci a různým světelným efektům.
- *Laser*: všechny dříve uvedené zdroje vydávají „obyčejné“ světlo, které je nekoherentní a je směsí světél různých vlnových délek. Světlo laseru má vlastnosti v mnohém zcela odlišné - je koherentní, monochromatické a směrové. Žádný jiný zdroj světla těchto vlastností nevyzařuje.

## 7.2 Historie laseru

Zprvu existovala Einsteinova teorie, že by za vhodných podmínek mohlo vzniknout určité světlo neobvyklých vlastností. Dalších 40 let trvalo, než se povedlo sestavit zařízení, které by tento typ světla mohlo emitovat. V letech druhé světové války se začaly používat radiolokátory (radary), které pomocí odrazu elektromagnetických vln velmi malé vlnové délky – tzv. mikrovln – umožňovaly zjišťovat polohu nepřátelských letadel. Po válce vývoj pokračoval a konstruktéři hledali způsob, jak zlepšit parametry mikrovlnných vysílačů a přijímačů. Fyzikové se vrátili k Einsteinově myšlence stimulované emise záření. Prakticky současně dosáhli úspěchu vědci v tehdejší Sovětské svazu a ve Spojených státech. V roce 1954 vznikly v moskevském Fyzikálním ústavu akademie věd SSSR (N. G. Basov a A. M. Prochorov) a na Kolumbijské univerzitě v New Yorku (Ch. H. Townes) první kvantové generátory mikrovlnného záření. Tyto přístroje dostaly jméno maser, odvozené z počátečních písmen názvu Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation (zesilovač mikrovln pomocí stimulované

emise záření). Základem maseru byla komůrka se čpavkovou náplní, vložená do silného elektrického pole. Molekuly čpavku tak v dutině získaly energii, nutnou ke vzniku stimulované emise. Maser sloužil k zesilování velmi slabých mikrovlnných signálů nebo ke generování mikrovln. Hlavními výhodami maseru byla zejména nízká úroveň šumu a vysoká stabilita kmitočtu. Maser umožnil astronomům zesilovat i velmi slabé signály přicházející k nám z vesmíru. Stal se také nejpřesnějšími hodinami (tzv. atomové hodiny) s teoretickou odchylkou 1 s za několik miliónů let.

Od čpavkového maseru už byl jen krůček k sestrojení kvantového zesilovače, pracujícího místo mikrovln se stimulovanou emisí světla. Do cíle se jako první dostal Theodore Maiman. Musel však nejprve vyřešit tři základní technické problémy:

- Jaké použít aktivní prostředí, v němž by docházelo ke stimulované emisi?
- Jak zajistit, aby atomy aktivního prostředí přešly na vyšší energetickou hladinu (excitace, buzení atomů)?
- Jak zajistit, aby v aktivním prostředí docházelo ke stimulované emisi záření?

Maiman všechny tři problémy úspěšně vyřešil a v létě roku 1960 získal první červené paprsky laserového světla. Jeho kvantový generátor dostal jméno laser, opět jako zkratka názvu Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (zesilovač světla pomocí stimulované emise záření). Prototyp laseru byl sice velmi primitivní, ale i dnešní nejmodernější a nejvýkonnější lasery vycházejí z jeho sestavy:

1. Jako aktivní prostředí byl vybrán krystal syntetického rubínu
2. Buzení atomů na vyšší energetickou hladinu se provádělo krátkými světelnými záblesky výbojky
3. K zesílení světla stimulovanou emisí docházelo mezi dvěma rovnoběžnými zrcadly



Krátce po prvním rubínovém laseru začaly vznikat další a další typy. Lišily se nejen aktivním prostředím, ale i způsobem buzení, výkonem a dalšími vlastnostmi a parametry. Začal věk kvantové optiky. Od té doby se začal laser rychle rozšiřovat a rozbíhat do různých oborů jako např. do vědy, průmyslu, medicíny, chemie, biologie, energetiky, výpočetní techniky, ale také do běžného života. Již od roku 1961 bylo záření takového laseru použito k léčení očních a kožních onemocnění. Dnes se s lasery setkáváme velmi často, aniž bychom si to sami uvědomovali. Za vytvoření laseru získali tvůrci patent a Nobelovou cenu.

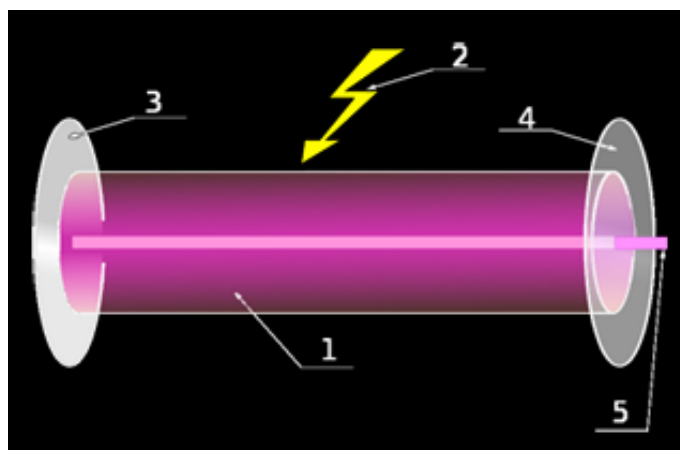
Hlavní mezníky ve vývoji laserové techniky:

- 1917: Albert Einstein předpovídá, že kromě absorpce a emise záření existuje ještě stimulovaná emise, při níž dochází k zesílení světla, procházejícího látkou.
- 1928: Poprvé byla stimulovaná emise pozorována R. Ladenburgem a H. Kopfermannem v plynu.
- 1940: Sovětský fyzik V. A. Fabrikant navrhl využít stimulovanou emisi v plynném prostředí k zesilování světla.
- 1947: Britsko-maďarský vědec D. Gabor vypracoval teorii holografie.
- 1954: Sovětští fyzikové N. G. Basov a A. M. Prochorov a americký fyzik Ch. H. Townes položili základy novému fyzikálnímu oboru – kvantové elektronice. Byl sestrojen první maser, ve kterém docházelo ke vzniku mikrovlnného záření molekul čpavku. V následujících letech vznikla řada maserů různých typů.
- 1958: Američtí vědci A. L. Schawlow a jeho švagr Ch. H. Townes publikovali v odborném časopise *Physical Review* článek „Infračervený a optický maser“. V něm navrhli konstrukci optického kvantového generátoru, později nazvaného laser.
- 1960: Theodore H. Maiman, pracující v laboratořích firmy Hughes Aircraft, zkonstruoval první laser, jeho aktivní látkou byla tyčinka ze syntetického rubínu. Vydával červené světlo o vlnové délce 694,3 nm.

- 1960: A. Javan, W. Bennett a D. Herriott sestrojili první plynový laser, aktivní látkou byla směs hélia a neonu. Vlnová délka jeho světla byla 1150 nanometrů. Začal bouřlivý vývoj různých typů laserů a hledání jejich využití.
- 1962: Vznikly první polovodičové lasery, využívající přechodu p-n (R. Hall). Musely být chlazeny kapalným dusíkem na teplotu  $-196\text{ }^{\circ}\text{C}$ .
- 1964: Basov, Prochorov a Townes obdrželi Nobelovu cenu za fyziku jako ocenění zásluh o vznik a rozvoj kvantové elektroniky.
- 1964: Kumar Patel sestrojil první výkonný laser s oxidem uhličitým jako aktivní látkou, vlnová délka záření 1060 nanometrů.
- 1964: První neodymový laser (Nd:YAG) uvedli do provozu J. F. Geusic a R. G. Smith.
- 1965: První chemický laser, ve kterém dochází k buzení energií, uvolněnou při chemických reakcích.
- 1965: Pomocí laserového světla byly vytvořeny první hologramy (D. Gabor a další).
- 1971: I. Hayashi a M. Panish zkonstruovali první polovodičový laser pracující při pokojové teplotě.
- 1975: První excimerový laser s excitovanými molekulami xenonu.
- 1983: V USA byl uveden do provozu první excimerový laser pracující v ultrafialové oblasti (vlnová délka 193 nm).

### 7.3 Princip laseru

Základem laserového paprsku jsou děje v elektronovém obalu atomů. Světlo vzniká přechodem atomů z vyššího do nižšího energetického stavu. Atomy tedy vyzařují energii nezávisle na sobě. V případě laserového paprsku jednotlivé atomy vyzáří energii jakoby na povel. Jde tedy o určitou uspořádanost oproti běžnému světlu.



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>.

Konstrukci laseru popisuje zjednodušeně obrázek 7.3. Laser je tvořen aktivním prostředím (1), rezonátorem (3,4) a zdrojem energie (2). Laserové světlo vzniká stimulovanou emisí, která ke svému vzniku vyžaduje vnější podnět. Kdyby se zdroj skládal jen z jediného atomu, byl by vznik stimulované emise velmi nepravděpodobný. Ve zdroji je však světlo vyzařováno obrovským množstvím atomů a to stimulovanou emisí usnadňuje. Nejprve je nutné, aby se co nejvíc atomů dostalo do vybuzeného stavu, a pak v něm setrvalo dostatečně dlouhou dobu. Látky, ve kterých k tomuto jevu může dojít, se nazývají aktivní prostředí. Energetickým hladinám, na kterých setrvávají atomy delší dobu, se říká metastabilní hladiny, tedy aktivní prostředí nemohou tvořit ledajaké prvky. Aktivní prostředí musí obsahovat prvky, které obsahují tzv. metastabilní hladinu. U prvního zkonstruovaného laseru byl aktivním prostředím krystal rubínu a buzení zajišťovala výbojka, podobná jako se používá u fotografických blesků. Zdrojem energie je do aktivního média dodávána energie. Ta energeticky vybudí elektrony aktivního prostředí ze základní energetické hladiny do vyšší energetické hladiny, dojde k tzv. excitaci. Takto je do vyšších energetických stavů vybuzeena většina elektronů aktivního prostředí a vzniká tak tzv. inverze populace. Při opětovém přestupu elektronu na nižší energetickou hladinu dojde k vyzáření (emisi) kvanta energie ve formě fotonů. Tyto fotony následně interagují s dalšími elektrony inverzní populace, čímž

spouštějí tzv. stimulovanou emisi fotonů, se stejnou frekvencí a fází. Díky umístění aktivní části laseru do rezonátoru, dochází k odrazu fotonů a jejich opětovnému průchodu prostředím. Rezonátor je tvořen dvěma zrcadly: protější konce rubínové tyčinky jsou zbroušeny přesně rovnoběžně a kolmo na osu tyčinky. Jeden konec je postříbřen a tvoří dokonalé zrcadlo (odrazivost až 99,9 %), druhé zrcadlo je částečně propustné. Zrcadla dále podporují stimulovanou emisi, a tím dochází k exponenciálnímu zesilování toku fotonů. Výsledný světelný svazek pak opouští rezonátor průchodem skrze výstupní polopropustné zrcadlo.

## 7.4 Rozdělení laserů

I když všechny lasery pracují na stejném základě (stimulované emisi), liší se výrazně svou konstrukcí i vlastnostmi. Pro jejich rozdělení můžeme zvolit různá kritéria:

- *Skupenství aktivního prostředí*: pevná látka, kapalina, plyn, polovodič
- *Vlnová délka*: submilimetrové, infračervené, viditelné světlo, ultrafialové, rentgenové
- *Excitace (buzení, „pumpování“)*: optickým zářením, elektrickým polem, chemickou reakcí, elektronovým svazkem atd.
- *Počet energetických hladin*: dvou, tří a vícehladinové
- *Režim práce*: pulzní, kontinuální (spojitý)

### 7.4.1 Skupenství aktivního prostředí

- *Pevnolátkové lasery*: Aktivním prostředím jsou krystalické nebo amorfní izolanty s příměsí vhodných iontů, excitace je obvykle optická. Tyto lasery mohou pracovat v různých režimech a za různých provozních podmínek, jsou stabilní a mají malé nároky na údržbu. Jejich záření má vlnové délky v oboru infračerveného a viditelného světla. Nejznámějším představitelem je laser rubínový, jehož aktivním prostředím je krystal syntetického rubínu. Právě z rubínové tyčinky se Maimanovi podařilo

získat první laserový paprsek červeného světla. Nejrozšířenější je dnes laser neodymový. Vyzařuje infračervené záření nebo zelené světlo a má uplatnění v nejrůznějších oborech, zejména v medicíně.

- *Kapalinové lasery*: Aktivním prostředím těchto laserů jsou roztoky různých organických barviv. Pomocí několika druhů barviv a metod tzv. nelineární optiky je možno dosáhnout prakticky všech vlnových délek od 300 nm do 1500 nm. Proto se kapalinové lasery používají např. ve spektroskopii. Jejich nevýhodou je krátká životnost aktivního prostředí, které se teplem a světlem rozkládá.
- *Plynové lasery*: Aktivní plynné prostředí může být tvořeno atomy, ionty nebo molekulami. Plynové lasery pracují ve velmi širokém rozsahu vlnových délek v kontinuálním nebo pulzním režimu. Jejich excitace je většinou pomocí elektrického výboje ve zředěném plynu, optická excitace se používá jen zřídka. Plynové lasery mají homogenní aktivní prostředí, které zajišťuje jejich výborné parametry. Nevýhodou je poměrně malý výkon. K nejrozšířenějším typům patří červeně zářící helium-neonový laser, v průmyslu a medicíně se nejvíce používá infračervený laser CO<sub>2</sub>. Světelné efekty poskytuje např. modře a zeleně zářící laser argonový. Zvláštním typem plynových laserů jsou lasery excimerové, které jsou výkonným zdrojem ultrafialového záření. Aktivním prostředím jsou molekuly, vzniklé spojením dvou atomů různých vzácných plynů (argon-krypton, krypton-fluor, apod.) působením svazku elektronů.
- *Polovodičové lasery*: Tato skupina laserů dnes patří mezi nejrozšířenější, zdrojem záření je tzv. laserová dioda. Diody mají velmi malé rozměry, což je na jedné straně jejich výhoda, na druhé straně je jejich paprsek rozbíhavější než u jiných typů laserů. Účinnost diod je vysoká (až 50 %), jejich výkon se dá snadno měnit (modulovat) změnou elektrického proudu. Proto našly laserové diody velké uplatnění zejména v telekomunikacích, ve výpočetní technice i spotřební elektronice. LED je zdrojem nekoherentního záření. Fyzikální princip luminiscenční diody je založen na rekombinaci, tzn. rekombinuje-li elektron s dírou, odevzdává energii zhruba rovnou šířce zakázaného pásu. Injekcí

majoritních nosičů do polovodiče opačné vodivosti při přiložení napětí na PN přechod v propustném směru se zvýší pravděpodobnost rekombinace a často k ní dochází. Při rekombinaci každého páru elektron-díra se uvolní určité kvantum energie, které se může vyzářit mimo krystal nebo absorbovat v mřížce, což se projeví zvýšenou teplotou krystalu.

Pravděpodobnost zářivé rekombinace je mnohonásobně větší pro polovodiče s tzv. přímým přechodem, tzn. že minimum vodivostního pásu je při stejném  $k$  (vlnové číslo) jako maximum pásu valenčního (např. GaAs). U polovodičů s nepřímým přechodem jsou polohy maxima a minima posunuty (např. Si). Pravděpodobnost zářivé rekombinace dále roste se zvětšující se šířkou zakázaného pásu. U křemíku se šířkou zakázaného pásu 1,1 eV je uvolňovaná energie převážně absorbována v krystalu, ze kterého je odváděna přes pouzdro diody do okolního prostředí. Vyrobit-li diodu z GaAs, který má šířku zakázaného pásu 1,34 eV, bude již nezanedbatelná část energie rekombinace vyzařována ve formě fotonů o příslušné vlnové délce, která však ještě spadá do oblasti neviditelného infračerveného záření. Kombinací tohoto materiálu s fosforem, tzv. galium arsenid fosfid, GaAsP, získáme již materiál, který, je-li z něj vytvořen PN přechod, vyzařuje červené viditelné záření. Použijeme-li materiál o vhodné šířce zakázaného pásu, můžeme vytvořit diody svítící v propustném směru světlem zeleným, žlutým nebo oranžovým. Další používané materiály jsou GaP, GaAlAs (červená), InGaP, SiC (zelená a modrá).

Při aplikaci svítivých diod je stačí zapojit v propustném směru přes vhodný odpor na zdroj napětí. Proud diodou na dosažení vhodné intenzity světla je třeba vyčíst z katalogu (obvykle 10-20 mA i více). Při použití LED k indikaci střídavého napětí musíme mít na paměti, že maximální povolené závěrné napětí těchto diod bývá malé, proto se doporučuje do série s LED zapojit obyčejnou usměrňovací diodu.

Světlo emitující diody se používají k indikačním účelům (nahrazení nespolehlivých žárovek), v zobrazovacích informacích (sedmisegmentový nebo maticový zobrazovač), či u směrových světel automobilů. Perspektivním cílem aplikace luminiscenčních diod s vhodnými barvami

světla (model RGB) může být vytvoření ploché obrazovky, kde se ovšem objevuje omezující faktor – nedostačující účinnost.

### 7.4.2 Excitace aktivního prostředí

- *Optické buzení*: Energie, potřebná ke vzniku laserového záření se dodává ve formě světelného záblesku. Např. v rubínovém laseru je rubínová tyčinka vložena do spirálové výbojky. Jejím zábleskem dojde k přechodu atomů na vyšší hladinu, při jejich návratu do základního stavu se část této energie vyzáří ve formě laserového záblesku. Používá se u pevnolátkových a kapalinových laserů.
- *Buzení elektrickým polem*: Základem je elektrický výboj, ke kterému dochází v plynové náplni laseru. Lasery pracují v kontinuálním provozu a jejich výkon se dá měnit změnou objemu plynu nebo jeho plynulou cirkulací.
- *Chemická excitace*: K čerpání energie do aktivního prostředí se využívá energie exotermických chemických reakcí. První chemický laser byl zkonstruován roku 1965 a využíval reakce vodíku s chlorem. Později se začala používat reakce vodíku s fluorem. U jiného typu se získává energie disociací (štěpením) molekul jódu ultrafialovým zářením.

## 7.5 Aplikace laserů

### 7.5.1 Průmyslové využití

V průmyslu se začalo využívat laserové záření téměř ihned po sestavení prvního laseru. Soustředěný laserový paprsek je schopen zpracovávat kovové i nekovové materiály s bezkonkurenční kvalitou a zcela novými technologickými postupy:

- *Obrábění materiálů (řezání a vrtání)*: Laserové obrábění se dnes používá prakticky ve všech výrobních odvětvích. Zvláště výhodné je použití laseru při přesném vyřezávání složitých tvarů. V místě dopadu laserového paprsku se materiál taví a je z řezu „odfukován“ proudem inertního plynu. Přitom nevzniká téměř žádný odpad a materiál

při řezání ani není třeba upínat. Proto se tímto způsobem dají s vysokou přesností řezat i křehké nebo snadno deformovatelné materiály, například textil. Snadné vyřezávání šablon nebo fólií podle počítačové předlohy zvyšuje produktivitu práce také práci v reklamním průmyslu.

- *Svařování kovů:* Svařování laserem je v mnoha případech výhodnější než použití klasických technologií. Tepelné působení paprsku je jenom lokální, takže nedochází k tepelnému poškození okolí svařovaného místa. Paprsek, soustředěný do průměru menšího než 0,5 mm, dovoluje vytvářet i velmi jemné a kvalitní sváry, celý proces je možno řídit počítačem. Svařovat se dá nejen většina materiálů svařovatelných běžným způsobem. Díky soustředění energie na nepatrnou plošku lze svářet i materiály s vysokou teplotou tání. Laser je zvláště vhodný pro svařování nerezavějící oceli, titanových, zirkonových nebo chrom-niklových slitin.
- *Značení a gravírování:* Laserový paprsek vytváří na povrchu materiálu mechanicky odolný, velmi přesný a kontrastní popis. Jeho trvanlivost je zaručena bez použití chemických přísad, barev nebo mechanických zásahů do struktury materiálu. Označovat se dá prakticky jakýkoli kovový i nekovový materiál, povrch výrobku může mít libovolný tvar a povrchovou úpravu. Změnou parametrů laseru je možno plynule měnit hloubku popisu od několika tisícín milimetru až po gravírování do větší hloubky. V technických aplikacích je důležitá hlavně trvanlivost popisu, reklamní použití klade důraz především na grafickou kvalitu popisu. Nejčastěji se používá neodymový nebo CO<sub>2</sub> laser.
- *Dekorace skla:* Zajímavou aplikací je dekorování skleněného povrchu jeho „vypalováním“ laserovým paprskem. V místě dopadu paprsku se částečně odpaří sklovina z povrchu předmětu, změny teploty způsobí vznik jemných povrchových prasklin. Na jejich hranách dochází k rozptylu dopadajícího světla a předmět (např. váza) má v těchto místech zářivý vzhled. Pro dekoraci skla se používají lasery, vyzařující infračervené světlo, které je sklem dobře pohlcováno – např. CO<sub>2</sub> laser.
- *Zaměřování a měření vzdáleností:* Laserový paprsek se šíří přímočaře a má - na rozdíl od světla z běžných zdrojů – minimální rozbíhavost.



Je proto ideálním pomocníkem při zaměřování a vytyčování objektů na stavbách nebo v geodézii. S rozvojem polovodičových laserových diod dnes najdeme zaměřovače v profesionálních i spotřebitelských zařízeních. Patří k nim třeba laserová vodováha nebo přímočará pilka se zaměřovacím paprskem pro přesné řezání. Laserovým paprskem se měří vzdálenosti v geodézii, ale i vzdálenosti družic nebo Měsíce od Země. Princip je podobný jako u radaru – měří se doba mezi vysláním a přijetím světelného impulzu.

### 7.5.2 Lékařské využití

Specifické vlastnosti laserového světla našly už velmi brzy po objevu své uplatnění. Rozsah použití laseru v současné medicíně je velmi široký a jeho aplikací stále přibývá. Pro lékaře je zvláště cenná možnost koncentrace energie záření na nepatrné plošce. Tato energie se ve tkáních pohlcuje a mění na teplo. Proto má laser významné postavení především v chirurgii. Laserové operace jsou bezdotykové a jejich výsledkem je ostře ohraničený řez tkání bez poškození okolí. Současně s řezem dochází ve tkáni ke koagulaci – teplem se uzavřou konce cév, takže rána mnohem méně krvácí. Rozvoj vláknové optiky umožnil přenos laserového záření optickými vlákny i do různých vnitřních orgánů.

- *Oční operace:* Laserového světla se užívá v očním lékařství při velmi složitých a citlivých operacích. Zářením se může „přivařit“ odchlípená oční sítnice, odstraňuje se zelený zákal, léčí se postižení sítnice při cukrovce. Zřejmě nejpopulárnějšími aplikacemi laseru v očním lékařství jsou operace očních vad (krátkozrakost, dalekozrakost) excimerovým laserem, označované zkratkou LASIK. Podstatou uvedených očních vad bývá obvykle nepřiměřené zakřivení rohovky vzhledem k délce oka. Laserovým paprskem se v takovém případě tvar rohovky upraví a vada se zcela nebo částečně odstraní. Zákrok spočívá v úpravě zakřivení oční rohovky tak, aby se světelné paprsky sbíhaly přesně na sítnici a vytvářely ostrý obraz předmětu. Při operaci se laserovým paprskem postupně „odpařuje“ povrch rohovky, až se získá její požadovaný tvar. Operace probíhá v několika krocích: nejprve se částečně odřízne

a odklopí vrchlík rohovky, následuje „vytvarování“ rohovky laserem a opětovné uzavření oka odklopeným vrchlíkem.

- *Dermatologie*: Velmi rozšířené je použití laserů v dermatologii i v kosmetických salonech. Paprsek výkonného erbiového laseru, řízeného počítačem, přesně odstraní tkáň, která je v daném místě nežádoucí. K jejímu „odpařování“ dochází ve velmi tenkých vrstvičkách, silných jen tisícinny milimetru. K ošetření ani není třeba používat místní znecitlivění. Odstraňují se tak bradavičky, barevné skvrny nebo mateřská znaménka, vyhlazují se jizvy. Stále běžnější je použití laserů i v dalších medicínských oborech jako je stomatologie, chirurgie obecná i specializovaná, gynekologie, angioplastika (zprůchodňování cév), onkologie, traumatologie a další.

### 7.5.3 Další oblasti využití

- *Astronomie, geodézie, geofyzika* : Pulzními lasery (délka impulzů řádově až  $10^{-15}$  s), se měří vzdálenosti různých objektů na základě odrazu záření od nich. Doba, která uplyne mezi vysláním impulzu a přijetím odraženého impulzu, je úměrná vzdálenosti překážky. Při měření se používají tzv. koutové odražeče, umístěné na objektech. Od koutového odražeče se světlo odráží vždy zpět, nezávisle na úhlu dopadu. Na stejném principu funguje i běžná odrazka na jízdním kole. Astronomové měří tímto způsobem vzdálenosti družic nebo Měsíce s přesností několika centimetrů! Koutový odražeč byl jeden z prvních přístrojů, které umístili američtí astronauti na povrchu Měsíce. Laserová měření slouží mj. k určování drah družic, při studiu zemětřesení nebo měření vzájemného pohybu zemských kontinentů.
- *Ekologie a meteorologie*: Laserové radary, tzv. LIDARY, se používají k měření znečištění zemského ovzduší. Laserový paprsek se částečně odráží a částečně rozptyluje na částicích obsažených v ovzduší. Odražené signály se vyhodnocují, tímto způsobem je možno určit rozložení a směr pohybu kouřových částic a dalších znečišťujících látek v ovzduší. Lidarem se také měří výška oblačnosti nebo proudění vzduchu a jeho

turbulence v atmosféře. Podobná metoda se uplatňuje i na kosmických sondách, např. při studiu atmosféry Marsu a dalších planet.

- *Jaderná fyzika*: Soustředěná energie laserového paprsku by mohla být využita k nastartování jaderné fúze (termonukleární reakce). Jinou aplikací je konstrukce nepředstavitelně přesných atomových hodin, prakticky používaných například při satelitní navigaci nebo v astronomii. Laserový paprsek se uplatňuje i v mikroelektronice při výrobě polovodičových součástek. Základem této technologie je odpařování tenkých vrstev křemíku.
- *Vojenské aplikace*: Nenáročnou vojenskou aplikací jsou laserové značkovací na ručních zbraních, které mohou viditelně označit místo zásahu. Laserové dálkoměry slouží na různých zbraních, např. tancích, k přesnému zaměření a určení vzdálenosti cíle. Přesnost leteckých raketových střel s laserovým zaměřováním a naváděním dosahuje hodnot, jinými způsoby těžko dosažitelných. Na základě údajů laserových zaměřovačů je možno stanovit optimální dráhu mezikontinentálních balistických raket. Zatím spíše z oblasti sci-fi jsou projekty likvidace mezikontinentálních balistických raket vysoce výkonnými lasery, umístěnými na pozemní stanici nebo na oběžné dráze kolem Země.
- *Laserová tiskárna a kopírka*: Laserová tiskárna používá laserový paprsek k vytvoření elektrostatického „obrazu“ na světlocitlivém válci. Obraz je pak z rotujícího válce přenesen ve viditelné formě na papír. Informace o znacích vytvořených počítačovým programem jsou přiváděny do modulátoru, kterým je laserový paprsek přerušován. Na světlocitlivý válec se pak elektrostaticky nanáší tzv. toner a z válce je přenášen na papír. Vyhřívacími válci se toner roztaví a trvanlivě pronikne do struktury papíru. Laserová tiskárna poskytuje velmi kvalitní výsledky při velké rychlosti tisku. Podobnou konstrukci má také laserová kopírka, elektrostatický „obraz“ na světlocitlivém válci vznikne odrazem laserového paprsku od kopírované předlohy.
- *Kompaktní optické disky (CD, DVD)*: Záznam na kompaktním disku je tvořen obrovským počtem prohlubní (pitů) na lesklé ploše disku. Šířka

záznamové stopy je jen několik tisícín mm. Miniaturní polovodičová laserová dioda vyzařuje infračervený paprsek, který se odráží hranolem směrem k disku a po zaostření dopadá na záznamovou stopu. Když paprsek dopadne na lesklou plochu, většina světla se odrazí, přichází do detektoru a vznikne elektrický impulz. Jestliže dopadne na prohlubeň (pit), světlo se při odrazu rozptýlí a detektor žádný impulz nevytvoří. Z detektoru tak vychází přerušovaný digitální signál, který elektronické obvody zpracují na signál zvukový, obrazový apod. Snímání záznamu z disku je bezkontaktní a proto nedochází u kompaktních disků k žádnému opotřebování při provozu (na rozdíl od klasických gramofonových desek, magnetofonových pásek, disket apod.) Aby laserový paprsek stále sledoval čtenou záznamovou stopu, jsou CD mechaniky vybaveny velmi přesnými servomechanismy.

- *Laserové ukazovátko, čárový kód:* Laserové ukazovátko má velmi jednoduchou konstrukci. Jeho základem je miniaturní laserová dioda s nezbytným elektronickým obvodem. Protože levné diody nevytvářejí dokonale rovnoběžný svazek paprsků, musí být na výstupu ještě spojná čočka. K napájení stačí vzhledem k malé spotřebě miniaturní baterie s napětím několik voltů. První patent na identifikaci zboží pomocí skupiny rovnoběžných čar byl udělen v roce 1952, ale k rozšíření čárových kódů v průmyslu a obchodě došlo až zhruba po dvaceti letech. Čárové kódy mají mnoho variant a v průmyslových zemích je jimi dnes označena naprostá většina výrobků. Čtečka čárového kódu je opatřena miniaturním laserem. Kmitající světelný paprsek se od tmavých čar neodráží, od světlých mezer se odráží. Detektor čtečky tak odesílá do počítače digitální signály o druhu a ceně zboží. Počítačový program vypočítá celkovou cenu nákupu a tiskárna v pokladně vytiskne účet. Současně počítač odečte prodané zboží ze skladových zásob. Konstrukce čtečky umožňuje číst čárový kód i z větší vzdálenosti.

# Kapitola 8

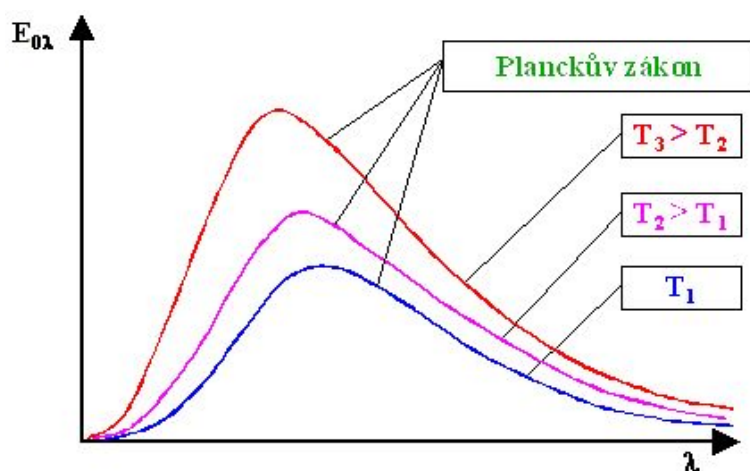
## Bezkontaktní termografické systémy

### 8.1 Základy přenosu tepla

- *Přenos tepla vedením (kondukcí)*: Kinetická energie neuspořádaného pohybu molekul se předává srážkami na sousední molekuly – dochází k přenosu tepelná energie. Vedení dominuje v pevných látkách, ale také v tekutinách bez proudění. Vedení tepla zvyšují volné elektrony či ionty v tekutinách.
- *Přenos tepla konvencí (prouděním)*: Přemístěním molekul v prostoru při nuceném či přirozeném proudění se přenáší i tepelná energie. Přenos tepla konvekcí dominuje v tekutinách, existuje ovšem i v pevných látkách (např. difúze).
- *Přenos tepla zářením (radiací, sáláním)*: Každý objekt s teplotou vyšší než 0 K vyzařuje fotony, které jsou nositeli energie transformované v teplo. Fotony se šíří v transparentním prostředí rychlostí světla.

### 8.2 Teoretický základ

Mezi základní zákony potřebné pro pochopení termovizních měření patří Planckův vyzařovací zákon, Wienův zákon, Stefanův-Boltzmannův zákon a také 1. a 2. Kirchhoffův zákon.



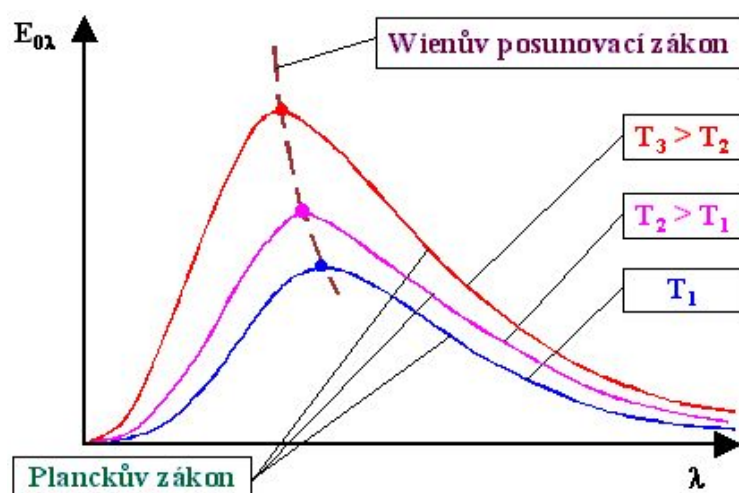
Obrázek 8.1: Spektrální hustota zářivého toku dokonale černého tělesa v závislosti na vlnové délce záření a teplotě zářiče. Převzato se svolením autora [67]: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0202.htm>.

### 8.2.1 Planckův vyzařovací zákon

Zdroje elektromagnetického záření vyzařují svou energii po kvantech. Na základě kvantové teorie a v souladu se zákony pravděpodobnosti odvodil Planck vyzařovací zákon, který konstatuje, že záření o frekvenci  $f$  může být vyzařováno nebo pohlcováno jen po kvantech energie o velikosti  $E = hf$ . Tento zákon je možné matematicky vyjádřit vztahem:

$$E_{0\lambda} = \frac{c_1 \cdot \lambda^{-5}}{\exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right) - 1}, \quad (8.1)$$

kde  $E_{0\lambda}$  je spektrální hustota zářivého toku černých objektů do polo-prostoru,  $T$  je teplota objektu,  $\lambda$  je vlnová délka záření a  $c_1 = 3,74 \times 10^{-16} \text{ W}\cdot\text{m}^2$  a  $c_2 = 1,44 \times 10^{-2} \text{ K}\cdot\text{m}$  jsou konstanty úměrnosti. Grafická závislost Planckova zákona je uvedena na obrázku 8.1. Na tomto obrázku jsou vykresleny závislosti spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa na vlnové délce záření, a to pro různé teploty zdroje záření. Je zřejmé, že se zvětšující se teplotou zdroje se zvětšuje spektrální hustota zářivého toku dokonale černého tělesa a maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku se posouvá ke kratším vlnovým délkám.



Obrázek 8.2: Zobrazení Wienova posunovacího zákona v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa na vlnové délce záření. Převzato se svolením autora [67]: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0203.htm>.

### 8.2.2 Wienův posunovací zákon

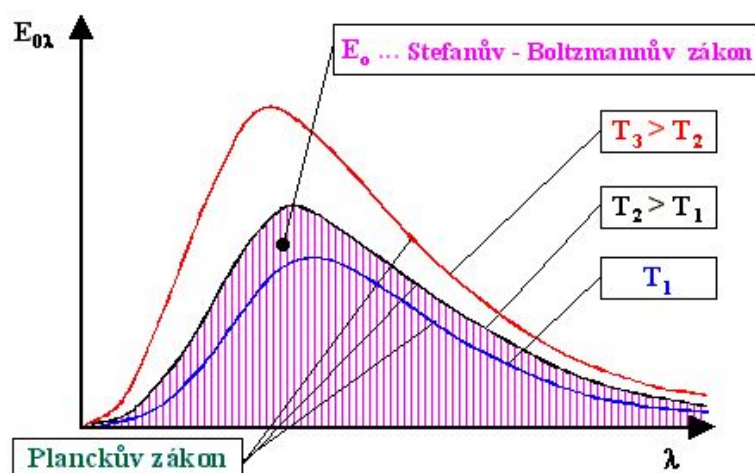
S rostoucí teplotou zářiče se posouvá maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku ke kratším vlnovým délkám. Matematická formulace Wienova posunovacího zákona je dána vztahem:

$$\lambda_{max} \cdot T = 2,8978 \cdot 10^{-3} \text{ mK}, \quad (8.2)$$

kde  $\lambda_{max}$  je vlnová délka, při níž je hodnota spektrální hustoty zářivého toku při dané teplotě zářiče maximální. Wienův posunovací zákon je možné získat z Planckova vyzařovacího zákona derivací spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa  $E_{o\lambda}$  dle vlnové délky  $\lambda$ , přičemž tuto derivaci je třeba položit rovnu nule. Tím získáme průběh poloh maxim izoterm v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa  $E_{o\lambda}$  na vlnové délce  $\lambda$  (viz obrázek 8.2).

### 8.2.3 Stefanův-Boltzmannův zákon

Každé těleso, které má nenulovou absolutní teplotu září, přičemž hustota zářivého toku je úměrná čtvrté mocnině absolutní teploty. Matematickou formulaci Stefanova-Boltzmannova zákona lze získat, provedeme-li integraci



Obrázek 8.3: Zobrazení Stefanova – Boltzmannova zákona v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa na vlnové délce záření. Převzato se svolením autora [67]: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0204.htm>.

spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa  $E_{0\lambda}$  dle Planckova vyzařovacího zákona, a to přes celý rozsah vlnových délek a za konstantní teploty. Pro hustotu zářivého toku dokonale černého tělesa dostaneme

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

kde  $\sigma_0$  je Stefanova-Boltzmannova konstanta, která má hodnotu  $\sigma_0 = 5,6697 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ . Hustotu zářivého toku dokonale černého tělesa  $E_0$  lze zobrazit v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa  $E_{0\lambda}$  na vlnové délce  $\lambda$  jako plochu pod danou izotermou (viz obrázek 8.3).

Pro nedokonalé zářiče, které se také označují jako šedé povrchy, lze pak hustotu zářivého toku vyjádřit vztahem:

$$E = \epsilon \cdot \sigma_0 \cdot T^4, \quad (8.4)$$

kde  $\epsilon$  je emisivita<sup>1</sup> zářiče.

<sup>1</sup>Emisivita (resp. poměrná zářivost) vyjadřuje schopnost zářiče vyzařovat. Dokonalé zářiče (dokonale černá tělesa) mají  $\epsilon = 1$ , nedokonalé zářiče (šedá tělesa) mají  $\epsilon \in (0, 1)$  a absolutně nedokonalé zářiče (bílá tělesa) mají  $\epsilon = 0$ .



### 8.2.4 První Kirchhoffův zákon

Nezaměňovat s prvním Kirchhoffovým zákonem pro elektrické obvody. Zabývá se interakcí záření s objektem a říká, že součet reflektance  $r$ , absorptance  $a$  a transmitance  $t$  daného objektu je vždy roven jedné:

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

### 8.2.5 Druhý Kirchhoffův zákon

Nezaměňovat s druhým Kirchhoffovým zákonem pro elektrické obvody. Druhý Kirchhoffův zákon konstatuje, že objekt je tak dokonalým zářičem, jak dovede záření pohlcovat, a proto platí

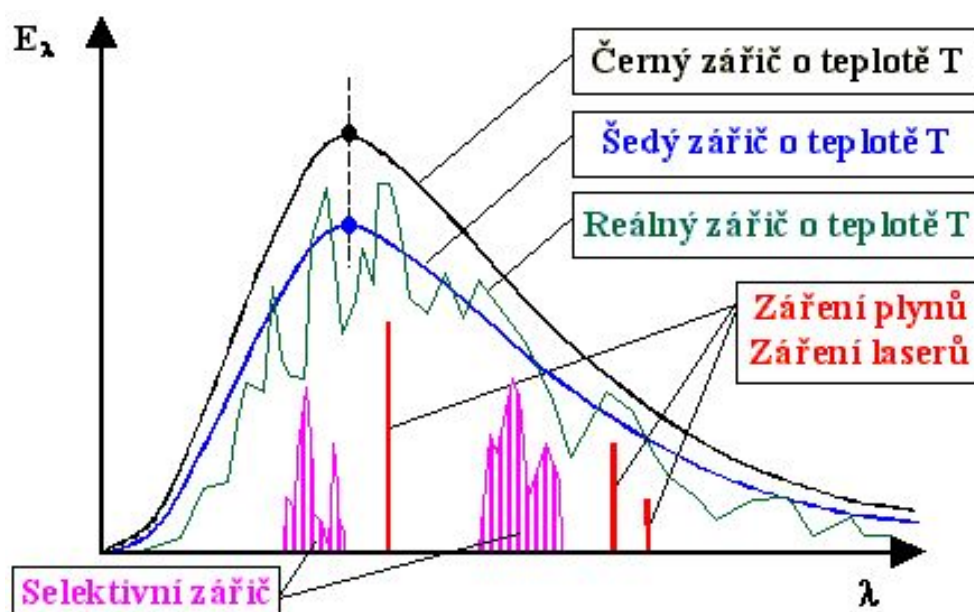
$$\epsilon = a \quad (8.6)$$

Při interakci záření s povrchem je třeba také uvažovat kvalitu povrchu, která má vliv na šíření záření po odrazu. Z tohoto pohledu rozlišujeme dva mezní typy povrchů, a to zrcadlový povrch, kdy úhel dopadu záření je roven úhlu odrazu a difúzní povrch, který dopadající záření odráží rovnoměrně do všech směrů.

## 8.3 Spektrum záření reálných zdrojů

Spektrum různých zdrojů záření nebývá totožné se spektrem dokonalých zářičů s absolutně černým povrchem (viz obrázek 8.4). Záření ideálně šedých povrchů a absolutně černých povrchů se při stejné teplotě  $T$  liší tak, že šedý zářič má při každé vlnové délce spektrální hustotu zářivého toku menší a maximum spektrální hustoty zářivého toku je u ideálně šedých a černých zářičů o stejné teplotě vždy při stejné vlnové délce.

Reálné tepelné zářiče mají spektrální hustotu zářivého toku v závislosti na vlnové délce značně proměnnou, a to obvykle s několika lokálními extrémy. Zabýváme-li se jen energetickým působením záření, lze záření reálného tepelného zářiče nahradit přibližně průběhem spektrální hustoty zářivého toku šedého zářiče. Můžeme se však setkat i se selektivními zářiči, které září pouze v některých oblastech vlnových délek. Chceme-li využívat

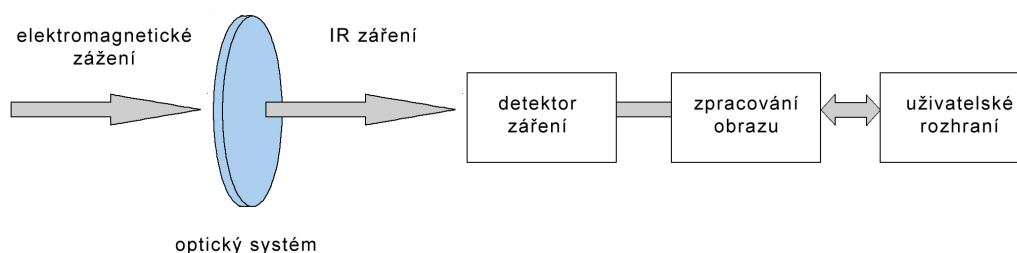


Obrázek 8.4: Závislosti spektrální hustoty zářivého toku různých zdrojů záření na vlnové délce záření. Převzato se svolením autora [67]: <http://ottp.fme.vutbr.cz/users/pavelek/optika/0205.htm>.

vizualizační metody také pro účely měření, je často třeba mít k dispozici zdroje záření, které vyzařují pouze při jedné vlnové délce. Takovými zářiči jsou např. plyny, které vyzařují jen na několika vlnových délkách a nežádoucí spektrální čáry se odstraňují interferenčními filtry nebo monochromátory. Vysoce monochromatické záření s úzkými spektrálními čarami lze získat pomocí kvantových generátorů – laserů (viz kapitola 7).

## 8.4 Proces zobrazení termokamery

Záznam termovizního obrazu je v podstatě analogický se záznamem pomocí digitální fotoaparátu případně i lidského oka. Zobrazovaná scéna se postupně nebo smíšeně snímá pomocí speciálního čipu. Pro následné vyhodnocení termogramu je velice důležité si uvědomit, že povrch tělesa, a tedy výsledná snímaná scéna, je ovlivněna řadou vnějších a vnitřních faktorů. To znamená, že radiální tok detekovaný IR zobrazovacím systémem je ovlivněn jednak tokem od vlastního snímaného objektu a jednak tokem od pozadí a vnějších radiálních zdrojů. Situace se navíc komplikuje skutečností, že



Obrázek 8.5: Obecné blokové schéma termokamery.

detekovaný IR zářivý tok je také ovlivňován teplotou a transparentností atmosféry, ochlazováním povrchu objektů, prouděním vzduchu a u obecných zdrojů také směrovostí jejich vyzařování. A navíc teplotní povrchový reliéf je ovlivněn skladbou snímaného objektu a existencí vnitřních zdrojů tepelné energie.

## 8.5 Konstrukce termokamery

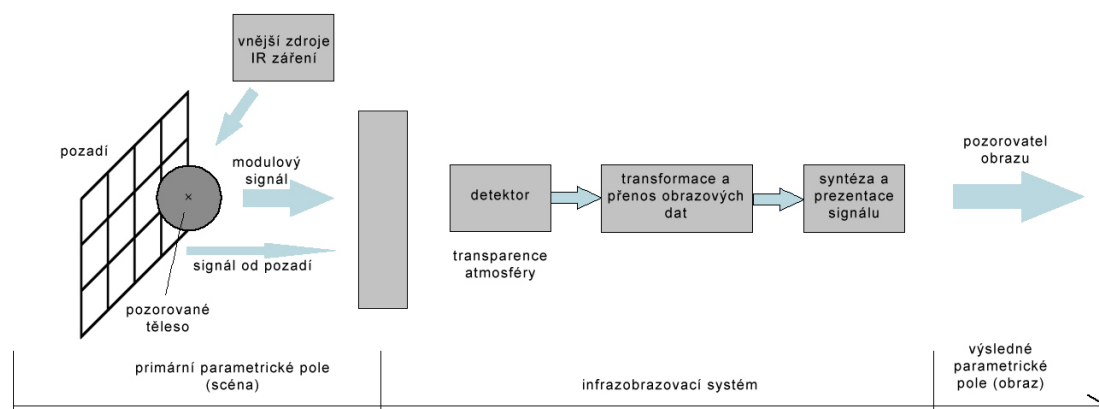
V principu jde o podobné zařízení jako je digitální fotoaparát. Největším rozdílem je použití materiálů v případě optického systému. Mezi základní kritéria a srovnání mezi termokamerami pozorujeme:

- Teplotní rozsah
- Rozsah vlnových délek, pro něž je systém citlivý
- Přesnost stanovení teploty
- Rozlišení senzoru

Konstrukci termokamery (viz obrázek 8.5) můžeme rozdělit na tři části: optiku, detektor a elektroniku pro zpracování a prezentaci obrazu.

### 8.5.1 Optika

Optikou termokamer je téměř výhradně v současné době spojka z germánia. Zákony optiky jsou stejné jako třeba u skleněné čočky, liší se pouze použitý



Obrázek 8.6: Obecné schéma procesu zobrazení pomocí IR záření.

materiál. Na povrchu čočky je navíc nanесena antireflexivní vrstva, která zabraňuje odrazu infračerveného záření na povrchu čočky. Dochází tak ke zvýšení její propustnosti až na 90 % a více. Tato germaniová čočka funguje zároveň i jako filtr. Na povrch čočky dopadá elektromagnetické záření všech vlnových délek a optika propuští jen záření požadovaných vlnových délek, dle technických možností termokamery.

### 8.5.2 Detektory

Detektor infračerveného záření převádí dopadající IR záření na elektrický signál, který je další elektronikou převeden ve výsledný termogram, který je prezentován uživateli termokamery jako výsledek měření. Z hlediska principu funkce rozlišujeme dva základní typy detektorů: tepelné a fotonové.

- *Tepelné detektory* fungují na principu změny elektrických vlastností v závislosti na intenzitě dopadajícího infračerveného záření. Bolometr pracuje tak, že elektrický odpor bolometru se mění v závislosti na jeho teplotě, která závisí na množství absorbovaného dopadajícího IR záření. Množství dopadajícího IR záření je následně vyhodnoceno ze změn odporu bolometru. Vlastní bolometr musí být tepelně izolován od svého okolí, aby byla změna teploty bolometru úměrná pouze absorbovanému IR záření. Příkladem je tzv. mikrobolometr, který mění

elektrický odpor v závislosti na intenzitě dopadajícího záření (doslova se dopadajícím zářením ohřívá). Tzv. mikrobolometrické pole, což je velké množství mikrobolometrů rozmístěných do 2D pole (o délce hrany obvykle 1 až 2 cm), je dnes nejčastějším typem detektoru u termokamer a setkáme se s ním minimálně v 95 % případů. Výjimkou jsou především nejdražší termokamery, používané pro výzkumné účely, kde může být osazen fotonový detektor za účelem zvýšení jeho citlivosti. Mikrobolometrické pole je typ tepelného detektoru, který mění svůj elektrický odpor v závislosti na intenzitě dopadajícího infračerveného záření. Mikrobolometrické pole se skládá z řady malých detektorů (mikrobolometrů). Tento typ tepelného detektoru je v současné době u termokamer nejobvyklejší. Jedná se o termokamery s teplotní citlivostí do cca 30 mK a spektrálním rozsahem asi 8  $\mu\text{m}$  až 14  $\mu\text{m}$ .

- *Fotonové detektory* pracují, zjednodušeně řečeno, na principu počítání fotonů, tj. kvant elektronového záření. Jsou výrazně citlivější, než tepelné detektory, ale vyžadují chlazení. Termokamera s fotonovým detektorem je tedy mnohem těžší než s tepelným detektorem, právě z důvodu nutnosti chlazení detektoru. Zařízení s tímto typem detektorů bývají rovněž výrazně finančně nákladnější.

Dalším důležitým rozdílem mezi tepelnými detektory a fotonovými je spektrální citlivost. Zatímco tepelné detektory jsou širokopásmové, fotonové detektory jsou úzkopásmové a jsou schopny detekovat záření jen v úzkém rozsahu vlnových délek.

### 8.5.3 Elektronika pro zpracování a prezentaci obrazu

Dopadající infračervené záření vyvolává na detektoru záření elektrický signál. Například tak, že dojde vlivem oteplení ke změně elektrického odporu, jako v případě již zmiňovaného mikrobolometru. Změna elektrického odporu je dalšími obvody převedena na elektrický signál.



Obrázek 8.7: Termogram pro kontrolu úniku tepla stavby.

## 8.6 Průmyslové využití termokamer

- *Stavebnictví:* V poslední době je použití termokamer ve stavebnictví na rychlém vzestupu a to především ve zjišťování energetického úniku. Na termogramech jsou dobře vidět vznikající tepelné ztráty na novostavbách i starších budovách. Těmito systémy jsme schopni lokalizovat například nětěsnosti střeš a prostorů kolem oken. Dále pak vznik tepelných mostů a efektivitu fasádního zateplení. Své využití našly i v podobě testování fotovoltaických systémů, ke zjišťování vlhkosti staveb a kontrole tepelných a vodovodních potrubí.
- *Energetika a průmysl:* Termografické systémy jsou hojně využívány v energetickém průmyslu a to především v rámci kontrol a testování elektrických zařízení. Hlavní výhodou je testování v reálném čase, a tedy během zatížení provozem. Z příkladů můžeme zmínit poruchy distribuční soustavy nebo přehřívání generátorů a trafostanic. V průmyslu je vhodné pozorovat teplovodní dálkové rozvody nebo kontrolovat kvalitu materiálu, která se může zhoršovat např. v důsledku nadměrného tření materiálů, a tedy vlastním zahříváním.



Obrázek 8.8: Termogram pro zjištění tepelných mostů stavby.



Obrázek 8.9: Termogram kontroly kvality těsnosti oken.

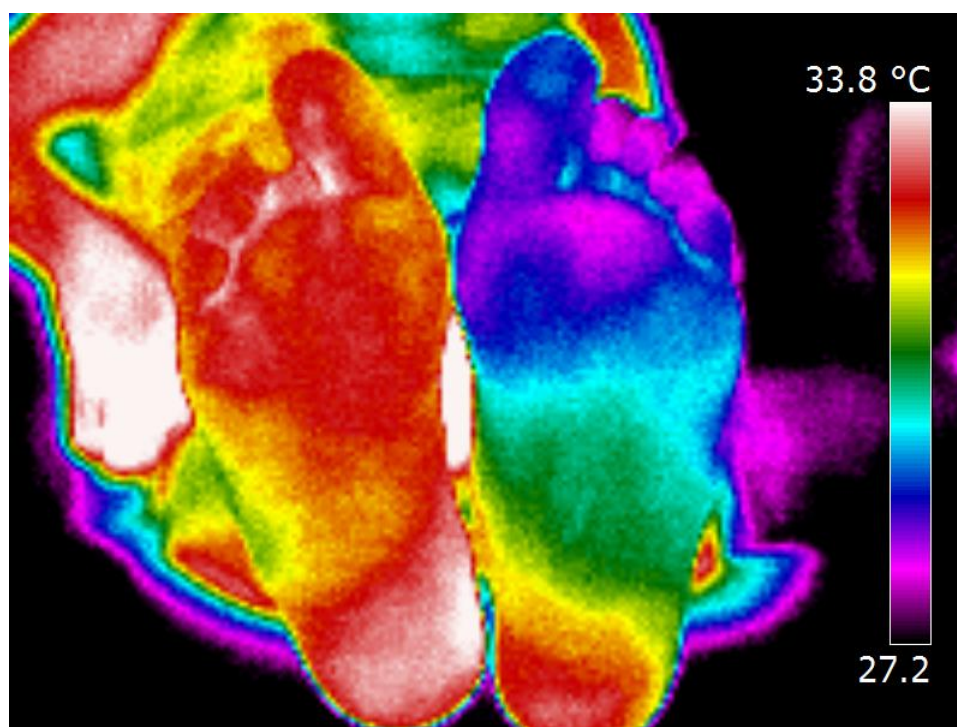


Obrázek 8.10: Termogram doplňování zásobníků dusíku.

## 8.7 Lékařské využití termokamer

- *Zánětlivá ložiska*: Lidský organismus je schopen velmi přesně regulovat vlastní tělesnou teplotu. Některé patologické jevy se vyznačují schopností tuto teplotní rovnováhu v určitých částech těla či v celém organismu porušit. Ovšem nejedná se pouze o patologické jevy, ale existují i určité fyziologické faktory, které mohou velkou měrou přispět ke změně tělesné teploty, jako jsou například biologické rytmy. Dále se v těle nacházejí oblasti, které mají díky své metabolické aktivitě teplotu vyšší než zbytek těla. Mezi ně patří játra, kde se teplota může pohybovat okolo 39 °C.
- *Poruchy krevního řečiště*: Primárním určujícím faktorem teploty tkání a orgánů je jejich prokrvení a metabolická aktivita. Teplota je pak úměrná úrovni hustoty kapilárního a žilního řečiště. Vzrůst teploty z hlediska patologických jevů může být zapříčiněn zánětlivým procesem či rakovinným bujením, naopak její pokles se může vyskytovat u otoků a nedokrvených míst. Tento fakt může mít dále úzkou spojitost s ischemickými chorobami nebo jinými formami poškození krevního





Obrázek 8.11: Nedokonalé prokrvení z důvodů ischemické choroby dolních končetin.

řečiště. Tato metoda je díky své vnitřní bezpečnosti bez jakýchkoliv omezení, či případných kontraindikací. Je to neinvazivní bezkontaktní metoda, jež je finančně nenáročná, tudíž snadno dostupná. Má velice široké spektrum využití. S častým užitím v lékařství se můžeme setkat v angiologii při detekci a zobrazení varixů či tromboflebitidy, v endokrinologii při vyšetření pacientů s onemocněním štítné žlázy (zánět, hyperthyreosa, hyperparathyreosa). V dalších oborech (gynekologie, otorinolaryngologie, stomatologie, břišní chirurgie) je využíváno termografie k odhalování a lokalizaci zánětu. V plastické chirurgii lze zjistit vývoj a hojení jizev, po transplantacích získáme informace o stavu cévního zásobení postiženého místa. O využití termografie se uvažuje v mammologii a příslibem je i na poli zubního lékařství, kde by se namísto rentgenového snímání užívala tato neinvazivní metoda. Velký užitek termografie přinesla v průběhu epidemie SARS při kontrolách na letištích stejně tak jako při mnoha další šířících se nákazách spojených se zvýšením teploty lidského organismu.



Obrázek 8.12: Nedokrvené prsty dolních končetin po fyzické zátěži.

### 8.7.1 Faktory ovlivňující výsledky vyšetření

Samotné vyšetření vyžaduje přísné dodržování standardních podmínek (aklimatizace pacienta cca 10 minut, teplota ordinace v rozmezí od 19 do 21 °C), aby nedošlo k chybným výsledkům vyšetření. Často je využíváno symetrie k porovnávání místa s patologickým jevem a místa zdravého. Například při lokalizaci na končetinách, kde by neměl fyziologický teplotní rozdíl přesáhnout polovinu stupně Celsia při normálním prokrvení. To se však nevztahuje na starší osoby, kde dochází ke změně prokrvení vlivem degenerativních změn. Dalšími faktory, které vyšetření mohou ovlivnit, je zvýšená teplota při horečce, psychický stav pacienta, kouření či požití alkoholu.

# Literatura

- [1] Profesionální termokamery pro průmysl a stavebnictví [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.termokamera.com/testo/1-Aplikace-termokamer/1-Stavebni-termografie>.
- [2] Wikipedia The Free Encyclopedia [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org>.
- [3] WikiSkripta [online]. Endoskopie [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Endoskopie>.
- [4] *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.
- [5] Magnetic Resonance – Technology Information Portal [online]. 2003–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.mr-tip.com/>.
- [6] Radiopaedia.org [online]. 2005–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.radiopaedia.org/>.
- [7] UltraSound – Technology Information Portal [online]. 2006–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: <http://www.us-tip.com/>.
- [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](http://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] 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](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0703_08.pdf).
- [21] FERDA, J.; MÍRKA, H.; DURAS, P.; aj.: Diagnostické zobrazení mikrosvěta a makrosvěta nádorů. *Ces Radiol*, ročník 64, č. S1, 2010: s. 7–23.
- [22] 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-elektraren>.
- [23] 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.
- [24] GLASER, R.: *Biophysics*. Springer, 2001, ISBN 3540670882.
- [25] 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>.
- [26] HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.: *Fyzika*. Brno: VUTIUM, 2000, ISBN 80-214-1869-9.
- [27] 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.
- [28] 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](http://eprints.drcmr.dk/37/1/MRI_English_a4.pdf).
- [29] HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R.: *Medical Imaging Physics*. New York: Wiley-Liss, 2002, ISBN 0-471-38226-4.
- [30] HLAVÁČ, V.; SEDLÁČEK, M.: *Zpracování signálů a obrazů*. ČVUT, 2002, ISBN 80-01-02114-9.

- [31] 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>.
- [32] HORÁK, K.; KALOVÁ, I.; PETYOVSKÝ, P.; aj.: *Počítačové vidění*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2008.
- [33] 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>.
- [34] HOSKINS, P.; MARTIN, K.; THRUSH, A. (editoři): *Diagnostic ultrasound: Physics and Equipment*. Cambridge University Press, druhé vydání, 2010, ISBN 978-0-521-75710-2.
- [35] 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>.
- [36] HRAZDIRA, I.: *Stručné repetitorium ultrasonografie*. Praha: Audioscan, 2003.
- [37] 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](http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf).
- [38] HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V.: *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001, ISBN 8090289614.
- [39] 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](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1301_9_18.pdf).

- [40] ŠIMKO, 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](http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=26599).
- [41] JAN, J.: *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. VUTIUM, 2002, ISBN 80-214-2911-9.
- [42] 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>.
- [43] 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](http://www.impedance.ru/images/article/5.doc).
- [44] KERUT, E. K.; MCILWAIN, E. F.; PLOTNICK, G. D.: *Handbook of Echo-Doppler Interpretation*. Wiley-Blackwell, 2004.
- [45] 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.
- [46] KOZUMPLÍK, J.; KOLÁŘ, R.; JAN, J.: *Číslíkové zpracování a analýza signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2003.
- [47] 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>.
- [48] 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>.

- [49] 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>.
- [50] KYBIC, J.; OPHIR, J.: Elastografie [online]. Prezentace, 2008–2013.
- [51] LEWIN, P. A.; ZISKIN, M. C.: *Ultrasonic Exposimetry*. CRC Press, 1993, ISBN 0849364361.
- [52] MARIAPPAN, Y. K.; GLASER, K. J.; EHMAN, R. L.: MAGNETIC RESONANCE ELASTOGRAPHY: A REVIEW. *Clin Anat*, ročník 23, č. 5, 2010: s. 497–511.
- [53] 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.
- [54] MARTINEZ, F. S.; LINDECRANTZ, K.: Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring.
- [55] MEDATA spol. s.r.o.: Pár poznámek k Ultrazvukové Elastografii [online]. [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: [www.medata.cz](http://www.medata.cz).
- [56] 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>.
- [57] MÍRKA, H.; OHLÍDALOVÁ, K.; BURIÁNEK, V.; aj.: Elastografie krčních uzlin [online]. Prezentace, 2008–2013, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: [www.radiologieplzen.eu](http://www.radiologieplzen.eu).
- [58] 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.
- [59] NIEDERLE, P.: *Dopplerovská echokardiografie*. Praha: Maxdorf-Jesenius, 1996, ISBN 8085800411.



- [60] OBRAZ, J.: *Ultrazvuk v měřící technice*. Praha: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1984.
- [61] 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.
- [62] 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.
- [63] PALMER, P. E. S.: *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. Praha: Grada, 2000.
- [64] 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.
- [65] 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.
- [66] PATTABBI, V.; GAUTHAM, N.: *Biophysics*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 2002, ISBN 1-4020-0218-1.
- [67] PAVELEK, M.; JANOTKOVÁ, E.; ŠTĚTINA, J.: *Vizualizační a optické měřící metody [online]*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního 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/>.
- [68] PRASAD, P. A. (editor): *Magnetic Resonance Imaging: Methods and Biologic Applications (Methods in Molecular Medicine)*. Brno: Humana Press, 2006, ISBN 978-1588293978.

- [69] PRASAD, S. N.; HOUSERKOVÁ, D.; CAMPBELL, J.: Breast Imaging Using 3D Electrical Impedance Tomography. *Biomed Pap*, ročník 152, č. 1, 2008: s. 151–154.
- [70] 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.
- [71] 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>.
- [72] 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.
- [73] ŠRÁMEK, 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>.
- [74] ROZMAN, J.; CHMELAŘ, M.; JEHLIČKA, K.: *Terapeutická a protektická technika*. Brno: VUT Brno, 2004.
- [75] SHUNG, K. K.: *Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements*. CRC Press, 2006, ISBN 0824740963.
- [76] 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.
- [77] SZABO, T.: *Diagnostic ultrasound imaging: inside out*. Academic Press, 2004, ISBN 0126801452.

- [78] TESCHNER, E.; IMHOFF, M.: Electrical Impedance Tomography: The realization of regional ventilation monitoring [online]. 2011, [cit. 2013-10-28]. Dostupné z: [www.draeger.com](http://www.draeger.com).
- [79] 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](http://www.impedance.ru/images/article/7.doc).
- [80] TROKHANOVA, 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.
- [81] 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.
- [82] WELLS, P. N. T.; LIANG, H.-D.: Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity. *Journal of the Royal Society Interface*, 2011.
- [83] 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](http://people.ee.duke.edu/~gary/ASP/Chapter15_color.pdf).