



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra elektrotechnologie

**Diagnostické zobrazovací metody v lékařství, využití plochých detektorů
u mobilních rentgenových přístrojů**

Diagnostic imaging methods, the use of Flat panel for Mobile X-Ray systems

Bakalářská práce

Studijní program: Elektrotechnika, energetika a management

Studijní obor: Aplikovaná elektrotechnika

Vedoucí práce: doc. Ing. Lenka Lhotská CSc.

Adam Rytina

Praha 2017

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Rytina** Jméno: **Adam** Osobní číslo: **435023**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávací katedra/ústav: **Katedra elektrotechnologie**
Studijní program: **Elektrotechnika, energetika a management**
Studijní obor: **Aplikovaná elektrotechnika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Diagnostické zobrazovací metody v lékařství, využití plochých detektorů u mobilních rentgenových přístrojů

Název bakalářské práce anglicky:

Diagnostic imaging methods, the use of Flat panel for Mobile X-Ray systems

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s principy diagnostických zobrazovacích metod v lékařské technice
2. Popište artefakty v lékařských zobrazovacích metodách
3. Zpracujte princip a využití plochého detektoru v zobrazovacích metodách v medicíně
4. Porovnejte účinnost a kvalitu zobrazení plochých detektorů pojezdných RTG přístrojů

Seznam doporučené literatury:

- [1] CURRY, III, Thomas S., DOWDEY, James E., Murry, Jr., Robert C. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990. ISBN 0-8121-1310-1
[2] SEIDL, Zdeněk, BURGETOVÁ, Andrea, HOFFMANNOVÁ, Eva, MAŠEK, Martin, VANĚČKOVÁ, Manuela, VITÁK Tomáš. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-80-247-4108-6
[3] CARVER, Elizabeth a CARVER, Barry. Medical Imaging: Techniques, Reflection & Evaluation. Churchill Livingstone, 2012. ISBN 978-07-020-3933-1

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. Lenka Lhotská CSc., katedra přírodovědných oborů FBMI

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **09.02.2017** Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2017**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Podpis vedoucí(ho) práce

Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

Podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta



Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

V Praze dne 16. května 2017

Adam Rytina



Poděkování

Rád bych poděkoval své vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Lence Lhotské CSc. za cenné rady, náměty, připomínky, ochotu a čas, který mi věnovala při řešení dané problematiky. Chtěl bych poděkovat Mgr. Ondřeji Krahulovi, MBA z Ústřední vojenské nemocnice v Praze za konzultace k tomuto tématu a za pomoc při zajištění mého měření v nemocnicích. Moje poděkování patří také Ústřední vojenské nemocnici v Praze, Fakultní nemocnici Královské Vinohrady, Fakultní nemocnici v Olomouci a Fakultní nemocnici v Motole, ve kterých mi bylo umožněno provést praktickou část mé práce. Chtěl bych poděkovat Ing. Dušanu Olejárovi a jeho kolegům ze společnosti OLE, s.r.o. za odborné konzultace a za možnost zúčastnit se měření zkoušek dlouhodobé stability. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat svým kolegům ze společnosti General Electric Healthcare za praktické rady, za poskytnutí odborných materiálů a za půjčení měřicích pomůcek.



Abstrakt

Tato bakalářská práce je zaměřena na diagnostické zobrazovací metody v lékařské technice. V práci jsou popsány principy zobrazovacích metod a základní konstrukční prvky lékařských přístrojů. V této bakalářské práci jsou dále uvedeny obrazové artefakty u hlavních zobrazovacích metod. Práce se zabývá praktickým porovnáním odlišných způsobů detekce rentgenového záření u mobilních rentgenových přístrojů. Důraz je kladen na mobilní rentgenové přístroje s přímou digitalizací, které využívají k detekci rentgenového záření plochý detektor.

Klíčová slova

diagnostické zobrazovací metody, rentgenová technika, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, nukleární medicína, ultrazvuk, obrazové artefakty, plochý detektor s nepřímou konverzí, plochý detektor s přímou konverzí

Abstract

The bachelor thesis is focused on diagnostic imaging methods. The thesis describes the principles of diagnostic imaging methods and basic structural elements of medical devices. Furthermore, imaging artifacts within main imaging methods are introduced. The thesis deals with practical comparing of different methods of X-ray detection at mobile X-ray systems. The emphasis is put on direct digital radiography mobile X-ray systems using Flat panel for X-ray detection.

Key words

diagnostic imaging methods, medical X-ray technique, Computed Tomography, Magnetic Resonance, Nuclear Medicine, Ultrasound imaging, imaging artifacts, Flat panel detector indirect conversion, Flat panel detector direct conversion



Obsah

1	Úvod	17
2	Diagnostické zobrazovací metody.....	18
2.1	Zobrazovací metody v rentgenové technice	18
2.1.1	Rentgenové záření	18
2.1.1.1	Rentgenová lampa	18
2.1.1.2	Vlastnosti rentgenového záření	19
2.1.1.2.1	Brzdné záření	20
2.1.1.2.2	Charakteristické záření.....	20
2.1.1.2.3	Intenzita rentgenového záření, Hounsfieldovo číslo	20
2.1.1.2.4	Používané druhy rentgenového záření	22
2.1.2	Zobrazovací metody v rentgenové technice	24
2.1.2.1	Skiografie	24
2.1.2.2	Skioskopie.....	25
2.1.2.3	Angiografie	26
2.1.2.3.1	Digitální subtrakční angiografie	26
2.1.2.4	Mamografie.....	27
2.1.3	Výpočetní tomografie	28
2.1.3.1	Generace CT	28
2.1.3.1.1	První generace	28
2.1.3.1.2	Druhá generace.....	28
2.1.3.1.3	Třetí generace	28
2.1.3.1.3.1	Helikální CT.....	29
2.1.3.1.4	Čtvrtá generace.....	30
2.1.3.1.5	Pátá generace.....	30
2.1.3.2	Princip CT.....	31
2.1.3.3	Konstrukce CT.....	32



2.1.3.3.1	Gantry	32
2.1.3.3.2	Detektor	32
2.1.3.3.2.1	Ionizační komora	32
2.1.3.3.2.2	Detektor pevné fáze	33
2.1.3.3.3	Výkonný generátor	34
2.1.3.3.4	Kolimátor	34
2.1.3.3.5	Operátorská konzole	34
2.1.3.3.6	Pacientský stůl	35
2.1.3.4	Rekonstrukce CT obrazu	35
2.2	Magnetická rezonance	36
2.2.1	Princip magnetické rezonance	36
2.2.2	Konstrukce magnetické rezonance	38
2.2.2.1	Hlavní magnet	38
2.2.2.1.1	Permanentní magnet	38
2.2.2.1.2	Rezistivní magnet	38
2.2.2.1.3	Supravodivý magnet	39
2.2.2.2	Gradientní cívky	39
2.2.2.3	Radiofrekvenční systém	39
2.2.3	Rekonstrukce obrazu	40
2.3	Nukleární medicína	42
2.3.1	Fyzikální princip nukleární medicíny	42
2.3.1.1	Radioaktivní přeměna	42
2.3.1.1.1	Zákon radioaktivní přeměny	43
2.3.1.2	Aktivita radionuklidu	44
2.3.1.3	Poločas rozpadu	44
2.3.1.4	Druhy radioaktivního záření	45
2.3.1.4.1	Záření α , přeměna α	45



2.3.1.4.2	Záření β	45
2.3.1.4.2.1	Přeměna β^-	45
2.3.1.4.2.2	Přeměna β^+	45
2.3.1.4.3	Záření γ	46
2.3.2	Scintigrafie.....	47
2.3.2.1	Konstrukční části	47
2.3.2.1.1	Detektory ionizujícího záření	47
2.3.2.1.1.1	Scintilační detektory	47
2.3.2.1.1.2	Polovodičové detektory	48
2.3.2.1.2	Kolimátor.....	49
2.3.2.2	Gama kamera	50
2.3.2.3	Gama zobrazovací metody.....	50
2.3.2.3.1	Planární scintigrafie.....	50
2.3.2.3.2	Tomografická scintigrafie.....	50
2.3.2.3.2.1	SPECT.....	50
2.3.2.3.2.2	PET.....	51
2.4	Ultrazvuk	53
2.4.1	Princip ultrazvuku.....	53
2.4.2	Ultrazvuková sonda.....	55
2.5	Hybridní zobrazovací systémy.....	56
2.5.1	PET/CT	56
2.5.2	PET/MR.....	57
2.5.3	SPECT/CT	58
3	Obrazové artefakty.....	59
3.1	Artefakty výpočetní tomografie	59
3.1.1	Pohybový artefakt	59
3.1.2	Artefakt vlivem kovových částí	60



3.1.3	Kruhový artefakt.....	60
3.1.4	Artefakty způsobené fyzikálními jevy	62
3.1.5	Ostatní artefakty	63
3.2	Artefakty magnetické rezonance	66
3.2.1	Artefakt vlivem Gibbsonova jevu	66
3.2.2	Pohybový artefakt	67
3.2.3	Artefakt vlivem magnetické susceptibility	68
3.2.4	Artefakt vlivem chemického posuvu.....	70
3.2.5	Artefakt vlivem závady v hardwaru.....	71
3.3	Artefakty v nukleární medicíně	73
3.4	Artefakty ultrasonografie	77
3.4.1	Artefakty vlivem vícenásobných odrazů	77
3.4.2	Artefakty vlivem akustického stínu a akustického zesílení	79
3.4.3	Artefakt vlivem lomu ultrazvukové vlny	80
3.4.4	Artefakt vlivem okrajového zkreslení.....	80
4	Ploché detektory	82
4.1	Parametry plochého detektoru.....	82
4.2	Plochý detektor s nepřímou konverzí	83
4.2.1	Ukázka bezdrátového plochého detektoru s nepřímou konverzí.....	84
4.3	Plochý detektor s přímou konverzí	86
5	Měření mobilních rentgenových přístrojů	88
5.1	Úvod	88
5.2	Metodika měření.....	88
5.2.1	Měřicí pomůcky.....	89
5.2.2	Měřené parametry, postup měření	93
5.2.2.1	Rozlišení při nízkém kontrastu	93
5.2.2.2	Prostorové rozlišení	93



5.2.2.3	Radiační zátěž, expoziční index	94
5.2.2.4	Soulad radiačního a světelného pole	96
5.3	Měření rentgenových přístrojů s fotografickým filmem	98
5.4	Měření rentgenových přístrojů s nepřímou digitalizací	98
5.5	Měření rentgenových přístrojů s přímou digitalizací	101
5.6	Porovnání naměřených výsledků	103
5.7	Závěrečné vyhodnocení	105
6	Závěr	106
7	Použitá literatura a internetové zdroje	107
7.1	Seznam použité literatury	107
7.2	Seznam použitých internetových zdrojů	108
8	Přílohy	111
8.1	Seznam obrázků	111
8.2	Seznam tabulek	113



1 Úvod

Pro svoji bakalářskou práci jsem si vybral téma *Diagnostické zobrazovací metody v lékařství, využití plochých detektorů u mobilních rentgenových přístrojů*. Pro včasnou diagnostiku a léčbu mají zobrazovací metody zásadní význam. Se stále větším výskytem civilizačních chorob je kladen důraz na včasnou a přesnou diagnostiku. Všechny lékařské obory pracují s výsledky těchto metod. Protože pracuji ve společnosti General Electric Healthcare, mám blízko k lékařským diagnostickým a terapeutickým přístrojům. Tato oblast techniky mě zajímá a chtěl bych se jí dále věnovat. Měl jsem možnost navštívit různá pracoviště s nejmodernější lékařskou technikou, a proto jsem se rozhodl ve své práci zpracovat toto téma se zaměřením na nový způsob detekce rentgenového záření – plochý detektor.

V teoretické části popisují hlavní diagnostické metody, jejich princip a základní konstrukční prvky přístrojů. Zmiňuji rovněž nejmodernější hybridní přístroj PET/MR, který se v České republice nachází pouze na dvou klinikách. Významným faktorem zobrazovacích metod je výskyt umělých rušivých struktur – artefaktů. Jejich rozpoznání a popis jsou klíčové pro správnou diagnostiku. Z tohoto důvodu se na artefakty zaměřuji ve druhé části. Podařilo se mi získat některé snímky z klinické praxe. Ve čtvrté kapitole práce popisují princip plochého detektoru a jeho hlavní části.

V praktické části této práce se zabývám pojízdnými rentgenovými přístroji s odlišnými způsoby detekce rentgenového záření. Zaměřuji se na mobilní rentgenové přístroje s přímou digitalizací, které používají k detekci rentgenového záření plochý detektor.

Cílem teoretické části je vytvořit ucelený přehled hlavních diagnostických zobrazovacích metod, představit nejčastější artefakty u hlavních zobrazovacích metod a zaměřit se na princip a fyzikální rozdělení plochého detektoru. Cílem mé praktické části je experimentálně porovnat jednotlivé možnosti detekce rentgenového záření – fotografický film, nepřímá digitalizace a přímá digitalizace. U pojízdných rentgenových přístrojů s plochým detektorem zkoumám vliv rozdílného materiálu scintilační vrstvy na výslednou kvalitu a účinnost detektoru. Ověřuji, jestli výsledné parametry obrazu závisí na odlišném způsobu přenosu dat plochého detektoru.

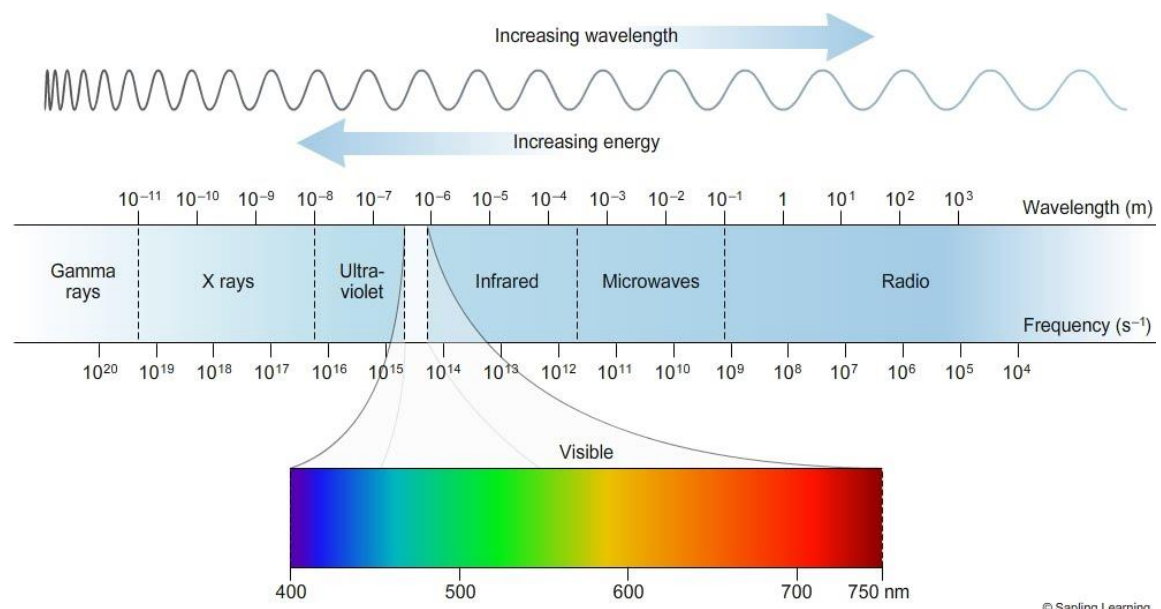
2 Diagnostické zobrazovací metody

2.1 Zobrazovací metody v rentgenové technice

Mezi zobrazovací metody využívající účinky rentgenového záření se řadí skiografie, skiaskopie, angiografie, mamografie a výpočetní tomografie.

2.1.1 Rentgenové záření

Rentgenové záření je druh elektromagnetického záření se svou vlnovou délkou přibližně 10 nm až 10 pm.



Obrázek 1: Elektromagnetické spektrum [30]

2.1.1.1 Rentgenová lampa

Rentgenová lampa (v textu označována jako „lampa“ a jako „rentgenka“) je klíčová součást v rentgenové technice sloužící k produkci rentgenového záření. Jedná se o vakuovanou baňku se dvěma elektrodami, anodou a katodou, která je umístěna v obalu (*casing*). Obal rentgenky je vyroben z hliníku a olova zajišťující ochranu vnitřních částí lampy a vysokonapěťovou elektrickou izolaci. *Uvnitř baňky je udržováno vakuum v rozmezí 10^{-5} až $5 \cdot 10^{-6}$ Pa.* [7, s. 116] Vakuum je v baňce udržováno z důvodu, že elektrony jakožto velmi rychlé částice, ale též málo hmotné, by se ve vzduchu při nárazu do dalších částic utlumily a nedošlo by k potřebnému dopadu elektronů na anodu.



Katoda slouží k produkci elektronů. Jedná se o spirálovitý wolframový drát, jenž je rozžhaven průchodem elektrického proudu, kde následně dochází k termoemisi elektronů letících k anodě. *Emitující elektrony z katody jsou fokusovány mističkami (focusing cup), aby nenastala divergence (odpuzování) elektronů.* [2, s. 12] Elektrony jsou urychlovány rozdílným elektrickým potenciálem anody a katody.

Na anodu dopadají elektrony obrovskou rychlostí, např. při anodovém napětí (napětí mezi anodou a katodou) $U_a = 100 \text{ kV}$ dosahují elektrony rychlosti $165\,000 \text{ km/s}$ a způsobují její zahřívání. [5] Z tohoto důvodu je důležité vybrat vhodný materiál anody a též zajistit optimální chlazení anody. Mezi lampou a obalem protéká cirkulující olejové chladicí médium. Nejčastěji je anoda vyrobena z wolframu s 10 % příměsí rhenia. Rhenium zvýší hodnotu měrné tepelné kapacity¹, zajistí tím větší odolnost wolframu a zvyšuje odvod tepla z povrchu anody. V mamografii se nejčastěji používá anoda z molybdenu. Wolfram je vhodný materiál pro svůj vysoký bod tání a dobrou tepelnou vodivost. Díky vysokému bodu tání wolframu nedojde k roztavení anody. Dobrá tepelná vodivost zajistí odvod tepla, které vznikne při bombardování anody elektrony. Rozlišují se dva typy anody – pevná anoda a rotační anoda. Na rotační anodu, která je připojena na měděnou osu, dopadá svazek elektronů vždy na jiné místo, tudíž nedochází k jejímu nadměrnému oteplení. Rotační anoda se pohybuje až 10 000 otáček za minutu. U rotační anody dochází k větší produkci rentgenových fotonů než u pevné anody. Pevná anoda se dnes používá jen u některých pojízdných rentgenů a také u dentálních rentgenů.

2.1.1.2 Vlastnosti rentgenového záření

Vznik rentgenového záření je spojen s interakcí elektronů uvolněnými termoemisí z katody a atomů z anody. Jedná se o velmi neefektivní proces, 99 % kinetické energie elektronů se přemění na teplo, kterým je anoda zahřívána, tzn., že elektrony se nedostanou do blízkosti jader atomů anody, avšak jen k jejich povrchu. Pouze 1 % energie (elektrony s nejvyšší kinetickou energií) se přemění na rentgenové záření (tok fotonů). Elektrony se dostanou až k jádrům atomů wolframové anody, jež disponuje velkou hustotou elektronů. Zde jsou elektrony odpudivými silami prudce zabrzděny. Elektrony při dopadu na anodu prochází několika vrstvami atomů anody, dokud neztratí svou pohybovou energii. Výsledné rentgenové záření je dáno součtem dvou rozdílných způsobů vzniku záření, a to brzdným a charakteristickým zářením.

¹ Měrná tepelná kapacita vyjadřuje množství tepla potřebné k ohřátí 1 kilogramu látky o 1 Kelvin.



2.1.1.2.1 Brzdné záření

Brzdné záření je nejčastější typ záření vznikající v rentgence, který se vyznačuje širokým spojitým spektrem energie. Elektron po dopadu na anodu se dostane do jejího elektrostatického pole. Elektron následně zakříví dráhu svého pohybu a tím prudce zpomalí. Pohybová energie, kterou elektron ztratil při zpomalení, je vyzařována ve formě rentgenového záření. Energie brzdného záření je dána rychlostí zabrzdění se elektronů při dopadu na anodu. Čím větší má elektron energii, tím prudčeji zabrzdí. Čím blíže jádrům atomů anody se elektron dostane, tím větší energie bude vyzářena. Elektrony se dostávají do různé hloubky materiálu anody, a proto je tento proces charakteristický odlišnými vlnovými délkami vyzářených fotonů. Energie brzdného záření závisí pouze na napětí mezi oběma elektrodami v lampě, tedy na rychlosti elektronů. Nezávisí na materiálu anody.

2.1.1.2.2 Charakteristické záření

Charakteristické záření se vyznačuje diskrétním (čárovým) spektrem. Tento typ záření vzniká při interakci rychlých elektronů, které dopadly na anodu, s vázanými elektrony z elektronového obalu atomů anody. Při této interakci je původní elektron z obalu vyražen do vyšší energetické hladiny (excitované stavy), nebo je vytržen z obalu pryč. Při excitaci se elektron opět vrátí do původního stavu. Pokud byl elektron vytržen ven z obalu, na jeho místě vznikne „díra,“ jež je poté zaplněna elektronem ze vzdálenější energetické hladiny. Při přesunu elektronu mezi energetickými hladinami se vyzáří fotony rentgenového záření. Hodnota energie vyzářeného záření je rovna rozdílu energií mezi hladinami, mezi kterými došlo k přeskoku. Na rozdíl od brzdného záření energie charakteristického záření závisí na materiálu anody (na jeho protonovém čísle). Čím je větší protonové číslo materiálu anody, tím je větší energie rentgenového záření.

2.1.1.2.3 Intenzita rentgenového záření, Hounsfieldovo číslo

Rentgenové paprsky generované z lampy ztrácí průchodem hmoty (tělo pacienta) část své energie. Je to způsobeno interakcí fotonů záření s atomy tkáně lidského těla. Intenzita záření, jež pronikala do prozářené oblasti, je vždycky větší než intenzita záření jdoucí ven z těla pacienta. Jednotlivé orgány a tkáně lidského těla kvůli svému rozdílnému chemickému složení však tlumí rentgenové záření jinak, mají rozdílný koeficient tlumení. Měkké tkáně, které jsou složeny převážně z vody, nepohlcují záření tolik jako kosti, které obsahují vápník. Velikost



intenzity rentgenového záření je dána počtem elektronů dopadajících na anodu. Hodnotu intenzity záření lze určovat pomocí velikosti katodového proudu (žhavicí proud katody).

Intenzita tlumení rentgenového záření je vyjádřena v tzv. Hounsfieldových jednotkách [HU] (CT čísla), v nichž je koeficient útlumu vody nastaven na nulovou hodnotu. Díky tomu lze porovnávat rozdílné hodnoty tlumení rentgenového záření při průchodu jednotlivými orgány lidského těla a je možné rozlišit zkoumané tkáně jednu od druhé.

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot k$$

k – smluvená konstanta o velikosti 1000

μ – koeficient zeslabení vyšetřované tkáně

μ_w – koeficient zeslabení vody (absorpční koeficient $\mu_w = 0,22 \text{ cm}^{-1}$)

Tkáň	CT číslo
Vzduch	-1000
Tuk	-50 – -100
Voda	0
Likvor	5
Bílá hmota mozková	30
Šedá hmota mozková	34
Krev	47
Játra	40 – 60
Svaly	35 – 75
Vazivové tkáně	60 – 90
Chrupavka	80 – 130
Kost	1000 – 3000

Tabulka 1: Přehled významných CT čísel [39]

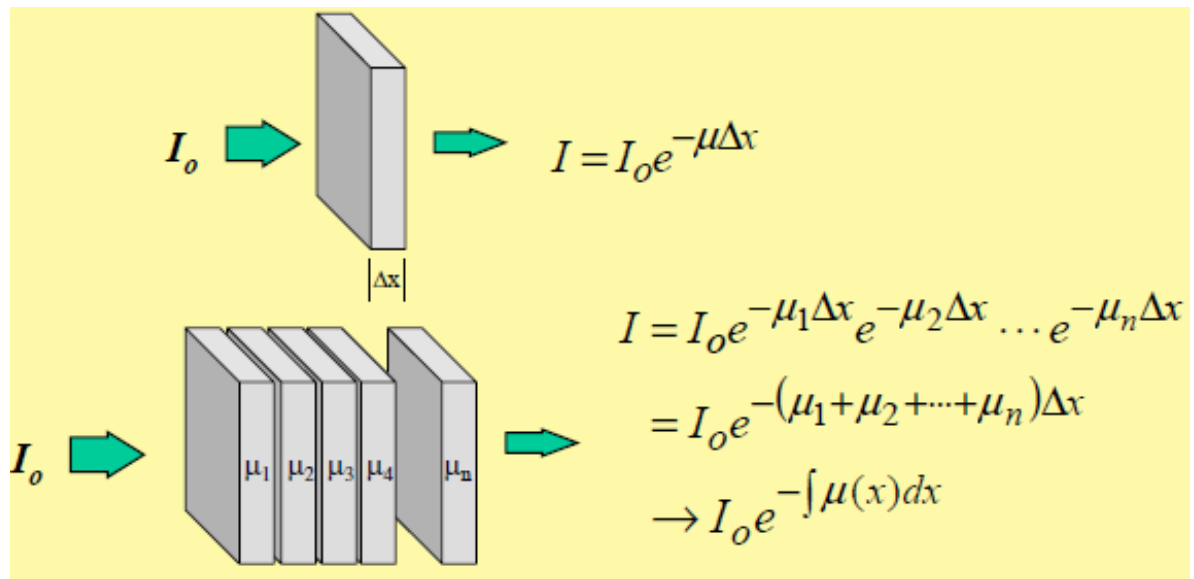
Řez lidské tkáně lze rozdělit na jednotlivé části, tzv. voxely (*volume matrix element*). Voxely jsou malé jednotky objemu tkáně v 3D prostoru, analogie k pixelu ve 2D prostoru. Celkový koeficient útlumu $\Delta\mu$ lidské tkáně je dán sumou útlumů jednotlivých voxelů.

$$\Delta\mu = \mu_1 + \mu_2 \dots + \mu_N$$

μ_1, μ_2, μ_N – koeficienty útlumu jednotlivých voxelů

Hodnota tlumení rentgenového záření závisí na tloušťce materiálu, kterým projde záření, a též na velikosti lineárního koeficientu tlumení. Lineární koeficient útlumu vyjadřuje schopnost každé tkáně absorbovat rentgenové záření. Lineární koeficient útlumu závisí především na velikosti energie záření. Při průchodu záření o intenzitě I_0 do materiálu o tloušťce x se vypočítá zeslabená intenzita I vycházejícího záření z materiálu dle vztahu:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$



Obrázek 2: Prozáření jednotlivých vrstev materiálu o různých hodnotách tlumicího koeficientu rentgenovými paprsky o intenzitě I_0 , výstupní intenzita I [5]

Celkový lineární koeficient útlumu se získá ze vztahu:

$$\Delta \mu = \frac{1}{x} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

2.1.1.2.4 Používané druhy rentgenového záření

Podle velikosti urychlujícího napětí se rentgenové záření dělí na tvrdé a měkké. Tvrdost záření určuje pronikavost (penetraci) do materiálu. Tvrdé záření, záření kratší vlnové délky, se vyznačuje vysokou hodnotou pronikavosti do materiálu, je více energetické. Naopak měkké záření, záření vlnové délky větší než 0,1 nm, je méně pronikavé a má nižší energii. *Dle tvrdosti se rentgenové záření dělí na:*

- velmi měkké záření – pro anodové napětí do 20 kV
- měkké záření – pro anodové napětí od 20 do 60 kV



- *středně tvrdé záření – pro anodové napětí od 60 do 150 kV*
- *tvrdé záření – pro anodové napětí od 150 do 400 kV*
- *velmi tvrdé záření – pro anodové napětí nad 400 kV [7, s. 114]*

Emitované záření z rentgenové lampy je nazýváno primárním zářením. Rentgenové záření, které vzniká v ozařovaném objektu, je označováno jako záření sekundární.



2.1.2 Zobrazovací metody v rentgenové technice

2.1.2.1 Skiografie

Skiografie je diagnostická rentgenologická metoda, která slouží pro zobrazení měkkých tkání (svaly či plíce) i tvrdých tkání (kosti, klouby či zuby). Rentgenové záření prochází vyšetřovanou strukturou a z důvodu odlišné hustoty tkání je rentgenové záření pohlcováno odlišně. Kosti vysoce absorbují rentgenové záření, a proto na rentgenovém snímku jsou vyobrazeny světle. Naopak měkké tkáně příliš nepohlcují fotony záření, a tudíž jsou zobrazeny černě. Skiografické vyšetření se provádí na stacionárních a na pojízdných rentgenových přístrojích. Výsledný rentgenový snímek je dvourozměrný, je vytvořen dvěma projekcemi, které jsou na sebe kolmé – boční projekcí a projekcí anterior posterior AP (předozadní) či posterior anterior PA (zadopřední).

Rentgenové záření je vyhodnoceno dopadem na citlivé zobrazovací médium.

Původní metoda, kdy rentgenové záření dopadá na fotografický film, se dnes používá již výjimečně. Dopadem záření, které projde tkání, vzniká latentní (nepozorovatelný) obraz. Dochází k fotochemické reakci a film se vyvolá ve vývojce². Výsledný negativní obraz lékaři vyhodnocují pomocí lékařského přístroje negatoskopu. Fotografický film obsahuje krystaly halogenidu stříbra – bromidu stříbrného AgBr. Pro zesílení účinku záření se používají tzv. zesilovací fólie, které se nachází z obou stran filmu nebo pouze z jedné strany. Fólie obsahuje vrstvu luminoforu, která pohlcuje rentgenové záření a vyzařuje světlo, které exponuje film.

Metoda nepřímé digitalizace (CR – *Computed Radiography*) je založena na podobném principu jako metoda s fotografickým filmem. Kazeta neobsahuje film, ale tzv. paměťovou fólii. Po dopadu fotonů záření vzniká latentní obraz. Latentní obraz je následně ve čtecím záření (digitizér) pomocí laseru zviditelněn. Výsledný snímek je zobrazen na monitoru.

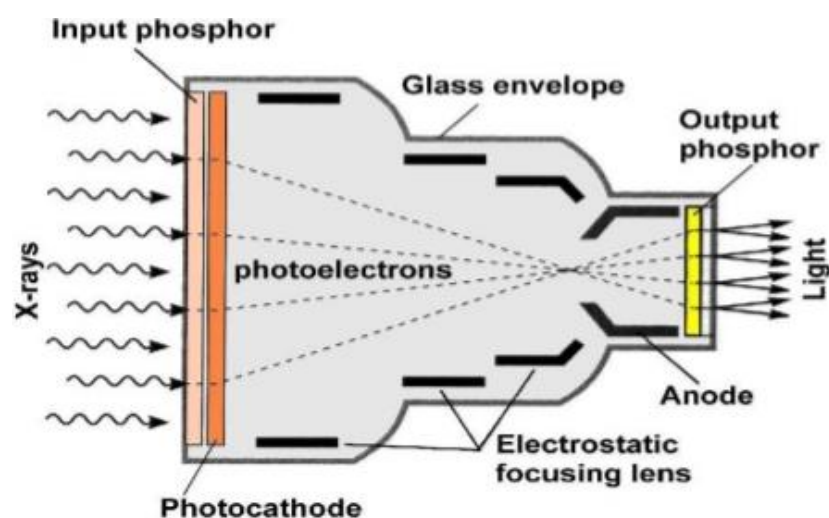
Dnes se pro vyhodnocení dopadlého rentgenového záření využívá metoda přímé digitalizace (DDR – *Direct Digital Radiography*) pomocí polovodičového plochého detektoru, jenž je součástí přístroje.

² Vývojka je vodní roztok chemických sloučenin, který slouží ke zviditelnění latentního obrazu.

2.1.2.2 Skiaskopie

Skiaskopie (též fluoroskopie) je radiologická metoda, jež umožňuje sledovat rentgenový obraz v reálném čase. Skiaskopie se používá převážně pro vyšetření trávicího traktu, plic, močového traktu, bránice a dalších orgánů. Sleduje dynamické děje, např. dýchací pohyb bránice, peristaltiku střev. Tato metoda se též využívá pro zavádění sond a katétrů do lidského těla. Skiaskopické vyšetření se v dnešní době provádí na zařízeních, jejichž součástí je zesilovač obrazu. Využívá pulzní, nikoliv kontinuální, režim vyšetření.

Zesilovač obrazu zajistí snížení radiační dávky rentgenového záření pro pacienta. Zesilovač obrazu je speciální elektronka, elektrotechnická součástka založena na principu průchodu elektrického proudu ve vakuu. Fotony rentgenového záření dopadají na vstupní scintilační vrstvu a způsobí světelný záblesk, jenž vyrazí elektrony z fotokatody. Uvolněné fotoelektrony jsou soustřeďovány a urychlovány vysokým napětím mezi fotokatodou a anodou (okolo 25 kV). Elektrony dopadají na výstupní scintilátor, který způsobí světelný záblesk. Tím vzniká jasný obraz, jenž je přiveden na monitor.



Obrázek 3: Zesilovač obrazu [34]

Skiaskopické vyšetření lze realizovat pomocí speciálního přístroje – sklopné stěny, jenž umožňuje naklonit rentgenku i detektor do různých úhlů. Tento typ přístroje je určen především pro vyšetření jícnu, hltnu či žaludku. Pro skiaskopické zobrazení se také využívá mobilní skiaskopické zařízení tzv. pojízdné C-rameno, které dostalo svůj název podle tvaru ramene. Na rameni jsou umístěny rentgenová lampa a protilehlý detektor záření. Rameno se může mechanicky natáčet, což umožní detailnější zobrazení vyšetřované struktury. C-rameno se nachází v nemocnicích na oddělení chirurgických operačních sálů. U těchto zařízeních jsou



zesilovače obrazu postupně nahrazovány plochým detektorem. Dnes se v nemocnicích používá víceúčelová skiograficko-skiaskopická sklopná stěna s C-ramenem s možností digitální subtrakční angiografie. Tento moderní multifunkční přístroj se využívá pro skiaskopické vyšetření zažívacího traktu a k cévním zákrokům.

2.1.2.3 Angiografie

Angiografie, zobrazovací metoda pro zobrazení cév, představuje tzv. invazivní vyšetřovací metodu, neboť při vyšetření dochází k narušení povrchu těla. Angiografie lze rozdělit do dvou podskupin, a to na flebografii – vyšetření žil, a na arteriografii – vyšetření tepen. Jedná se nejen o diagnostickou metodu, ale i metodu umožňující samotnou léčbu. Angiografie využívá rentgenového záření pro zobrazení cév. Jelikož samotné cévy nejsou rentgenovými paprsky rozeznatelné, je nutné před vyšetřením aplikovat kontrastní látku (nejčastěji jód) do cévního řečiště pacienta. Kontrastní látka se vstříkuje do tepny pacienta pomocí plastové trubičky – katétru. Katétr je nejčastěji zaveden do oblasti třísel stehenní tepnou. Kontrastní látka umožní lékaři sledovat rentgenový obraz, neboť tato látka vysoce pohlcuje rentgenové paprsky. Lékař může zjistit u pacienta zúžení cév, jejímž následkem nejsou okolní tkáně dobře zásobovány krví. Angiografická metoda, pomocí aplikace nafukovacího balónku nebo pomocí tzv. stentu³, umožní lékaři rozšíření zúžených cév. Existují též neinvazivní angiografické metody sloužící výhradně k diagnostickým účelům. Jedná se o CT angiografii, která se využívá např. pro zobrazení mozkové tepny, aorty, tepny horních i dolních končetin, a o MR angiografii, jejíž výhodou je absence rentgenového záření, jež se využívá pro zobrazení krku či mozku.

2.1.2.3.1 Digitální subtrakční angiografie

Digitální subtrakční angiografie (DSA) je moderní vyšetřovací metoda sloužící pro zvýraznění anatomické struktury. DSA metoda spočívá v subtrakci (odečítání) snímků před a po použití kontrastní látky. Nejprve se provede klasický rentgenový snímek bez použití kontrastní látky, tzv. nativní snímek. Následně se obraz převede do negativní formy. V dalším kroku, po použití kontrastní látky, se snímá rentgenový obraz. Následnou subtrakcí dvou snímků se získá výsledná struktura (subtrakční snímek), kde zůstane zobrazena jen struktura, kde byla aplikována kontrastní látka, struktura bez této látky vymizí. Celý tento proces probíhá automaticky, operátor vidí až výsledný snímek po subtrakci.

³ Stent je trubička sloužící jako vyztužení zúženého místa cév.



2.1.2.4 Mamografie

Mamografie je speciální rentgenová metoda pro vyšetření prsu žen. Vyšetření se provádí na jednoúčelovém zařízení, na mamografu. Mamografické přístroje pracují s minimální radiační dávkou záření, proto mamografické vyšetření příliš nezatěžuje lidský organismus. „Mamo“ vyšetření se provádí u žen, u kterých již bylo indikováno zhoubné onemocnění prsu, tzv. diagnostická mamografie. Mamografie se též zaměřuje na pravidelné preventivní vyšetřování žen, které má za cíl odhalit zhoubné onemocnění již v počátečním stádiu, tzv. screeningová mamografie.

Pro zobrazení měkké tkáně (tkáň mimo kost) prsní žlázy je nutné využít rentgenové měkké (nízkoenergetické) záření, tj. záření s nižší energií fotonů (25 až 35 keV) a delší vlnovou délkou. Nízkoenergetické záření umožní zobrazení měkké tkáně s vysokým kontrastem⁴. Díky tomu lze rozlišit možné nehomogenity v prsu, které by mohly představovat maligní (zhoubné) onemocnění. V porovnání s klasickými rentgenovými přístroji je anoda mamografu vyrobena z jiného materiálu, většinou z molybdenu, aby byly generovány nízkoenergetické fotony. Svazek rentgenového záření musí být filtrován (molybdenový či rhodiový filtr), tím se odfiltrují fotony s energií vyšší než určitá mez. Záření je dnes při digitální mamografii nejčastěji detekováno plochým detektorem. Pro zajištění nejvyššího kontrastu snímku (mamogram) a nejmenší radiační dávky záření se provádí stlačení (komprese) prsu kompresním zařízením (tubusem).

⁴ Kontrast obrazu vyjadřuje rozdíl v optické hustotě mezi strukturou v prsu a strukturou v okolí.



2.1.3 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie CT (*Computed Tomography*) patří mezi moderní zobrazovací metodu, která se dnes používá pro vyšetřování prakticky celého těla. Výpočetní tomografie rentgenovými paprsky detailně zobrazuje jednotlivé části lidského těla v tenkých vrstvách.

2.1.3.1 Generace CT

Z hlediska konstrukce tomografu a systému detektorů prodělala výpočetní tomografie několik generací.

2.1.3.1.1 První generace

První generace výpočetních tomografů byla využita k praktickému ověření teorie rekonstrukce obrazu. Tyto tomografy však nikdy nebyly komerčně dostupné a dnes mají už jen historický význam. Byly prakticky použitelné jen pro mozková vyšetření. Tyto tomografy využívaly translačně-rotační pohyb, byl emitován úzce kolimovaný svazek záření (tzv. tužkový) a ke snímání se používal jeden detektor. Přístroj provedl nejprve translační projekci, poté se detektor a rentgenka potočila vzhledem k počátku souřadnic v rovině. Snímkování se provádělo po 10° až 15°. Tyto tomografy se vyznačovaly malou účinností rentgenových paprsků a pomalou dobou skenování, ta trvala do 5 minut za jednu vrstvu.

2.1.3.1.2 Druhá generace

Tato generace tomografů též využívala translačně-rotační pohyb. Rotační část tomografu využívala malou detektorovou mozaiku (6 až 60 detektorů), vějířovitý svazek rentgenových paprsků. V této generaci se zmenšil úhel mezi jednotlivými snímky (3° až 15°). V porovnání s první generací se zvýšila účinnost rentgenových paprsků a doba snímání se zkrátila na desítky sekund. Tyto tomografy se již komerčně využívaly, avšak dnes už mají jen historický aspekt.

2.1.3.1.3 Třetí generace

Tyto tomografy využívají mozaiku stovek detektorů (minimálně 500). Rotační systém tomografu rotuje o 360° na jednu a na druhou stranu, neumožňuje tedy kontinuální rotaci. Pohyb celého tomografu je omezen, neboť vysokonapěťové kabely vedoucí do rentgenky se



navíjí na bubny. Skenování se provádí po 1° až 0,5°. Doba skenu činí přibližně jednu sekundu. Tato generace má dnes nejširší využití v klinickém provozu s tím, že někteří výrobci používají systém se dvěma lampami a dvěma detektory.

2.1.3.1.3.1 Helikální CT

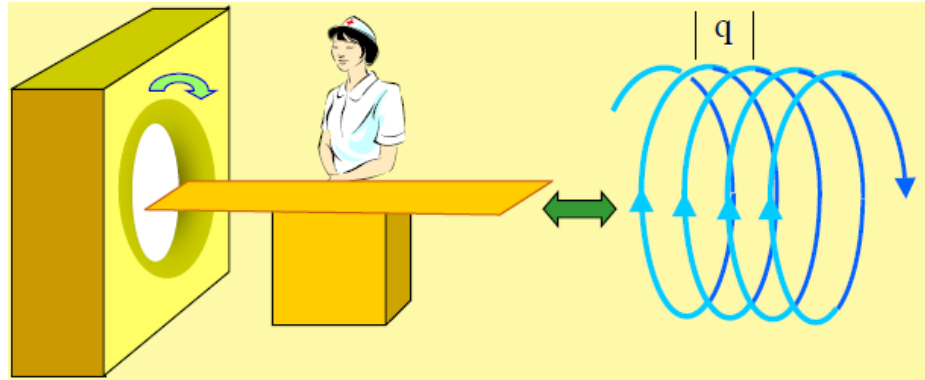
Helikální neboli spirální CT představuje vývojové zlepšení třetí generace tomografů. Z tohoto důvodu jsou tomografy třetí generace v současné době nejpoužívanější. Helikální CT vyšetření velmi zkrátí dobu celého vyšetření. Jedná se o technologii zvanou tzv. *slip-ring*. Tato metoda umožňuje kontinuální rotaci lampy, tj. bez omezení maximálního úhlu rotace, při automatickém posunu patientského lůžka. Nejmodernější CT přístroje s vybavením kardio umožňují rychlost rotace až 0,28 sekundy za jednu otáčku. Během jedné otáčky lze získat až 512 řezů. Dráha rentgenové lampy vzhledem k pacientovi představuje šroubovici. Stoupání šroubovice je dáno tzv. pitch-faktorem HP (*Helical Pitch*). Pitch faktor je dán vztahem:

$$HP = \frac{q}{d}$$

q – dráha, kterou urazí patientské lůžko při jedné otáčce [mm]

d – tloušťka řezu [mm]

Velká změna spočívá ve faktu, že vysokonapěťový generátor je součástí rotačního systému gantry, tzn., že vysoké napětí se vyrábí již za kontinuální rotace. Napájení generátoru je umožněno z distribuční jednotky umístěné mimo gantry. Přenos napájení na generátor se zajistí pomocí stacionárního systému drah a uhlíkových kartáčů. Nízké napětí z kartáčů se dostane přes *slip-ring* do vysokofrekvenčního generátoru. Další důležitou změnou kontinuální rotace je zpětný přenos signálů z detektorů. Přenos se uskutečňuje opticky a radiofrekvenčně. Výstupní optický signál jdoucí z detektoru je převeden vysílačem (tzv. *transmitter*), který je uložen na rotujícím prstenci, na radiofrekvenční signál. Na obvodě prstence je vybudována anténa sloužící ke snímání tohoto rádiového signálu. Rádiový signál z antény se pomocí stacionárního přijímače (tzv. *receiver*) přijme a převede zpátky na optický signál, který se už dále vede do rekonstrukčního systému.



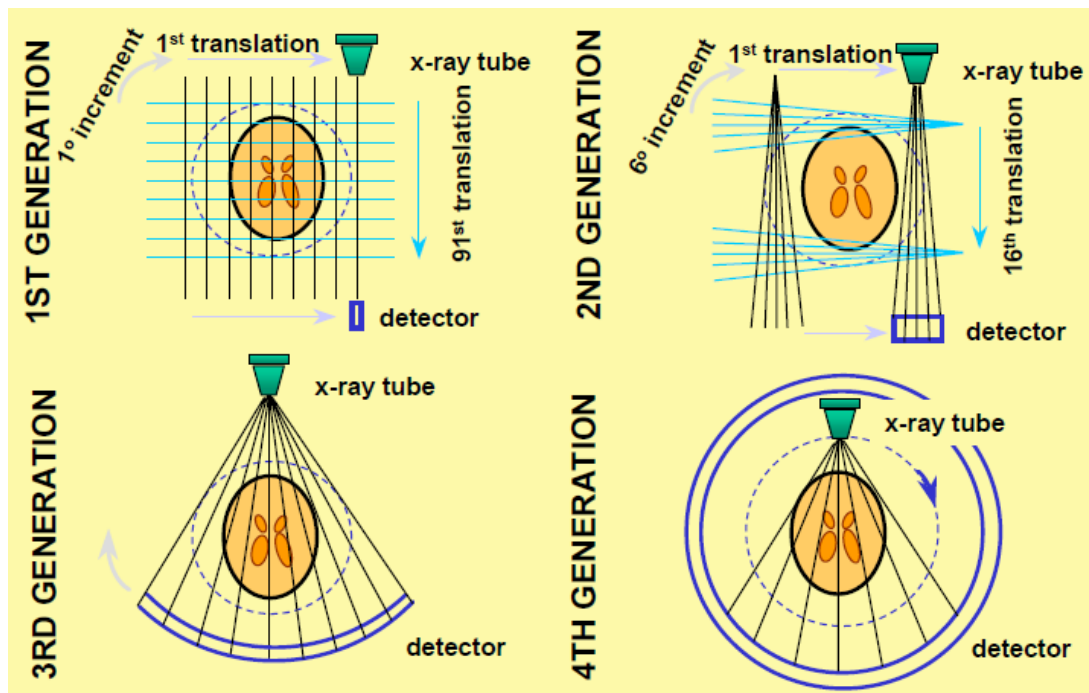
Obrázek 4: Ukázka Helikálního CT, Helical Pitch [5]

2.1.3.1.4 Čtvrtá generace

Na rozdíl od předešlých generací se detektor neotáčí spolu s rentgenkou, ale je pevně umístěn na obvodu gantry. Tento systém využívá pohyb rotačně-stacionární. Na obvodu stacionární části gantry je umístěna nepohyblivá mozaika detektorů (řádově jednotky tisíc), která zaujímá celý kruh. Rotuje jen rentgenka, a to o 360°. Tento systém má velmi krátkou akvizici dat (snímání dat). Jedná se o velmi náročné provedení, které se vyznačuje menší efektivitou detektorů. Během snímání je v provozu méně než jedna čtvrtina detektorů. Nevýhoda této generace je, že detektory na prstenci jsou umístěny relativně daleko od sebe. Tím pádem se mezi detektory ztratí poměrně velké množství vyzářeného rentgenového záření, což má za následek nízkou účinnost. Z tohoto důvodu se tato generace CT příliš nerozšířila.

2.1.3.1.5 Pátá generace

Tato generace tomografií nevyužívá jako zdroj záření rentgenovou lampu, ale elektronové dělo. Paprsek elektronů je pomocí vychylovacích cívek magneticky vychylován do lidské tkáně. To umožňuje velmi rychlou rotaci paprsků. Tyto tomografy se kvůli svým velmi vysokým nákladům nikdy do praxe nerozšířily.



Obrázek 5: První až čtvrtá generace výpočetních tomografů [5]

2.1.3.2 Princip CT

Při vyšetření je pacient ležící na posuvném lůžku zasunut do přístroje. Po kruhové dráze kolem pacienta rotuje lampa a naproti ní umístěný detektor, a to v rovině kolmé k podélné ose těla pacienta. V praxi se nejčastěji využívá vějířovitého tvaru rentgenových paprsků. Rentgenka pracuje pulzně (1 pulz trvá 1 až 4 ms). Je nutné zaznamenat jen rentgenové paprsky, jež vyjdou z lampy v přímém směru. Paprsky, které se od přímého směru odchýlí, nesmí dopadnout na detektor. Proto musí být rentgenový svazek kolimován kolimátorem, který se nachází hned za lampou. Kolimátorové lamely určují tloušťku řezu a pohltí i nechtěné paprsky. Proto musí být kolimátor vyroben z materiálu výborně pohlcující záření, nejčastěji z olova.

Výpočetní tomografie je denzitometrická metoda, tomograf měří úbytek procházejícího záření v jednotlivých voxelích. Každý voxel je charakterizován x, y, z souřadnicemi a úbytkem záření. Tomografické zobrazení se docílí tím, že vyšetřovaná oblast se prozařuje pod několika úhly. Reálná hodnota lineárního koeficientu tlumení záření v daném bodě je zobrazena určitým stupněm šedi dle Hounsfieldových jednotek. Na konci vyšetření je výsledný snímek (tomogram) určen hodnotami koeficientů útlumu jednotlivých voxelů daného řezu.



2.1.3.3 Konstrukce CT

CT přístroj je tvořen třemi hlavními komponenty – gantry, operátorská konzole a patientské lůžko. Pacient během vyšetření leží na lůžku a projíždí skrz gantry. Výsledná data jsou uložena v operátorské konzoli.

2.1.3.3.1 Gantry

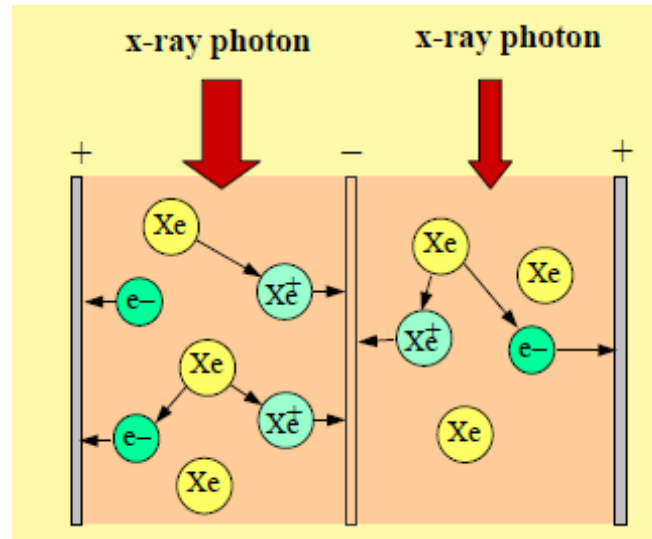
Gantry neboli portál je prstencový systém o průměru 70 až 80 cm složený z několika hlavních komponentů. Gantry je možno naklánět až 30° na každou stranu. Vysoké napětí pro rentgenovou lampu se vyrábí ve vysokofrekvenčním generátoru. Rentgenové záření je kolimátorem zkolimováno a následně detekováno systémem detektorů, který se nachází proti lampě. Výstupní signál z detektoru je následně zpracován akvizičním systémem.

2.1.3.3.2 Detektor

Úkolem CT detektorů je zachytit fotony rentgenového záření a přeměnit je na elektrický signál. Vlastnosti detektorů silně ovlivňují výslednou kvalitu rekonstruovaného zobrazení. Detektory jsou rozděleny na dva základní druhy podle principu konverze na elektrický signál, a to na plynové detektory (ionizační komora) a na detektory pevné fáze (*solid-state*). Dnes se využívají v tomografech detektory pevné fáze.

2.1.3.3.2.1 Ionizační komora

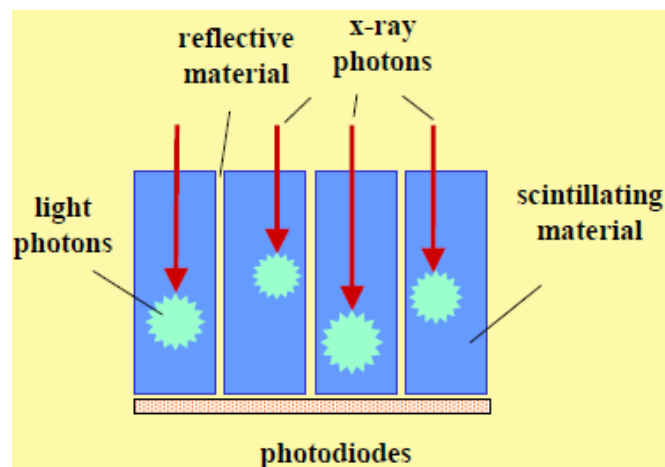
Detektor je rozložen na jednotlivé kanály a skládá se ze dvou kovových elektrod připojených v obvodu na napětí přibližně 1000V. Detektory jsou plněné stlačeným plynem, xenonem. Průlet fotonů rentgenového záření způsobí ionizaci plynného xenonu, z neutrálních atomů nevodivého plynu vznikají ionty. Elektrony jsou v elektrickém poli přitahovány k anodě, kladné ionty ke katodě. Obvodem začne protékat elektrický proud v řádu mikroampér. Fotony rentgenového záření jsou detekovány převodem na elektrický proud v elektrickém obvodu komory. Plynové detektory se dnes již kvůli nízké detekční činnosti nepoužívají.



Obrázek 6: Princip plynového detektoru [5]

2.1.3.3.2 Detektor pevné fáze

Detektor pevné fáze SSD (*Solid-State Detektor*) je složen z detektorových modulů, které jsou uspořádány do detektorové mozaiky. Tyto detektory používají nepřímou konverzi rentgenového signálu na signál elektrický. Signál rentgenového záření je ve scintilátoru převeden na světelný signál. Světelné záblesky jsou detekovány nejčastěji fotodiodou⁵ a transformovány na elektrický signál. SSD detektor disponuje vysokou detekční účinností okolo 99 %. SSD detektor je velmi citlivý, je schopen detekovat mnohem nižší absorbovanou dávku záření než xenonový detektor.

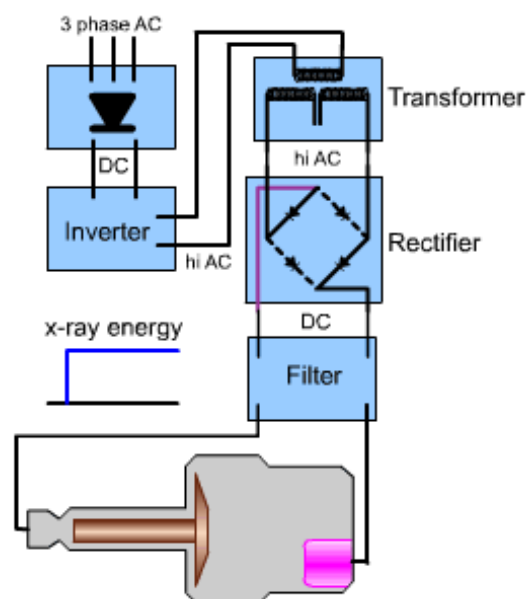


Obrázek 7: Princip detektoru pevné fáze [5]

⁵ Fotodioda je polovodičová součástka citlivá na osvětlení PN přechodu světlem.

2.1.3.3.3 Výkonný generátor

Nejpoužívanějším zdrojem vysokého napětí je dnes vysokofrekvenční generátor. Generátory jsou umístěny v rotační části gantry. Třífázové střídavé napětí z rozvaděče se pomocí n-pulzního usměrňovače usměrní a vyhladí. Toto napětí napájí střídač, jenž vytvoří střídavé napětí o vysoké frekvenci 10 až 40 kHz. Dané střídavé napětí je v transformátoru konvertováno na vysoké napětí, které se následnou filtrací zbaví vyšších harmonických. Poté je střídavé napětí usměrněno. Výsledné napětí je v rozmezí 80 až 140 kV.



Obrázek 8: Schéma výkonného generátoru [5]

2.1.3.3.4 Kolimátor

Kolimátor slouží k vymezení tvaru a velikosti paprsků rentgenového záření jdoucích z lampy. Kolimátor omezí vliv rozptýleného záření a omezí i velikost záření, které projde do těla pacienta. Kolimátor musí být umístěn co možná nejbližší lampě. Kolimátor se skládá ze dvou hlavních olověných lamel, které se pohybují nezávisle na sobě pomocí dvou krokových motorů.

2.1.3.3.5 Operátorská konzole

Data získaná detektorovým systémem se opticky přenášejí do vyšetřovací konzole. Hlavní součástí konzole je operační a rekonstrukční počítač. V konzoli se optický signál převede na digitální (diskrétní) signál a je uložen na diskové pole. Jedná se o tzv. surová data (*raw data*). Tyto surová data jsou následně rekonstruována v rekonstrukčním počítači na finální obraz,



tzv. *image data*. *Raw data* nesou přibližně 12 krát větší informaci než *image data*. Formát digitálního diagnostického snímku se nazývá tzv. DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*). Digitální snímek každé modality musí být ve formátu DICOM.

2.1.3.3.6 Pacientský stůl

Pacientský stůl se na začátku vyšetření vertikálně posune do pozice podle vyšetřované oblasti. Po nastavení se pacient na lůžku pohybuje horizontálně směrem do gantry. Pacientská deska je vyrobena z karbonu, aby se minimalizoval vliv artefaktů.

2.1.3.4 Rekonstrukce CT obrazu

Výsledný příčný (transverzální) 2D obraz snímané části se dostane počítačovou rekonstrukcí z 1D obrazů snímaných intenzitu prošlého rentgenového záření. Základní metoda rekonstrukce obrazu CT je tzv. prostá zpětná projekce SBP (*Simple Back Projection*). Jedná se o nejjednodušší metodu, která se dnes již nepoužívá, tvoří však základ pro dnes nejpoužívanější metodu, filtrovanou zpětnou projekci. Nevýhodou metody SBP je, že po rekonstrukci je získán poněkud rozostřený (zkreslený) obraz.

Rekonstrukční metoda filtrovaná zpětná projekce FBP (*Filtered Back Projection*), odstraňuje nevýhody SBP. Nejprve se provede filtrace jednotlivých projekcí a následně dojde k rekonstrukci. Digitální filtry, které se označují ramp-filtry, minimalizují zkreslení obrazu a zvyšují kontrast obrazu. Následně se provede matematická rekonstrukce s využitím Fourierovy transformace⁶.

Dokonalejší metoda zpětné projekce se nazývá tzv. iterativní rekonstrukce. V porovnání s FBP je tato metoda výpočetně rychlejší, ale i též náročnější. Jedná se o matematický algoritmus založený na aproximaci původního odhadu zkoumaného obrazu v jednotlivých krocích (iteracích). Výsledkem je finální obraz, který co nejvěrněji reprezentuje původní odhad. Tato metoda poskytuje finální snímky s menším počtem artefaktů, které vznikají při rekonstrukci, a též je i výpočetně rychlejší. Tato metoda postupně nahrazuje FBP metodu.

⁶ Fourierova transformace představuje základní metodu zpracování signálů, transformuje signál z časové oblasti do frekvenční oblasti.



2.2 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance MR (*Magnetic Resonance*) je moderní tomografická vyšetřovací metoda, při které není pacient vystaven rentgenovému záření, nýbrž silnému magnetickému poli. Magnetická rezonance je vhodná pro své detailní zobrazení morfologie a patologie vnitřních tkání, převážně mozkové a míšní tkáně, svalů a šlach. Dnes magnetická rezonance dokáže vytvořit nejen celotělové zobrazení, ale i zobrazení velmi malých vnitřních orgánů. Naopak MR není vhodná pro zobrazení kompaktních kostí (silná vrstva kosti), neboť kompaktní kost neobsahuje protony. MR dokáže od sebe odlišit tkáně s velmi podobnou strukturou. Díky tomu lze rozlišit zdravou tkáň od tkáně postižené patologickým procesem.

2.2.1 Princip magnetické rezonance

Lidské tělo se skládá ze čtyř základních prvků, a to z atomů vodíku, dusíku, kyslíku a uhlíku. V lidském těle je nejvíce zastoupen atom vodíku vykazující nejvyšší hodnotu citlivosti vůči magnetické rezonanci. Pro vyšetření magnetickou rezonancí má vodík mimořádný význam, neboť spolu s atomy kyslíku tvoří molekuly vody, které tvoří až 70 % celého organismu. V lékařské diagnostice se kromě jader vodíku též využívají magnetické vlastnosti jader nuklidů uhlíku ^{13}C , fluoru ^{19}F , sodíku ^{23}Na , fosforu ^{31}P .

Izotop	Spin I^7	Rezonanční frekvence	
		při 1T [MHz]	Citlivost vůči ^1H
^1H	1/2	42,578	1,000
^{13}C	1/2	10,708	0,016
^{19}F	1/2	40,078	0,834
^{23}Na	3/2	11,269	0,093
^{31}P	1/2	17,252	0,067

Tabulka 2: Rezonanční vlastnosti některých atomových jader [12]

Atomová jádra s lichým počtem protonů vykazují nenulový magnetický moment⁸ s jaderným spinem⁹ různým od nuly. Pouze nespárované spiny se dají použít v MR zobrazení. Protony v lidské tkáni rotují náhodnými směry, jaderné spiny jednotlivých protonů se vyruší

⁷ Velikost spinu protonu souvisí s tzv. multiplicitou spinu, která je dána vztahem $2 \cdot I + 1$ a vyjadřuje počet povolených orientací protonu. Např. izotop ^1H vykazuje dvě povolené orientace, a to souhlasnou a nesouhlasnou orientaci s vnějším magnetickým polem.

⁸ Magnetický moment je vektorová fyzikální veličina, vzniká jako důsledek spinu protonu a jeho atomového náboje.

⁹ Jaderný spin je pohyb protonů kolem své vlastní osy.



a výsledné magnetické pole je rovno nule. Protony vykonávají též i tzv. precesní pohyb, kdy opisují kuželovou plochu se svým precesním kmitočtem, tzv. Larmorova frekvence. Larmorova frekvence f_0 závisí lineárně na intenzitě vnějšího magnetického pole a na typu atomového jádra. Larmorova frekvence se vypočítá ze vztahu:

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0 \text{ [Hz]}$$

γ – gyromagnetický poměr¹⁰

B_0 – magnetická indukce homogenního magnetického pole [T]

Pokud se ovšem zobrazovaná část tkáně umístí do silného homogenního magnetického pole, jednotlivé protony vodíku se natočí tak, aby jejich jaderný spin byl rovnoběžný k siločárám vnějšího magnetického pole, a to buď ve směru vektoru vnějšího pole, tedy paralelně, nebo ve směru opačném, tedy antiparalelním. Antiparalelní stav, orientovaný opačně o 180°, je energeticky náročnější, proto antiparalelně orientovaných protonů je méně než paralelně orientovaných. V MR se používají vysokofrekvenční magnetická pole. Pokud by vnější magnetické pole přestalo působit, atomová jádra vodíků by se vrátila do svých původních pozic.

Jednotlivé protony vykonávající precesní pohyb se mění v čase a pohybují se s různou fází. Aby protony vykonávaly svůj pohyb ve fázi, je nutné dodat energii. Vysláním elektromagnetického impulsu ve směru kolmém k vnějšímu magnetickému poli se stejnou frekvencí jako Larmorova frekvence protonů dojde ke stavu rezonance. Dodání kvanta energie ΔE ve formě impulsu zajistí přechod protonů z nižší energetické hladiny (paralelní stav) do vyšší energetické hladiny (antiparalelní stav).

$$\Delta E = h \cdot \nu$$

h – Planckova konstanta, $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$

ν – frekvence excitačního kvanta energie

Všechny protony začnou vykonávat precesní pohyb synchronně, vzniká vektor příčné magnetizace.

¹⁰ Gyromagnetický poměr představuje konstantu danou magnetickými vlastnostmi jádra.



Po vyzáření energetického kvanta ve formě impulsu se protony dostávají do původního, tj. nižšího, energetického stavu. Protony z antiparalelní polohy se vrátí zpět do paralelní polohy a protony začnou opět vykonávat desynchronní precesní pohyb. Tento proces je znám pod názvem relaxace. Doba relaxace převážně závisí na složení vyšetřované tkáně.

2.2.2 Konstrukce magnetické rezonance

Celý přístroj magnetické rezonance musí být umístěn ve speciální místnosti, tzv. Faradayově kleci, aby byly odstíněny veškeré rušivé radiofrekvenční signály. Princip Faradayovy klece spočívá ve faktu, že elektrický náboj se rozloží jen na vnějším povrchu vodiče, uvnitř vodiče nepůsobí elektrické ani elektromagnetické pole. Faradayova klec u rezonance představuje konstrukci pokrytou mědí, jež zabraňuje vniku vysokofrekvenčních elektromagnetických vln do okolí rezonance.

2.2.2.1 Hlavní magnet

Hlavní magnet generuje homogenní magnetické pole. Homogennost magnetického pole zaručí stejný precesní pohyb všech protonů. Kvalita finálního MR obrazu je silně ovlivňována vlastnostmi hlavního magnetu. Magnetická rezonance využívá tři typy magnetů: permanentní, rezistivní a supravodivý. Současné magnety disponují magnetickou indukci od desetin T až do 3 T. Ve výzkumu se dosahuje hodnot až 7 T.

2.2.2.1.1 Permanentní magnet

Permanentní magnet se používá u zařízení maximálně do 0,3 T. Ze všech systémů je magnetická rezonance s permanentním magnetem nejméně nákladné zařízení, nevyžaduje chlazení. Mezi jeho hlavní nevýhody patří vysoká hmotnost a také nemožnost vypnutí magnetického pole v případě nouze. Permanentní magnet disponuje nízkým rozlišením.

2.2.2.1.2 Rezistivní magnet

Průchodem elektrického proudu vodičem se v jeho okolí indukuje magnetické pole s magnetickou indukcí do hodnoty 0,5 T. Tento systém vyžaduje kvůli velkým ztrátám na vinutích velké množství chladicí vody. Mezi jeho hlavní výhody jsou řazeny možnost vypnutí magnetického pole v případě poruchy a možnost zrealizování tzv. otevřených magnetů.



Otevřené magnety pracují s větším vyšetřovacím prostorem. Jsou vhodné pro vyšetření pacientů trpících klaustrofobií či malých dětí.

2.2.2.1.3 Supravodivý magnet

Magnetické rezonance se supravodivým magnetem patří v současnosti k nejčastěji používaným rezonancím. Supravodivé magnety jsou vyrobeny ze slitin niobu a titanu. Magnet se do stavu supravodivosti dostane trvalým průchodem proudem do doby, kdy se teplota supravodiče nezvýší nad kritickou supravodivou teplotu. Velkou nevýhodou supravodivých magnetů je neustálé chlazení, a to chlazení kapalným heliem (teplota 4,2 K), z důvodu aby se magnet stále udržoval pod kritickou teplotou supravodivého materiálu. Chlazení kapalným heliem je velice nákladné. Jestliže dojde ke zvýšení teploty nad její kritickou supravodivou mez, dochází k úniku kapalného helia, magnet se dostane do nesupravodivého stavu a dojde k zániku magnetického pole. Tento jev se nazývá tzv. *quench*. Při jevu *quench* dojde k prudkému nárůstu teploty v okolí magnetu a tím mohou být magnety trvale poškozeny. Magnetické rezonance se supravodivými magnety patří dnes k nejnákladnějším rezonancím, a to především kvůli velké spotřebě kapalného helia. Supravodivý magnet též disponuje nejvyšší homogenitou pole ze všech tří typů používaných magnetů.

2.2.2.2 Gradientní cívky

Gradientní cívky se nachází uprostřed hlavního magnetu, jejichž hlavní úkol je vytvořit magnetický gradient. Vytvořené nehomogenní magnetické pole zajistí, že v jednotlivých řezech vyšetřované tkáně se budou vodíková jádra pohybovat precesně s různou Larmorovou frekvencí a různou fází. Vytvořený gradient umožní získat prostorovou informaci o vyšetřované tkáni. Bez použití gradientních cívek nelze získat z homogenního magnetického pole prostorovou informaci o struktuře tkáně. Parametry gradientních cívek ovlivňují celkové parametry magnetické rezonance.

2.2.2.3 Radiofrekvenční systém

Radiofrekvenční systém se skládá ze dvou částí, z vysílače a přijímače. Vysílač generuje radiofrekvenční vlny o Larmorově frekvenci za účelem vybuzení stavu magnetické rezonance. Jednotka přijímače snímá MR signály. Funkce vysílače i přijímače zastávají radiofrekvenční cívky. Cívka vysílače musí zajistit co nejúčinnější převod radiofrekvenčního signálu



na homogenní pole. Úkol přijímací cívky je inverzní, musí zajistit účinný převod mezi homogenní pole a radiofrekvenčním signálem. Přijímací i vysílací cívky se umísťují co nejbližší vyšetřované tkáni pacienta. V dnešní době se používá jen jedna cívka, která zajistí jak vysílání, tak i příjem signálu. Platí tedy princip reciprocity. Faktorem, který ovlivňuje kvalitu cívky, je činitel jakosti.

Činitel jakosti cívky Q pro sériový obvod je vyjádřen poměrem indukční reaktance cívky ke ztrátovému odporu cívky.

$$Q = \frac{\omega \cdot L}{R} [-]$$

ω – úhlová frekvence [$\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$]

L – indukčnost cívky [H]

R – ztrátový odpor cívky [Ω]

2.2.3 Rekonstrukce obrazu

Rychlost sběru dat u magnetické rezonance se dá ovlivnit použitou sekvencí a též i hardwarem, který ovlivňuje čas pro přenos a zpracování dat. Výsledný MR obraz je dnes u rezonance vytvořen převážně tzv. dvojrozměrnou Fourierovou rekonstrukční metodou. Tato metoda umožní získat výsledný 2D či 3D obraz. Rekonstrukce obrazu spočívá v použití gradientních cívek a tím vytvoření přídatných gradientních magnetických polí. První aplikovaný gradient je ve směru osy z G_z , tzv. selektivní gradient. Vysláním impulsu o určité hodnotě rezonanční frekvence dojde k rezonanci protonů jen v jednom daném řezu. Protony ve zbylých řezech se u tohoto vybuzeného impulsu neuplatní, zůstanou neexcitované. Každé jednotlivé části těla odpovídá jiná hodnota frekvence impulsu a tím i jiná hodnota magnetické indukce nově vytvořeného magnetického pole. Čím je strmější magnetický gradient, tím je tenčí výsledný řez.

Následuje druhý gradient ve směru osy y G_y , tzv. fázi určující gradient. Použitím tohoto impulsu dochází k rozdílné frekvenci protonů ve směru osy y . Po ukončení aplikace tohoto impulsu se jednotlivá jádra pohybují opět se stejnou frekvencí vlivem konstantního homogenního magnetického pole. Avšak vlivem fázi určujícího gradientu se jednotlivé vrstvy protonů pohybují s různou fází. Vrstvy, které jsou blíže tomuto impulsu, fázově předbíhají vrstvy, jež jsou dále od impulsu.



Poslední gradient je ve směru osy x G_x , tzv. frekvenci určující gradient. Aplikací frekvenčního gradientu je Larmorova frekvence protonů v daném řezu ve směru osy x odlišná. Aplikací frekvenčního impulsu je každý voxel řezu charakterizován svou frekvencí a fází protonů.



2.3 Nukleární medicína

Nukleární medicína NM (*Nuclear Medicine*) je lékařský obor zabývající se diagnostikou pomocí radioaktivních zářičů aplikovaných do vnitřního prostředí organismu. Vyšetření v nukleární medicíně patří mezi nejméně invazivní vyšetření a jeho výhodou je též nízká radiační zátěž a absence vedlejších účinků. Nukleární medicína ve srovnání s radiologickým postupem vyšetřování nezobrazuje jen anatomii vyšetřované tkáně, ale i její funkci. Nukleární medicína se dnes nejhojněji využívá v oborech onkologie, kardiologie či neurologie.

2.3.1 Fyzikální princip nukleární medicíny

Při vyšetření se pacientovi aplikuje určité množství dané látky, tzv. radiofarmakum. Radiofarmakum se může aplikovat do těla pacienta inhalačně (vdechováním), perorálně (ústí), avšak většinou intravenózně (žilně). Radiofarmakum je látka, jež obsahuje jeden nebo více radionuklidů. Radionuklidy jsou nuklidy¹¹ podléhající radioaktivní přeměně. Během procesu radioaktivní přeměny dochází k uvolňování radioaktivního záření. Radionuklidy jsou definovány poločasem rozpadu, druhem přeměny a aktivitou. Radiofarmaka vykazují malý poločas rozpadu. V nukleární medicíně se nejčastěji pracuje s radionuklidy Technecia ^{99m}Tc (poločas rozpadu asi 6 hodin), neboť těmito radionuklidy lze zobrazit většinu lidského organismu. Dále se využívají radionuklidy Jódů ¹³¹I pro zobrazení mozku, Kryptonu ^{81m}Kr pro ventilační zobrazení plic, India ¹¹¹In nebo radionuklidy Gallia ⁶⁷Ga.

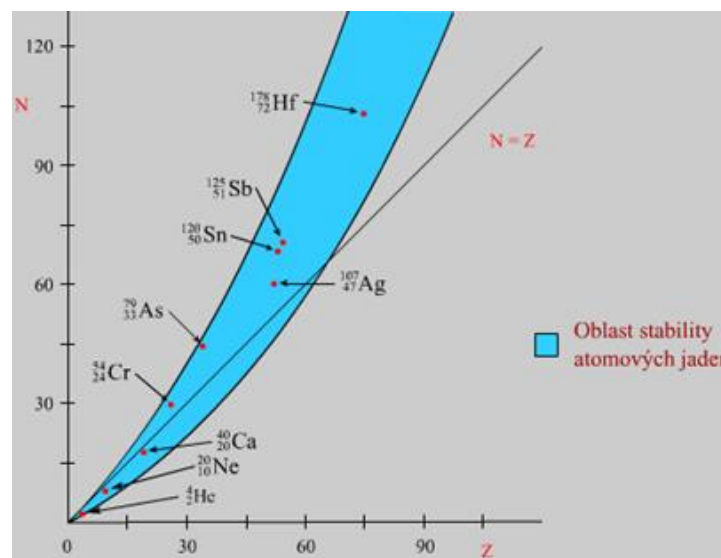
2.3.1.1 Radioaktivní přeměna

Všechna atomová jádra nejsou stálá, tzn., že se jádra samovolně rozpadají a přeměňují se na jiná stálejší jádra. Tento proces je spojen s uvolňováním neviditelného radioaktivního záření. Radioaktivní přeměna vzniká v důsledku energetické nerovnováhy atomového jádra. Rychlost přeměny je různá. Nelze přesně určit, kdy dojde k přeměně jednoho konkrétního atomového jádra. Přeměna trvá do doby, než se nový nuklid ustálí a dále se již nerozpadá. Atomová jádra stejného nuklidu se rozpadají se stejnou pravděpodobností. Nejvíce stabilní jsou izotopy¹² lehkých prvků (např. helium, kyslík, uhlík), jejichž atomová jádra obsahují stejný počet protonů i neutronů. S rostoucím protonovým číslem u jednotlivých prvků převládá v jádře počet neutronů nad počtem protonů. „Nejtěžší známý stabilní nuklid je bismut 83.“ [19]

¹¹ Nuklid je látka složená z atomů se stejným protonovým a nukleonovým číslem.

¹² Izotopy jsou atomy téhož prvku, které mají shodné protonové číslo, liší se ale nukleonovým číslem.

Nejtěžší prvky od protonového čísla 84 již stabilní nejsou. Dnes je známo přes 3300 nuklidů, z nichž 257 se považuje za stálé.¹³ Existují tzv. magická čísla, která reprezentují počet protonů a neutronů, při kterém jsou atomová jádra stabilnější než jiná jádra. Mezi magická čísla patří 2, 8, 20, 28, 50, 82 a 126. [19] Skutečnost magických čísel je objasněna pomocí slupkových modelů atomových jader.



Obrázek 9: Výskyt stabilních nuklidů v závislosti na protonovém čísle Z a neutronovém čísle N [19]

2.3.1.1.1 Zákon radioaktivní přeměny

Diferenciální tvar:

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda \cdot N$$

Integrální tvar:

$$-\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = \int_0^t \lambda dt$$

$$-\ln \frac{N}{N_0} = \lambda \cdot t \rightarrow N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

λ – přeměnová konstanta

N – počty atomových jader v čase t

N_0 – počty atomových jader v čase $t = 0$

¹³ KONÍČEK, Petr (2015/2016). *Fyzika 2 pro EEM* [přednáška] 4. 1. 2016 (Praha: Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze)



2.3.1.2 Aktivita radionuklidu

Aktivita radionuklidu je definována jako počet radioaktivních přeměn v látce za jednotku času. Její jednotka je *Becquerel* [Bq]. Jeden Becquerel je definován jako jedna přeměna za jednu sekundu. Starší jednotka aktivity byla *Currie* [Cu]. Platí vztah: $1Cu = 3,7 \cdot 10^{10} Bq$. Aktivita radionuklidu je vyjádřena, vztahem:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

A – současná aktivita v čase t

A_0 – aktivita v čase $t = 0$

2.3.1.3 Poločas rozpadu

Poločas rozpadu $\frac{T_1}{2}$ vyjadřuje dobu, za kterou se přemění právě polovina z počátečního počtu nepřeměněných jader. Odvození poločasu rozpadu:

- na počátku je v daném vzorku N_0 atomů
- po uplynutí poločasu rozpadu je ve vzorku $N_1 = \frac{N_0}{2}$ atomů

$$\frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot \frac{T_1}{2}}$$

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda \cdot \frac{T_1}{2}}$$

$$\ln \frac{1}{2} = \ln e^{-\lambda \cdot \frac{T_1}{2}}$$

$$-\ln 2 = -\lambda \cdot \frac{T_1}{2} \rightarrow \frac{T_1}{2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

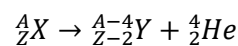


2.3.1.4 Druhy radioaktivního záření

Radioaktivní přeměnou vzniká jaderné záření, které může být trojího druhu: alfa α , beta β a gama γ záření.

2.3.1.4.1 Záření α , přeměna α

Záření alfa je pro lékařskou diagnostiku nepoužitelné, lze ho pohltit pouhým listem papíru či lidskou pokožkou. Alfa záření je proud jader helia ${}^4_2\text{He}$, který dosahuje 0,1 násobku rychlosti světla. Při přeměně alfa záření je z jader ${}^A_Z\text{X}$ emitována částice α (${}^4_2\text{He}$). Přeměna α je definována vztahem:

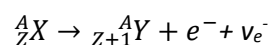
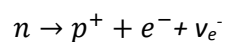


2.3.1.4.2 Záření β

Záření beta je nejrozšířenější typ záření. Záření β je tvořeno velmi rychlými elektrony nebo pozitrony, jejichž rychlost může dosáhnout až 0,99 násobku rychlosti světla. Beta záření je rozděleno z hlediska, jestli je v jádře atomu přebytek protonů či neutronů, na β^- (tok elektronů) a β^+ (tok pozitronů) záření. Ve srovnání s alfa zářením je beta záření pronikavější.

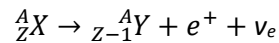
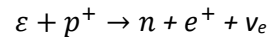
2.3.1.4.2.1 Přeměna β^-

K přeměně β^- dochází samovolně v atomových jádrech, jež jsou bohaté na neutrony. Částice β^- vznikají β^- přeměnou za vzniku elektronu e^- a elektronového antineutrína $\bar{\nu}_e$. Současně vzniká v jádru proton, tím se tedy zvětšuje protonové číslo nového prvku o jeden. Při této interakci konvertuje neutron n na proton p^+ .



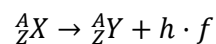
2.3.1.4.2.2 Přeměna β^+

K přeměně β^+ nemůže dojít samovolně, je nutné dodat vnější energii ϵ . Při této interakci konvertuje proton p^+ na neutron. Částice β^+ vznikají β^+ přeměnou za vzniku pozitronu e^+ a elektronového neutrína ν_e . Při této přeměně se protonové číslo nového prvku sníží o jeden.



2.3.1.4.3 Záření γ

Záření gama je elektromagnetické vlnění o kratší vlnové délce v porovnání s rentgenovým zářením, a to o vlnové délce kratší než 100 pm. Jedná se o proud fotonů šířící se rychlostí světla. Ze všech typů záření je gama záření nejpronikavější. Pro odstínění gama záření se používá olovo, ocel či beton. Gama záření se v elektrickém ani v magnetickém poli neodchyluje. Tato skutečnost je způsobena tím, že foton nemá elektrický náboj. Gama záření nemůže existovat samostatně, vzniká při radioaktivních a jiných jaderných dějích. Při gama záření, na rozdíl od záření alfa a beta, nedochází ke vzniku nového prvku, ale snižuje se energie nukleonů v jádře. Záření gama lze vyjádřit vztahem:

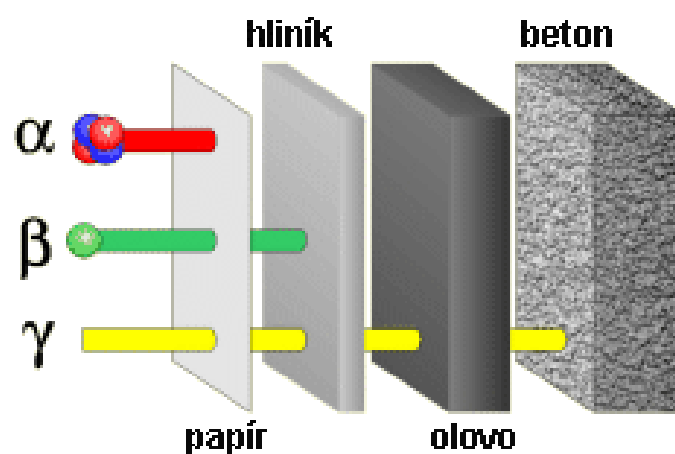


h – Planckova konstanta, $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$

f – frekvence fotonu, $f = \frac{c}{\lambda} [\text{s}^{-1}]$

c – rychlost světla, $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$

λ – vlnová délka [m]



Obrázek 10: Pronikavost jaderného záření [17]



2.3.2 Scintigrafie

Scintigrafie je fyzikálně-elektronická metoda sloužící pro zobrazení prostorového rozložení radioaktivní látky v těle. Název scintigrafie je odvozen od použití tzv. scintilačních detektorů. Též se používá i termín gamagrafie, neboť pro zobrazení lidských orgánů se používá gama záření. V dnešní době se provádí scintigrafická vyšetření kostí, mozku, štítné žlázy, ledvin, jater a dalších částí lidského těla. Hlavní nevýhodou scintigrafie je nedostatečné prostorové rozlišení. Prostorové rozlišení představuje nejmenší vzdálenost dvou radioaktivních zdrojů ve vyšetřované tkáni, která lze ve výsledném obrazu od sebe odlišit. Nedostatečné prostorové rozlišení je dáno ve scintigrafii nepřesnou lokalizací záblesku v krystalu a také nedostatečným rozlišením kolimátoru.

2.3.2.1 Konstrukční části

2.3.2.1.1 Detektory ionizujícího záření

Úkolem detektoru je převod energie dopadajícího ionizujícího záření, které na něj dopadá, na elektrický signál. Dnes se používají převážně scintilační detektory. U nových modelů přístrojů výrobci již přechází na polovodičové detektory.

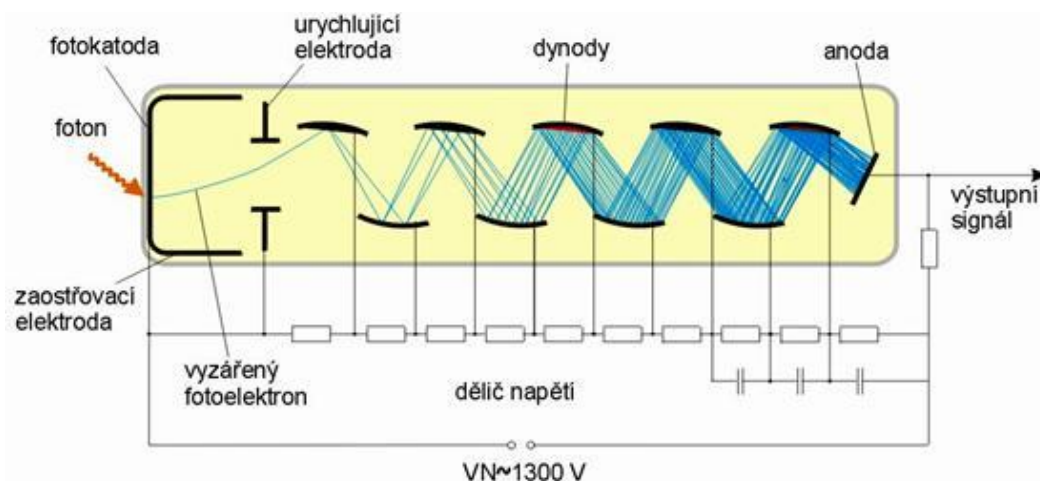
2.3.2.1.1.1 Scintilační detektory

Činnost scintilačních detektorů je založena na schopnosti určité látky, tzv. luminiscenční scintilační krystal (scintilátor), reagovat světelnými (scintilačními) záblesky na kvanta pohlceného ionizujícího záření ve formě fotonů gama záření. Dnes se jako scintilátor používá převážně krystal NaI(Tl) – jodid sodný aktivovaný thaliem. Ve scintilátoru se absorbuje kvantum ionizujícího záření a konvertuje se na fotony světla. Tyto světlené záblesky jsou převedeny do fotonásobiče, vzniklý výstupní signál je poté zesílen v zesilovací soustavě.

2.3.2.1.1.1.1 Fotonásobič

Fotonásobič PMT (*PhotoMultiplier Tube*) je zařízení pro citlivou detekci světelných fotonů a jejich přeměnu na elektrický signál. Prostředí fotonásobiče je udržováno ve vakuu. Fotony emitované ze scintilátoru dopadají na fotokatodu a v důsledku vnějšího

fotoelektrického jevu¹⁴ způsobí emisi elektronů. Ve fotonásobiči se násobí elektrony, které se uvolní fotoelektrickým jevem na fotokatodě. Fotokatoda je vyrobena z tenkého materiálu, který umožní uvolněným elektronům vlivem fotoefektu snadno vylétnout ven. Tento tenký materiál je vyroben nejčastěji z antimonidů alkalických prvků (cesium a antimon). Vlivem vzniklého elektrického pole mezi fotokatodou, zaostřovací a urychlující elektrodou se elektrony urychlují. Elektrony z fotokatody jsou dále zesilovány na jednotlivých elektrodách, tzv. dynodách. Tok elektronů z fotokatody je zesílen emisí sekundárních elektronů vyražených ze souboru dynod. Mezi fotokatodu a dynodami je přiloženo vysoké napětí, přibližně 1300 V, které se dle děliče napětí rozloží na jednotlivé dynody. *Násobícím systémem dynod, kterých je 8 až 12, lze dosáhnout zesílení proudu elektronů z fotokatody až 10^7 krát.* [18] Soubor dynod je ukončen anodou s nejvyšší hodnotou kladného potenciálu, ze které se přes odpor odebírá výstupní signál. Scintilační detektor obsahuje několik desítek fotonásobičů.



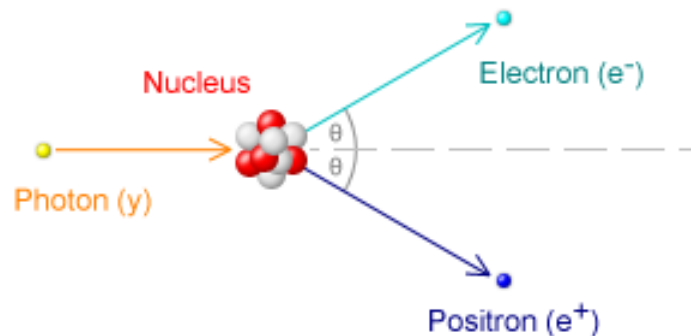
Obrázek 11: Schéma fotonásobiče [18]

2.3.2.1.1.2 Polovodičové detektory

Polovodičové detektory mají v porovnání se scintilačními detektory mnohem efektivnější způsob přeměny energie. Scintilační detektory, u kterých se nejprve kvantum záření přemění ve fotony světla a následně v elektrony, *potřebují pro vytvoření jednoho elektronu energii až 1000 eV. Zatímco polovodičové detektory vyžadují k vytvoření páru elektron-pozitron energii okolo 3 eV.* [5] Polovodičové detektory jsou nejčastěji vyrobeny z monokrystalů germania či křemíku.

¹⁴ Fotoelektrický jev (fotoefekt) je fyzikální jev, který probíhá při dopadu světla dostatečné vlnové délky na povrch materiálu. Vnější fotoelektrický jev způsobí vyražení elektronů z povrchu mimo kovový materiál, vzniká tzv. fotoproud.

Polovodičový krystal je umístěn mezi dvěma opačně nabitými elektrodami vytvářejícími elektrické pole. Absorpcí kvanta ionizujícího gama záření dojde v polovodičové vrstvě k přeskoku určitého počtu elektronů z valenčního do vodivostního pásu. Při přeskoku překonají elektrony zakázaný pás. V polovodiči se vytvoří páry elektron-díra (pozitron). Záporný elektron a kladný pozitron se okamžitě začnou pohybovat k opačně nabitým elektrodám. Ve vnějším obvodu projde krátký elektrický impuls, jenž je veden do zesilovacího systému.



Obrázek 12: Tvorba páru elektron-pozitron [38]

2.3.2.1.2 Kolimátor

Kolimátor představuje clonu vyrobenou ze stínícího materiálu. Jedná se o olovené, velmi těžké desky (hmotnost může činit více než 200 kg) s provrtanými hexagonálními otvory. Tato clona zajistí, že na scintilátor dopadnou jen ty fotony záření, které jí projdou ve směru osy otvorů. Rozptýlené fotony jsou absorbovány olovenými přepážkami (tzv. septy) kolimátoru a nejsou později detekovány. Kolimátor je vždy umístěn před detektor, vymezuje zorné pole detektoru. Je nutné, aby kolimátor a detektor byly umístěny během vyšetření co nejbližší pacientovi. V opačném případě by se zhoršila rozlišovací schopnost kolimátoru. Vlastnosti kolimátoru ovlivňují výslednou kvalitu scintigrafického snímku. Existuje několik typů kolimátorů, které se dají u přístroje vyměnit. Kolimátory lze dělit podle počtu otvorů, velikosti otvorů a podle energie gama záření, pro niž jsou určeny. Nejčastěji používaný je kolimátor s paralelními otvory, jejichž osa je kolmá k vyšetřovanému objektu. Obraz vytvořený v krystalu je stejně velký jako zobrazovaný objekt a nezávisí na vzdálenosti zobrazovaného objektu od kolimátoru.



2.3.2.2 Gama kamera

Gama kamera (scintilační kamera) též nazvaná *Angerova kamera* po svém vynálezci, americkém fyzikovi H. O. Angerovi, je přístroj využívající princip scintigrafie. Gama kamera je stacionární, skládá se ze soustavy několika desítek fotonásobičů. Elektrické impulsy z jednotlivých fotonásobičů jsou vedeny do systému odporů, tzv. odporové matice. Zde se porovnají amplitudy jednotlivých impulsů a následně se vytvoří dva výsledné impulsy v souřadnicích x a y . Tyto impulsy již nesou informace o přesné poloze, kde došlo k interakci fotonů gama záření v krystalu, tedy o přesné lokaci lidského orgánu, ze které byl daný foton emitován. Z těchto impulsů lze stanovit též i energii fotonů záření. Impulsy jsou následně zesíleny a vedeny na vychylovací destičky osciloskopu, kde se zobrazí světelný bod.

2.3.2.3 Gama zobrazovací metody

2.3.2.3.1 Planární scintigrafie

Planární scintigrafie je základní metoda sloužící pro dvourozměrné zobrazení distribuce radionuklidu v těle pacienta. Z této metody se vyvinuly metody SPECT a PET, které umožňují zobrazení ve trojrozměrné rovině. Planární scintigrafie se vyznačuje tzv. sumačním jevem. Dochází k prozařování v různých hloubkách tkáně a výsledný obraz je dán sumací dat z jednotlivých hloubkových vrstev tkáně. Výsledný obraz neudává pouze informace z dané vrstvy, avšak i informace z vrstev nacházející se nad či pod vyšetřovanou vrstvou. Dochází k nedostatečnému kontrastu dané vyšetřované struktury. Při tomografickém scintigrafickém vyšetření nevykazuje výsledný obraz sumační charakter. Tím se výrazně zvýší kontrast ve srovnání s planární scintigrafií.

2.3.2.3.2 Tomografická scintigrafie

2.3.2.3.2.1 SPECT

SPECT (*Single Photon Emmision Computed Tomography*) je scintigrafická planární zobrazovací metoda. Poskytuje trojrozměrné zobrazení. SPECT se využívá v kardiologii, neurologii a v onkologii. SPECT se často využívá pro vyšetření srdečního svalů. Na rozdíl od MR a CT poskytuje SPECT i data pro funkční diagnostiku tkání, nejen údaje o anatomické struktuře. Další velkou výhodou SPECT vyšetření je vyšší kontrast snímků. Mezi hlavní



nevýhody patří poměrně malé prostorové rozlišení ve srovnání s planární scintigrafií. SPECT se kvůli své menší přesnosti zobrazení kombinuje s výpočetním tomografem. Před vyšetřením je pacientovi aplikováno radiofarmakum, nejčastěji Technecium ^{99m}Tc .

Samotné vyšetření trvá několik desítek minut. Snímky se zhotoví nejčastěji asi jednu hodinu po podání injekce s radiofarmaky. Dnešní SPECT přístroje využívají jeden až dva detektory. Princip SPECT vyšetření spočívá v rotačním pohybu a natočením detektoru kamery kolem pacienta. Přístroj pod různými úhly (0 až 360°) snímá planární (scintigrafické) obrazy. Tyto nasnímané obrazy jsou následně počítačově rekonstruovány ve výsledné 3D zobrazení distribuce radiofarmaka v lidské tkáni. Využívají se metody iterativní rekonstrukce či metody filtrované zpětné projekce.

2.3.2.3.2 PET

PET (*Pozitronová Emisní Tomografie*) je moderní tomografická zobrazovací metoda, která sleduje rozložení aplikovaného radiofarmaka v těle v jednotlivých tomografických řezech. Tato metoda se využívá hlavně v onkologii pro diagnostiku nádorových onemocnění a pro určení efektivního způsobu léčby. Dále se PET využívá v neurologii či v kardiologii. PET vykazuje mnohem větší detekční účinnost ve srovnání s přístrojem SPECT. U PET přístroje probíhá kolimace elektronicky, a proto nedojde k absorpci velkého množství fotonů záření v olověných přepážkách kolimátoru. Výsledný obraz poskytuje omezené rozlišení. Tuto nevýhodu odstraňuje hybridní přístroj PET/CT. V pozitronové emisní tomografii se využívají radionuklidy s druhem přeměny β^+ . V onkologickém vyšetření se nejčastěji využívá radionuklid fluoru ^{18}F s poločasem rozpadu 110 minut. Fluor, pozitronový zářič, je aplikován intravenózně pacientovi ve formě ^{18}F -deoxyglukózy FDG. Doba použitelnosti dodané látky FDG je krátká (nepřesahuje jeden den), v případě poruchy přístroje se musí látka zlikvidovat, aniž by byla aplikována.

Aplikované přeměňující se radiofarmakum produkuje pozitrony (antičástice elektronu). Po několika nanosekundách, dolet pozitronů činí zhruba 1mm, dojde k anihilaci¹⁵ páru pozitron a elektron a dojde ke vzniku dvou fotonů gama záření, které mají oba shodnou energii 511 keV letících po přímkových drahách v protilehlých směrech, tj. pod úhlem 180° . Z tohoto důvodu jsou páry fotonů tzv. koincidenčně detekovány prstencem detektorů. V dnešní době se využívají scintilační detektory, které disponují vyšší detekční účinností. Stacionární prstenec

¹⁵ Anihilace je proces, při kterém se spojí částice a antičástice.



detektorů je umístěn kolem pacienta a detekuje pouze fotony, které dopadly na prstenec ve stejné době protilehle, spojnice mezi nimi je tzv. koincidenční přímka. Ze zjištěných dat, detekovaných párů fotonů, lze rekonstruovat výsledný tomografický obraz.



2.4 Ultrazvuk

Vyšetření ultrazvukem US (ultrasonografie) představuje jednu ze základních diagnostických vyšetřovacích metod. Ultrazvuk je zcela neškodný způsob vyšetření, tělo pacienta není vystaveno rentgenovému záření. V porovnání s magnetickou rezonancí či s výpočetní tomografií je ultrazvuk cenově nejdostupnější. Mezi hlavní nevýhody vyšetření ultrazvukem patří nemožnost zobrazení kostních tkání a střev. Kvalita vyšetření silně závisí na schopnosti a zkušenosti lékaře. Ultrasonografické vyšetření se využívá především pro zobrazení měkkých tkání. Využívá se též v kardiologii, gynekologii a pro cévní vyšetření při zjištění průtoku krve.

2.4.1 Princip ultrazvuku

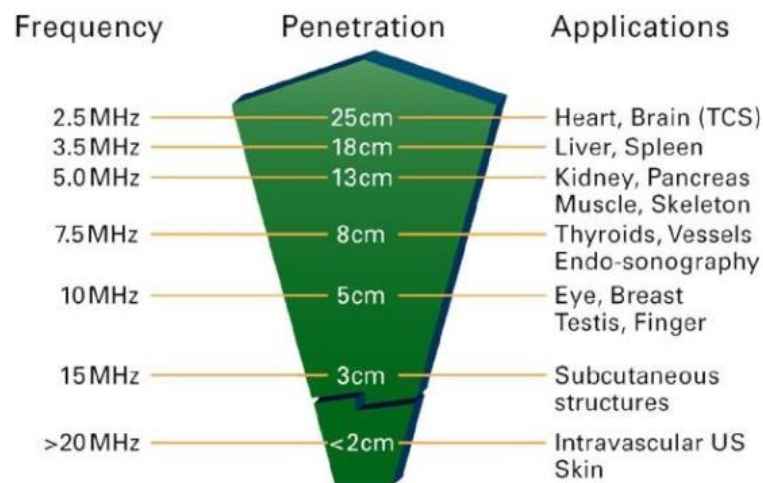
Ultrazvuk je mechanické vlnění látky s frekvencí vyšší než 20 kHz, tj. pro lidské ucho neslyšitelné. V lékařské praxi se využívá frekvenční pásmo v řádu několika jednotek MHz, přibližně od 2 do 20 MHz. Princip ultrasonografie spočívá ve vyslání ultrazvukového vlnění, jejího šíření, v interakci s lidskou tkání a jeho odrazu na rozhraní tkání. Ultrazvuková vlna je obvykle generována s využitím piezoelektrického jevu¹⁶. Důležitými parametry, které charakterizují prostředí z hlediska zvukového vlnění, jsou rychlost šíření vlnění a akustická impedance. Rychlost šíření je dána typem prostředí, ve kterém se vlnění šíří. V praxi se přístroje využívají především pro zobrazení měkkých tkání, ve kterých se vlnění šíří rychlostí 1540 m/s. Nejpomalejší rychlost šíření je v plynném prostředí, naopak největší rychlost šíření je v prostředí pevném. Akustická impedance udává, jak velký odpor klade dané prostředí šířícímu se vlnění. Akustická impedance je vyjádřena součinem hustoty tkáně a rychlosti šíření ultrazvukové vlny.

¹⁶ Piezoelektrický jev je schopnost krystalu při zdeformování vytvářet nenulové elektrické pole, případně obrácený piezoelektrický jev probíhá, když se krystal umístí do elektrického pole a dojde k jeho deformaci.

Typ prostředí	Rychlost [m/s]	Akustická impedance [$10^6 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$]
Voda (20 °C)	1 480	1,5
Vzduch (0 °C)	330	0,0004
Mozek	1 560	1,55 – 1,66
Svaly	1 580	1,65 – 1,74
Játra	1 550	1,64
Kosti	4 080	3,75 – 7,38
Tuk	1 440	1,37

Tabulka 3: Rychlost šíření ultrazvukové vlny a akustická impedance daného prostředí [5]

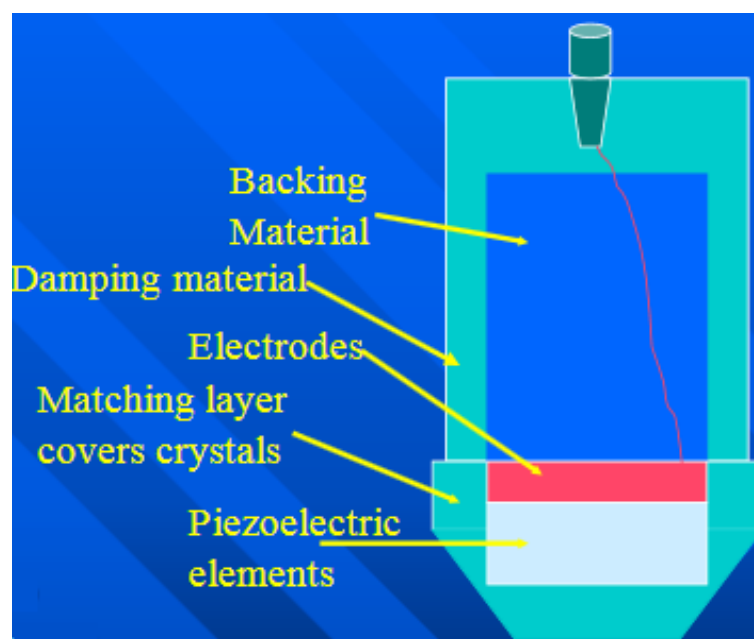
Ultrazvuková sonda generuje vlnění, které se šíří ve tkáni jako podélné vlnění, tzn., že se částice pohybují ve stejném směru šíření vlny. Když vlnění prochází přes dvě prostředí s rozdílnou akustickou impedancí, tzv. akustické rozhraní, část vlny se pohltí, část vlny projde a část vlny se odrazí zpátky ke zdroji. Tato odražená vlna, tzv. echo signál, lze na výstupu změřit a lze z ní určit vlastnosti vyšetřované tkáně. Jednotlivé tkáně odráží ultrazvukové vlny odlišně, mají různou tzv. echogenitu. Z časového zpoždění mezi vysláním ultrazvukového signálu a jeho přijmutím lze určit, v jaké hloubce v tkáni došlo k odrazu. Z těchto informací je rekonstruován dvourozměrný obraz. Hloubka průniku, tzv. penetrace, závisí na frekvenci aplikované ultrazvukové vlny. S rostoucím kmitočtem vlnění klesá její vlnová délka. S vysokým kmitočtem vlnění se získá detailnější rozlišení vyšetřované tkáně. Na druhou stranu při vyšetření orgánů ležících hluboko pod povrchem by byly nadměrně ohřívány orgány, které se nachází blízko povrchu těla. Při vyšetřování vnitřních orgánů je proto aplikováno ultrazvukové vlnění v řádu maximálně jednotek MHz. U vyšetření orgánů uložených těsně pod povrchem je využíváno kmitočtu vlnění větší než 10 MHz.



Obrázek 13: Hloubka průniku v závislosti na frekvenci vlnění, aplikované využití [36]

2.4.2 Ultrazvuková sonda

Nejdůležitější komponent ultrasonografického přístroje je ultrazvuková sonda, tzv. *transducer*. Termín transdukce obecně znamená konverzi z jedné formy energie na druhou. Ultrazvukový *transducer* převádí elektrickou energii na zvuk při vysílání ultrazvukového vlnění a zvuk na elektrickou energii během příjmu vlnění. Ultrazvuková sonda má v sobě zabudován větší počet piezoelektrických krystalů¹⁷, tzv. měničů, sloužících jako zdroj a zároveň detektor ultrazvukového vlnění. Jestliže je aplikováno na elektrody krystalu střídavé napětí, krystal se začne periodicky deformovat a vzniklá vibrace vysílá do tkáně ultrazvukové vlnění. Naopak odražené vlnění rozkmitá měnič a na elektrodách vzniká střídavé napětí. Sonda většinu času (99 %) zachycuje odražené echo signály a ve zbývajícím 1 % času vlnění vysílá. Mezi hlavní části sondy patří piezoelektrický krystal, obě elektrody, tlumicí materiál (*backing material*, respektive *damping material*) a „vyrovnávací vrstva“ (*matching layer*). Čím vyšší je aplikovaná frekvence ultrazvukového vlnění, tím je tenčí piezoelektrický krystal. „Vyrovnávací vrstva“ (*matching layer*) zajišťuje efektivní přenos energie do tkáně a z tkáně pacienta, snižuje odrazivost ultrazvukového vlnění. Je vyrobena z materiálu (kombinace různých druhů pryskyřic), který má srovnatelnou akustickou impedanci jako vyšetřovaná tkáň. Tlumicí materiál slouží k minimalizaci nadměrných vibrací, tím dojde ke zlepšení prostorového rozlišení ve směru šíření vlny, tzv. axiální rozlišení.



Obrázek 14: Ultrazvuková sonda [5]

¹⁷ Ultrazvukové sondy mají standardně 100 až 200 krystalů. Existují i sondy, které mají i přes 1000 krystalů.



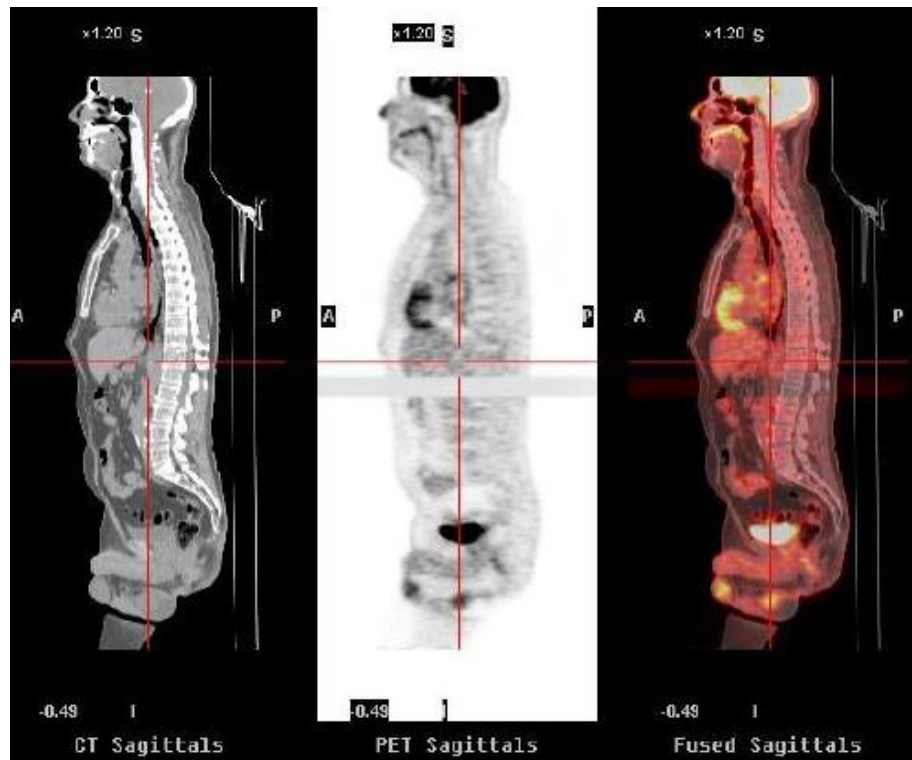
2.5 Hybridní zobrazovací systémy

Nejmodernější zobrazovací systémy, které využívají dvou zobrazovacích metod v rámci jednoho lékařského přístroje, jsou známy pod názvem hybridní zobrazovací systémy. Tyto hybridní přístroje umožňují velmi přesnou diagnostiku onemocnění. Mezi hybridní zobrazovací systémy se řadí kombinace PET/CT, kombinace PET/MR a též i kombinace SPECT/CT. Hybridní přístroje umožňují vyšetření pacienta na dvou zařízeních, aniž by pacient musel měnit svou pozici během vyšetření. Výsledný snímek (tzv. fúzovaný řez) je dán sloučením obrazů získaných od obou přístrojů. Prostorové rozlišení obou částí je rozdílné. PET část (případně SPECT) vykazuje horší prostorové rozlišení. Lepší hodnota prostorového rozlišení u CT (případně u MR) je na výsledném zfúzovaném obrazu potlačena a přizpůsobena hodnotě prostorového rozlišení PETu (případně SPECTu). Před samotným vyšetřením je pacientovi aplikováno radiofarmakum, které je nezbytné pro PET (případně pro SPECT) vyšetření.

2.5.1 PET/CT

Vyšetření výpočetní tomografií přináší informace o detailní struktuře vyšetřované tkáně a přináší anatomická data tkáně. Pozitronová emisní tomografie přináší informace o funkčním stavu tkáně. Spojení obou vyšetřovacích metod umožňuje zobrazit metabolické procesy a zároveň poskytuje morfologické zobrazení vyšetřované tkáně. Hybridní PET/CT přístroj poskytuje výrazné zlepšení spočívající v získání komplexních informací o vyšetřované tkáni, které by nebylo možné získat při pouhém CT vyšetření nebo PET vyšetření. Vyšetření PET/CT vyžaduje menší radiační dávku záření v porovnání se součtem radiační dávky od obou jednotlivých metod. CT vyšetření v tomto hybridním zobrazovacím systému není vyžadováno plnohodnotné (výpočetní tomograf je parametrově plnohodnotné diagnostické CT), slouží pro definování rozsahu snímání. Z tohoto důvodu postačují nižší parametry vyšetření, a tudíž nižší radiační zátěž pro pacienta. PET/CT je velmi nákladné zařízení včetně jeho provozu, přesto jsou v České republice tyto hybridní přístroje instalovány téměř v každé fakultní nemocnici a již se realizuje plán přístrojové komise Ministerstva zdravotnictví provozovat jeden tento hybridní přístroj v každém kraji České republiky.

Oba přístroje se nachází ve společném gantry. Tento hybridní systém se využívá především v onkologii. Slouží především pro vyšetření plic, slinivky břišní, jater, které jsou postiženy nádorovým onemocněním.

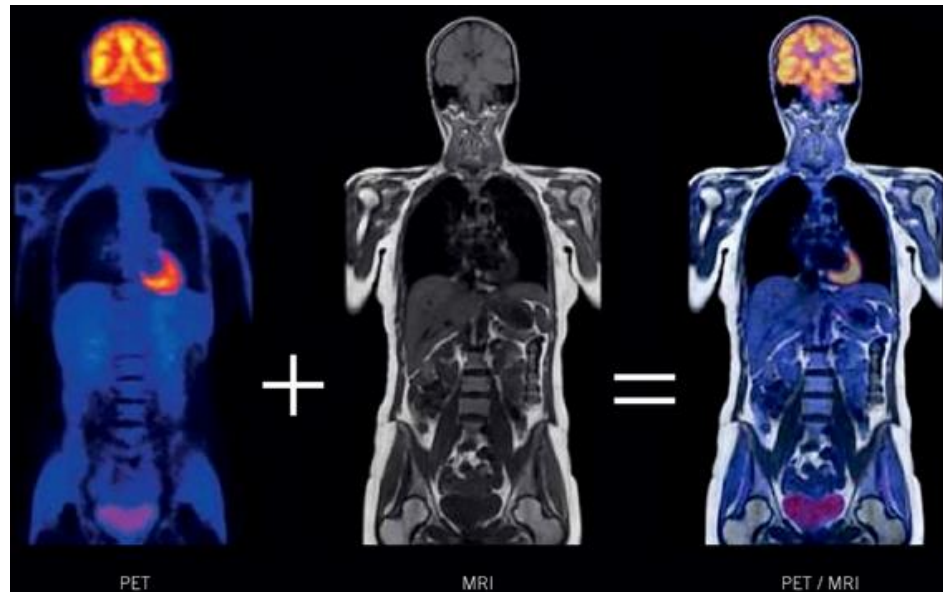


Obrázek 15: Fúzovaný řez PET/CT [5]

2.5.2 PET/MR

PET/MR, kombinace magnetické rezonance a pozitronové emisní tomografie, je nejnovější zobrazovací metoda. Slučuje přesné zobrazení struktury tkáně s její anatomickou informací pomocí vyšetření magnetické rezonance a funkční zobrazení tkáně pomocí PET přístroje. Systém PET/MR byl v praxi poprvé použit v roce 2010. V současné době v České republice jsou v provozu dva tyto hybridní přístroje, ve Fakultní nemocnici v Plzni od firmy Siemens z roku 2015 a ve Fakultní nemocnici v Brně od firmy General Electric z roku 2016. Velkou výhodou hybridního přístroje PET/MR je snížení radiační dávky. Snížení radiační zátěže je velice podstatné u pacientů, kteří musí toto vyšetření podstoupit opakovaně, a též i u dětí. Značná nevýhoda je prozatím velmi vysoká cena tohoto zařízení.

Konstrukce tohoto přístroje spočívá v zabudování speciálního PET detektoru do tunelu rezonance. Tato hybridní zobrazovací metoda slouží obzvláště pro plánování protinádorové léčby a pro diagnostiku onemocnění srdečního svalu.



Obrázek 16: Fúzovaný řez PET/MR [33]

2.5.3 SPECT/CT

Scintilační kamera SPECT zjišťuje funkční změny ve vyšetřované struktuře, celý tento hybridní systém poskytuje zobrazení funkčního a anatomického stavu lidské tkáně. Stejně jako u přístroje PET/CT se nepožaduje u tohoto zařízení plnohodnotné CT vyšetření, a proto je aplikována menší radiační dávka záření. Některá konfigurace SPECT/CT však obsahuje i plnohodnotný CT tomograf a potom může uživatel provádět i plnohodnotné diagnostické CT vyšetření.

Oba přístroje se nachází ve společném gantry. SPECT/CT se využívá při celotělové scintigrafii skeletu pro detailní upřesnění anatomické struktury. Dále se využívá při vyšetření mozku či pro vyšetření plic.

3 Obrazové artefakty

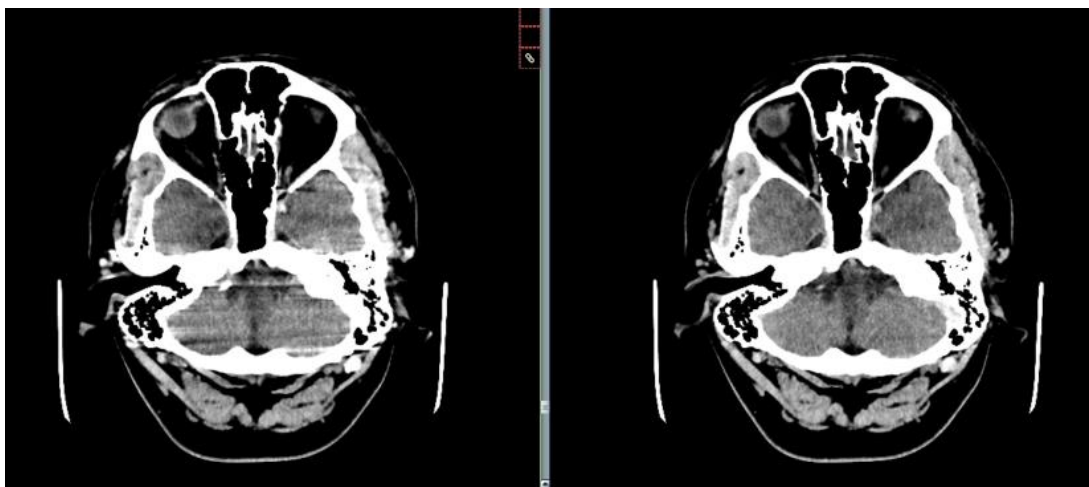
Obrazové artefakty představují uměle vytvořené rušivé struktury ve výsledném obrazu. Artefakty mohou být způsobeny fyzikálními jevy, snímáním pacienta, konstrukční nedokonalostí přístroje a závadou přístroje. V lékařské praxi je velmi důležité rozpoznat a eliminovat artefakty, neboť v některých případech může dokonce dojít k chybné diagnostice.

3.1 Artefakty výpočetní tomografie

„Artefakty výpočetní tomografie představují systematické neshody v CT číslech v rekonstruovaném obraze oproti skutečné hodnotě koeficientu zeslabení ve vyšetřovaném objektu.“ [13] Metoda výpočetní tomografie je citlivá ke vzniku artefaktů vlivem nízké úrovně signálu, rádiového přenosu dat přes *slip-ring*, detekce úzkého kolimovaného svazku rentgenového záření a složité rekonstrukce.

3.1.1 Pohybový artefakt

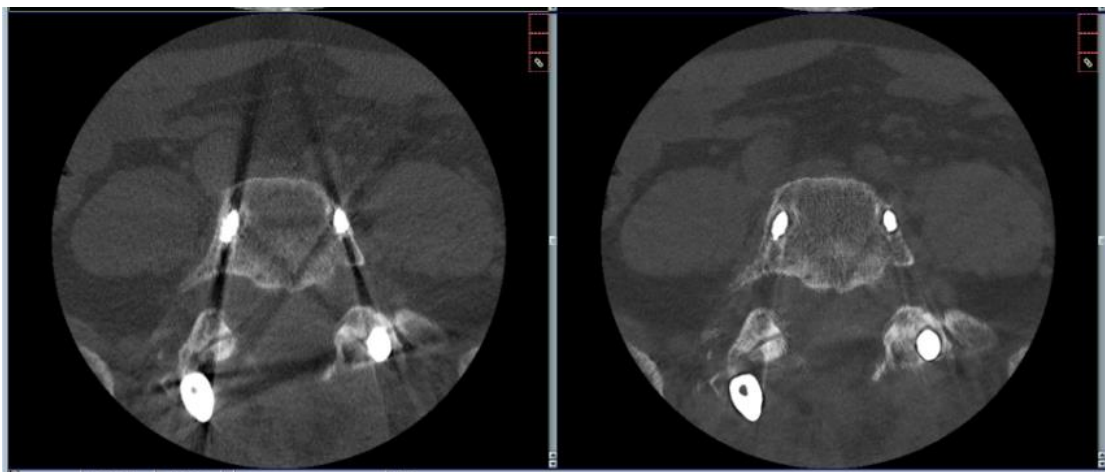
Pohybový artefakt (*motion artefakt*) u výpočetní tomografie je způsoben nežádoucím pohybem pacienta během akvizice nebo přirozeným pulzním pohybem orgánů (dýchání, pulzace srdce). Tento artefakt se projevuje vznikem světlých pruhů kolem obvodu vyšetřované části těla. Pohybový artefakt se přímo během vyšetření potlačuje fixací pacienta a dle potřeby se vyšetření uskutečňuje pouze během nádechu, kdy pacient zadrží dech. Pro vyšetření srdce se používá EKG monitor, jenž umožní snímání dat pouze v požadované fázi srdečního cyklu.



Obrázek 17: Pohybový artefakt při vyšetření mozku vlevo, vpravo stejné vyšetření bez artefaktu

3.1.2 Artefakt vlivem kovových částí

Umístění kovového materiálu v zorném poli vede k nadměrné absorpci rentgenového záření cizím kovovým objektem. Jedná se o různé implantáty, chirurgické náhrady, zubní protézy. Kovový artefakt (*metal artefakt*) se na snímku zobrazí jako nežádoucí pruhy, až vějířovité útvary, které vychází z místa nechtěného kovového objektu. Minimalizace této rušivé struktury je možná vhodnou volbou vyšetřovacího protokolu s náklonem gantry. V poslední době se vyvíjí především rekonstrukční software, tzv. MAR (*Metal Artefact Reduction*). MAR nahradí získaná data z porušených pixelů korektními daty sousedních pixelů.

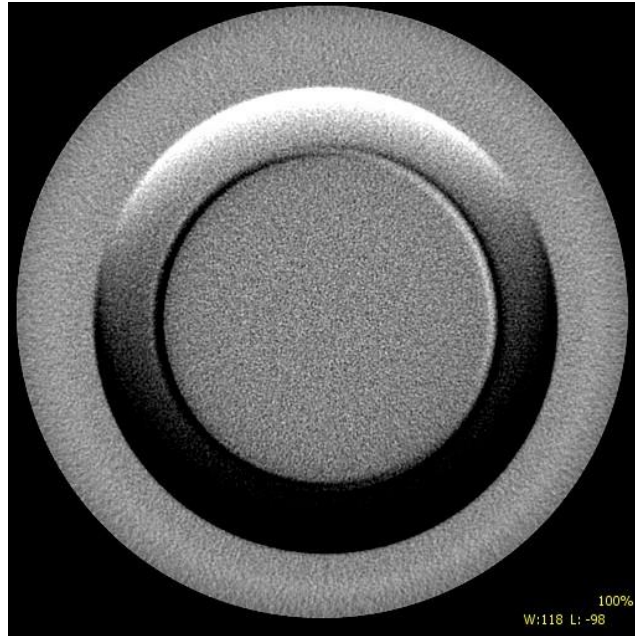


Obrázek 18: Artefakt vlivem kovových částí vlevo, potlačení artefaktu MAR softwarem vpravo [5]

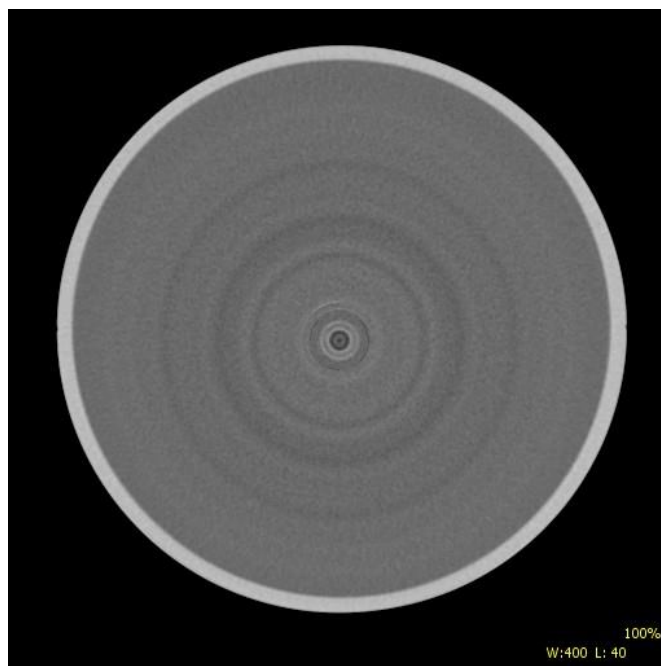
3.1.3 Kruhový artefakt

Porušením citlivosti detekčních kanálů nebo závadou jednoho či více modulů vzniká kruhový artefakt (*ring artefakt*). Tento druh artefaktu je typický pro tomografy třetí generace se současnou rotací lampy a detektoru. Při této rušivé struktuře vzniká kružnice nebo i mezikruží, jehož šířka je dána počtem vadných kanálů. Kruhový artefakt je vždy symetrický se středem otáčení systému (tzv. izocentrum). Vyloučení kruhového artefaktu se provádí kalibrací přístroje na speciálních přípravcích, tzv. fantomech¹⁸. V některých případech se jedná o poruchu detektorového modulu, která si vyžaduje výměnu za nový díl.

¹⁸ Fantomy jsou přípravky sloužící k provádění kalibrace přístroje a k ověření kvality obrazu.

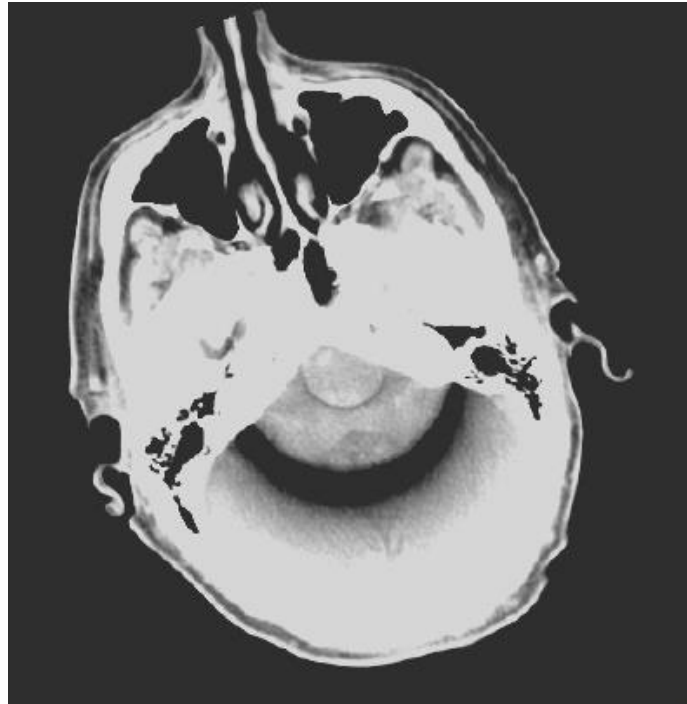


Obrázek 19: Kruhový artefakt způsobený vadným 16-ti kanálovým multiplexem v akvizičním systému [5]



Obrázek 20: Kruhový artefakt způsobený ztrátou citlivosti detektoru, odstraněný kalibrací přístroje [5]

Kruhový artefakt může být též způsoben přítomností cizího objektu v ozařovaném poli. Může se jednat o zbytky kontrastní látky na detektoru nebo na kolimátoru, ale i o úlomky z obalu lampy či kolimátoru.



Obrázek 21: Kruhový artefakt způsobený nežádoucí kontrastní látkou na detektoru [5]

3.1.4 Artefakty způsobené fyzikálními jevy

Tyto artefakty způsobené různými fyzikálními jevy nelze vyloučit, musí se s nimi počítat již při konstrukci přístroje a potlačit jejich vliv např. rekonstrukčními algoritmy a vhodně zvolenými vyšetřovacími technikami.

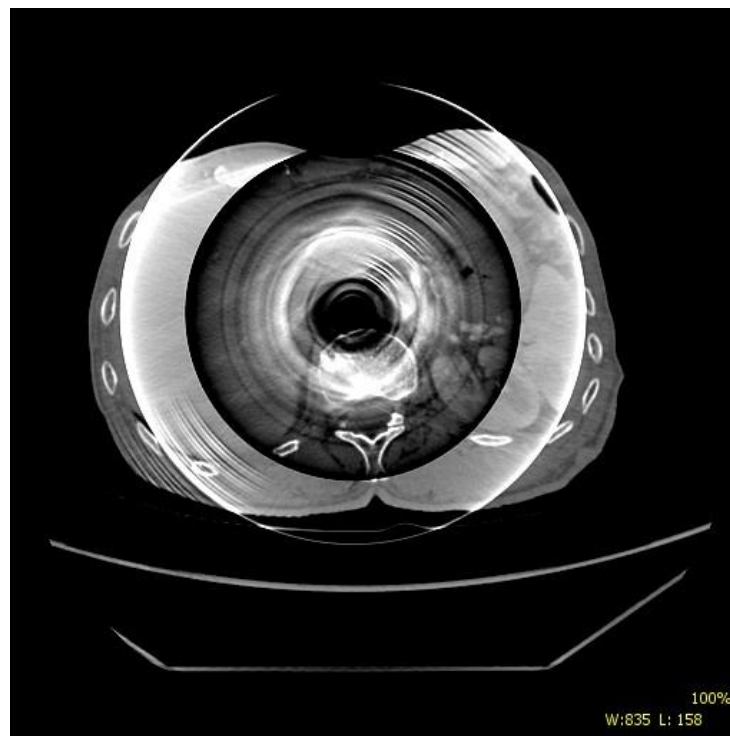
Vlivem nedostatečného prozáření, tedy malého počtu detekovaných fotonů (tzv. kvantový šum), dochází ke vzniku pruhového artefaktu (*streak artefakt*). K tomuto jevu dochází např. při zobrazení v oblasti pánve, kdy záření prochází velkou vrstvou tkáně nebo i při vyšetření obézních pacientů. [4, s. 68] Projevuje se větší standardní odchylkou CT čísel a větší zrnitostí obrazu. Tento jev lze potlačit vyšší aplikovanou radiační dávkou, což není žádoucí. Proto se používá funkce „Auto mA,“ ve které si přístroj spočítá optimální hodnotu vyzařovacího proudu rentgenky. Systém sám nastaví potřebné hodnoty v mA pro různé objemové oblasti. V posledních letech jsou kladeny velké nároky na snižování radiační zátěže u pacientů. Z tohoto důvodu se u nových systémů požaduje vybavení s novým rekonstrukčním algoritmem, tzv. ASIR (*Adaptive Statistical Iterative Reconstruction*). Použití tohoto protokolu umožňuje při některých vyšetřeních snížení absorbované radiační dávky až na polovinu.

Mezi další artefakty způsobené fyzikálními jevy patří tzv. *partial volume artefakt* a artefakt způsobený utvrzováním rentgenového svazku záření. *Partial volume artefakt* vzniká,

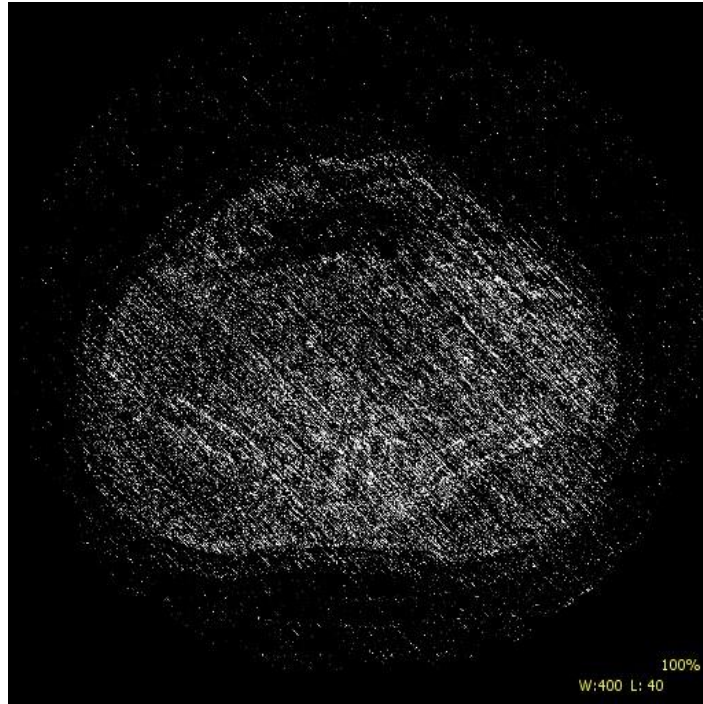
pokud objem voxelu obsahuje informaci o více rozdílných tkáních, které mají různý koeficient zeslabení. Zprůměrováním rozdílných hodnot koeficientů zeslabení vznikne nepřesnost. Artefakt způsobený utvrzováním svazku rentgenového záření vzniká v důsledku toho, že při průchodu záření pacientem se snadněji pohlcují nízkoenergetické fotony než fotony s vyšší energií. Tím dochází k posunutí spektra k vyšší energetické hladině. V dnešní vysoké úrovni přístrojového vybavení se tyto dva druhy artefaktů téměř nevyskytují.

3.1.5 Ostatní artefakty

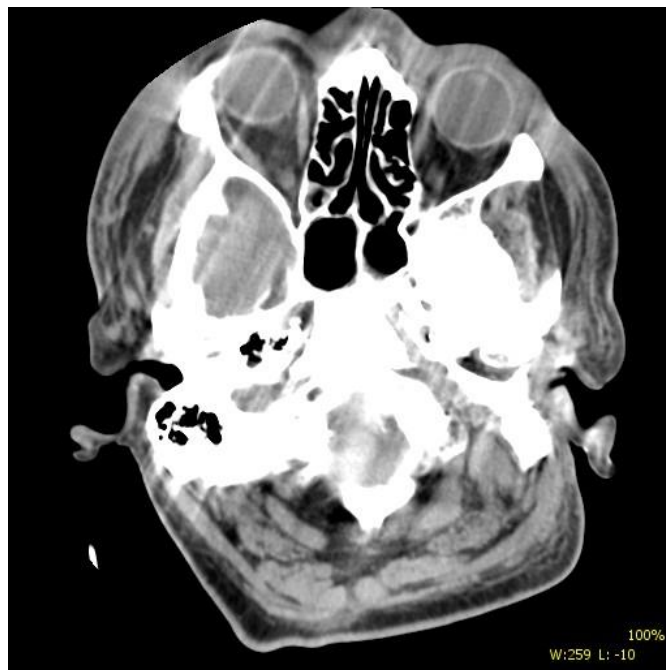
Artefakty mohou vznikat také chybou v rekonstrukčním procesu. Tyto artefakty způsobují rozmanité projevy na obraze. Další artefakty mohou být způsobeny porušením sběru dat, nejčastěji vysokonapěťovým výbojem během expozice v generátoru nebo v rentgenové lampě. Projevují se paprskovitými čárami.



Obrázek 22: Artefakt způsobený vadným rekonstrukčním procesorem [5]



Obrázek 23: Artefakt způsobený vadným rekonstrukčním procesorem [5]

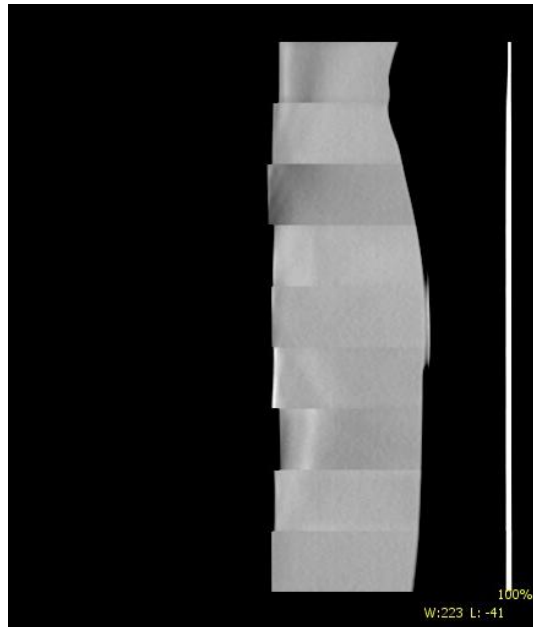


Obrázek 24: Porušení akvizice dat vlivem vysokonapětového výboje [5]

Mezi ostatní artefakty patří artefakt vlivem spirální akvizice. Projevuje se střídajícími světlými a tmavými pruhy. Šířka jednoho pruhu odpovídá šířce detektoru během jedné akvizice. Potlačuje se vhodně zvolenou vyšetřovací metodou a zvoleným rekonstrukčním algoritmem.

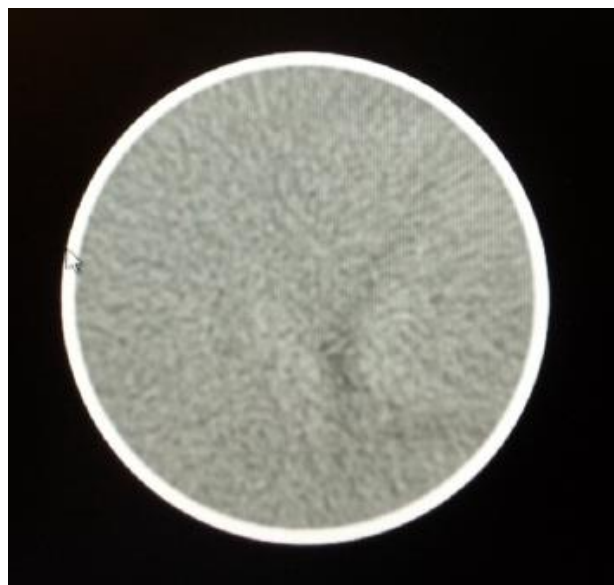


Při spirálním vyšetření lze navíc pozorovat tzv. stupňovitý artefakt (*stair-step artefakt*). Tohoto artefaktu je možno se vyvarovat přesným nastavením kolmé pozice stolu vůči gantry a využitím rekonstrukce, při které se překrývají rekonstrukční vrstvy (tzv. *overlapping rekonstrukce*).



Obrázek 25: Kombinace spirálního a stupňovitého artefaktu na obrazu PET láhve naplněné vodou [5]

Pro správnou kvalitu obrazu je též nutná naprostá homogenita prostředí, ve kterém se šíří rentgenový svazek směrem na vyšetřovaný objekt. Ukázkou nedodržení homogenity je následující obrázek. V tomto případě je artefakt způsoben bublinami v izolačním oleji lampy.



Obrázek 26: Artefakt způsobený nedostatečnou homogenitou prostředí [5]



3.2 Artefakty magnetické rezonance

Artefakty magnetické rezonance se dají rozdělit na artefakty, které jsou způsobeny některými fyzikálními jevy, a na artefakty, jež vznikají v důsledku chybujícího hardwaru rezonance. Může se jednat o poruchu gradientních cívek, vadnou část v radiofrekvenčním systému či o závadu elektroniky. Významnými artefakty jsou rovněž artefakty způsobené chybou v rekonstrukčním procesu a pohybové artefakty.

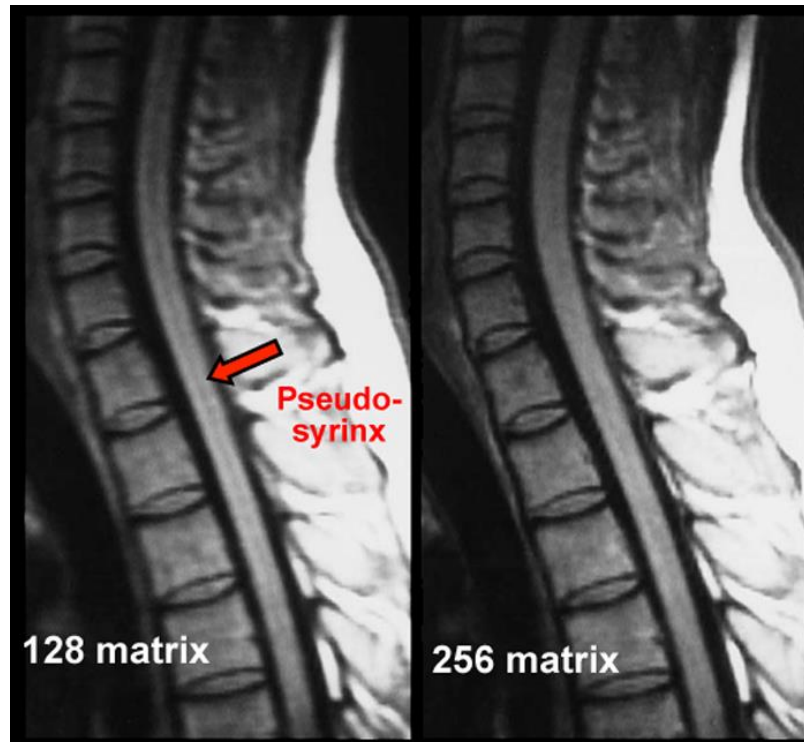
3.2.1 Artefakt vlivem Gibbsonova jevu

Tento artefakt je způsoben chybou v rekonstrukčním procesu výsledného obrazu. Podle harmonické analýzy lze signál rozložit na jednotlivé harmonické složky. Harmonické průběhy jsou matematicky vyjádřeny Fourierovým rozvojem¹⁹. U MR zobrazení vzhledem k náročnosti matematického výpočtu se pracuje s konečným počtem harmonických složek, Fourierův rozvoj je zkrácen. Omezení harmonických složek má vliv především u zobrazení páteře, mozku a lebeční kosti. Tento typ artefaktu se projevuje světlými či tmavými pruhy v blízkosti vyšetřované tkáně. Potlačení tohoto artefaktu spočívá ve zvětšení matice pro sběr dat. Při vyšetření páteře může být tento artefakt nesprávně interpretován jako struktura *Pseudosyrinx*²⁰.

¹⁹ Každou jednoznačně určenou periodickou funkci $f(t)$ s periodou T a s frekvencí $f = \frac{1}{T}$ mající v uzavřeném intervalu periodicky délky T jen konečný počet extrémů nespojitostí prvního druhu, lze vyjádřit součtem nekonečné řady, sinusových průběhů s amplitudami A_n , fázovými posuvy φ_n a úhlovou frekvencí ω_n (kde „ n “ je příslušná harmonická), které jsou celistvými násobky úhlové frekvence ω původní periodické funkce.

$$f(t) = \sum_{n=0}^{\infty} A_n \cdot \sin(n \cdot \omega t + \varphi_n) \quad [14]$$

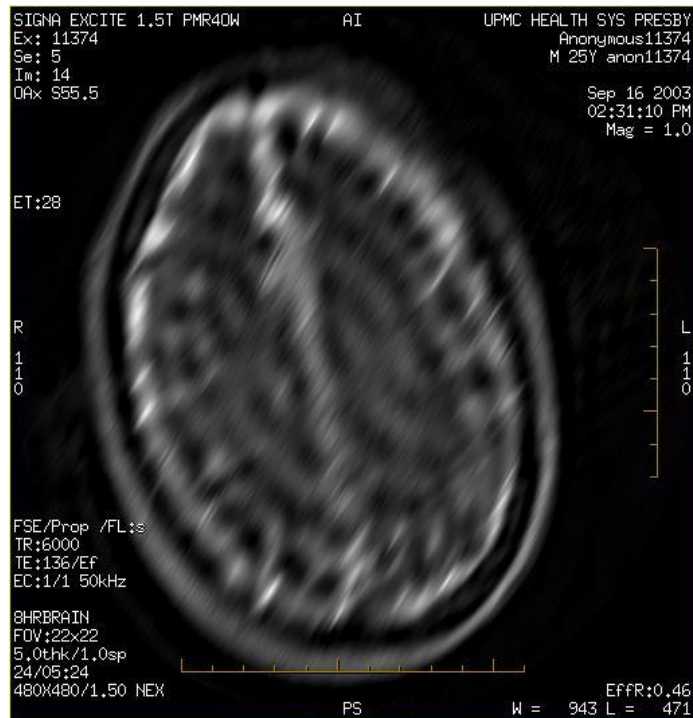
²⁰ Pseudosyrinx (syringomyelická dutina) je patologická dutina v míše, která vzniká rozšířením centrálního míšního kanálu. Může způsobit poruchu motoriky nebo poruchu citlivosti u pacienta.



Obrázek 27: Artefakt vlivem Gibbsonova jevu při vyšetření páteře, ukázka potlačení struktury Pseudosyrinx zvětšením matice pro sběr dat [26]

3.2.2 Pohybový artefakt

Pohybové artefakty představují rušivé struktury, které jsou způsobené pohybem pacienta při vyšetření. K artefaktu dochází vlivem nechtěného pohybu pacienta (dýchání, pulzace srdce, polykání, peristaltika) a vlivem změny pozice pacienta při vyšetření. Pohyby pacienta způsobují nedostatečnou kvalitu snímku. Z tohoto důvodu se některá vyšetření musí opakovat. Tato nechtěná rušivá struktura se objevuje na snímku ve směru fázového kódování (fázi určujícího gradientu). Při velkém pohybu pacienta se tento snímek jeví jako rozmazaný po celé své ploše. Redukce pohybového artefaktu se provádí užitím metod synchronizace s dechem a synchronizace s pulzací srdce. K minimalizaci artefaktu se též využívá použití sekvence s možností redukce artefaktu během akvizice, tzv. technika PROPELLER.



Obrázek 28: Pohybový artefakt při vyšetření hlavy [5]

3.2.3 Artefakt vlivem magnetické susceptibilitě

Podle magnetických vlastností lze rozdělit materiály do třech skupin. Diamagnetické látky po vložení do vnějšího magnetického pole magnetické pole zeslabují. Vápník tvořící základní stavební složku kostí je diamagnetický materiál. Mezi slabě diamagnetické látky patří voda a též i většina lidských tkání – např. svaly, tuk, mozek. Paramagnetické materiály jsou charakterizovány částečným zesílením vnějšího magnetického pole jako následek jejich vložení do magnetického pole. Vzduch je řazen mezi paramagnetické látky. Látky, které silně zesilují vnější magnetické pole, do kterého jsou vloženy, se nazývají feromagnetické. Základní feromagnetické látky jsou železo, kobalt, nikl. Z těchto látek jsou vyrobeny různé kovové objekty, které se mohou nacházet v lidském těle. Jedná se o chirurgické spony, implantáty, protézy. V dnešní době jsou implantáty vyrobeny z nemagnetického materiálu – z titanu.

Magnetické vlastnosti látek jsou charakterizovány bezrozměrnou veličinou relativní permeabilita μ_r . Tato veličina je rovna podílu permeability materiálu μ [H/m] a permeability vakua μ_0 , $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ H/m. S fyzikální veličinou relativní permeabilita úzce souvisí bezrozměrná

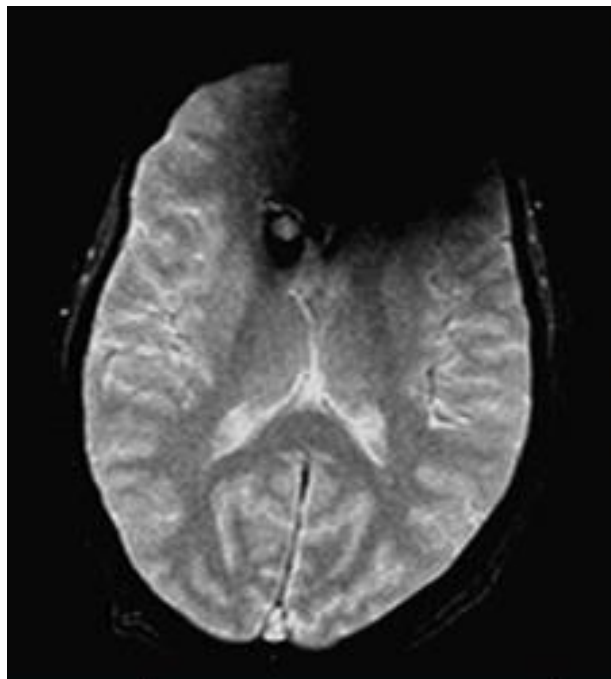


fyzikální veličina magnetická susceptibilita χ_m ²¹. Magnetická susceptibilita vyjadřuje schopnost dané látky býti magnetizována.

Druh látky	Relativní permeabilita μ_r	Magnetická susceptibilita χ_m
Diamagnetická	$\mu_r < 1$	$\chi_m < 0$
Paramagnetická	$\mu_r > 1$	$\chi_m > 0$
Feromagnetická	$\mu_r \gg 1$	$\chi_m \gg 0$

Tabulka 4: Rozdělení látek podle hodnoty relativní permeability a hodnoty magnetické susceptibility

Artefakty mohou vznikat na rozhraní struktur, které vykazují odlišnou hodnotu magnetické susceptibility. Jedná se o rozhraní mezi tkání a kovovým předmětem či rozhraní mezi lidskou tkání a vzduchem. Tyto artefakty jsou výraznější u magnetické rezonance s vyšší hodnotou magnetické indukce. Z tohoto důvodu je vhodné se vyhnout vyšetření pacientů mající kovové implantáty na přístroji s hodnotou magnetické indukce 3 T. Tento artefakt je způsoben výrazným výpadkem signálu. K potlačení artefaktu se využívá akviziční a rekonstrukční technika MAVRIC SL.



Obrázek 29: Artefakt vlivem magnetické susceptibility způsobený zubní výplní [5]

²¹ Magnetická susceptibilita je vyjádřena vztahem: $\chi_m = \mu_r - 1$.



3.2.4 Artefakt vlivem chemického posuvu

Jednotlivá atomová jádra v lidském těle při shodném aplikovaném vnějším magnetickém poli rezonují při odlišných frekvencích. Tato skutečnost je způsobena efektem stínění. Vnější magnetické pole působí na pohyb elektronů a generuje sekundární indukované magnetické pole. Podle orientace indukovaného sekundárního magnetického pole se vnější magnetické pole zeslabuje, nebo zesiluje. Atomové jádro, které je stíněno elektrony (*shielding*) od vnějšího magnetického pole, magnetické pole zeslabuje. Jádro, které naopak vnější magnetické pole zesiluje, je neodstíněno elektrony (*deshielding*) od vlivů magnetického pole.

$$B_M = (1 - \sigma) \cdot B_0$$

B_M – místní (sekundární) magnetické pole

B_0 – vnější magnetické pole

σ – stínící konstanta

- $\sigma > 0$ zeslabení vnějšího magnetického pole (*shielding*)
- $\sigma < 0$ zesílení vnějšího magnetického pole (*deshielding*)

Atomová jádra mají rozdílné chemické složení, tedy rozdílné rozložení elektronů v elektronovém obalu. Atomová jádra jsou různě stíněna od vnějšího magnetického pole. Rozdíl rezonančních frekvencí (v řádu jednotek Hz) atomových jader způsobený stíněním je vyjádřen veličinou chemický posuv δ . Chemický posuv je bezrozměrná veličina, která je nezávislá na magnetické indukci. Pro vyjádření chemického posuvu se využívá jednotka ppm (miliontiny vnějšího pole).

$$\delta = \frac{\nu_0 - \nu_{REF}}{\nu_{REF}}$$

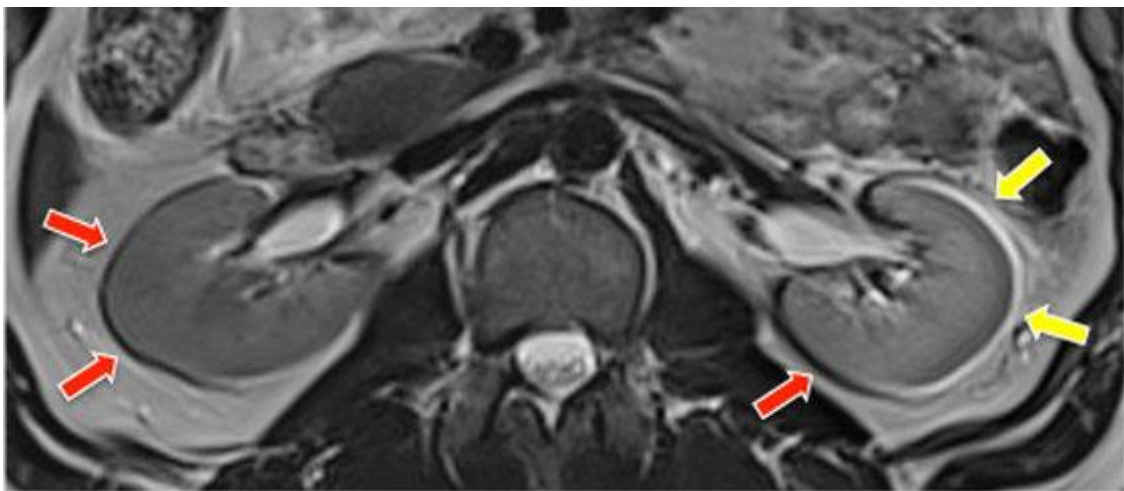
ν_0 – rezonanční frekvence vzorku [Hz]

ν_{REF} – rezonanční frekvence referenční sloučeniny [Hz]

Protony v tukové tkáni jsou více stíněny elektrony od vlivu vnějšího magnetického pole, tudíž zeslabují vnější magnetické pole. Naopak protony v molekulách vody jsou méně stíněny elektrony od vnějšího magnetického pole, a tedy magnetické pole zesilují. A proto protony tuku rezonují při nižším kmitočtu než protony vody. „Například pro $B_0 = 1,5T$ je rozdíl

precesních rezonančních frekvencí pro hydrogenní protony umístěné v tukové tkáni a protony v molekulách vody 220 Hz (pro $B_0 = 0,5T$ pak jen 73 Hz).“ [4, s. 177] Rozdíl rezonančních kmitočtů závisí přímo úměrně na hodnotě magnetické indukce aplikovaného magnetického pole.

Artefakt způsobený chemickým posuvem vzniká v případě zobrazení struktury složené částečně z tukové tkáně a též z vody. Nejčastěji vzniká při vyšetření struktury obsahující vodu, jež je ohraničena tukem. Jedná se o zobrazení ledvin, jater, svalů, močového měchýře či páteře. Tento artefakt se projevuje bílými nebo černými pruhy kolem vyšetřované struktury. Vliv tohoto artefaktu lze potlačit zvýšením frekvenčního pásma přijímače.



Obrázek 30: Artefakt vlivem chemického posuvu při zobrazení ledvin [27]

3.2.5 Artefakt vlivem závady v hardwaru

Nejčastější artefakt, který se objevuje vlivem hardwarové chyby, je znám pod názvem tzv. *Corduroy artefakt*. Tato rušivá struktura je zobrazena na celém snímku ve formě pruhů (často připomínající manšestrovou tkaninu). Existuje více příčin způsobující vznik tohoto artefaktu. Jedna z příčin může být závada v radiofrekvenčním systému způsobená elektrostatickou elektřinou. Proto by se v místnosti, kde se nachází rezonance, neměly nacházet předměty, které by mohly generovat elektrostatickou elektřinu. Vadný světelný zdroj v místnosti může být též zdrojem této nechtěné struktury. Závada gradientních cívek či kolísání energie v napájecím zdroji také mohou způsobit *Corduroy artefakt*.

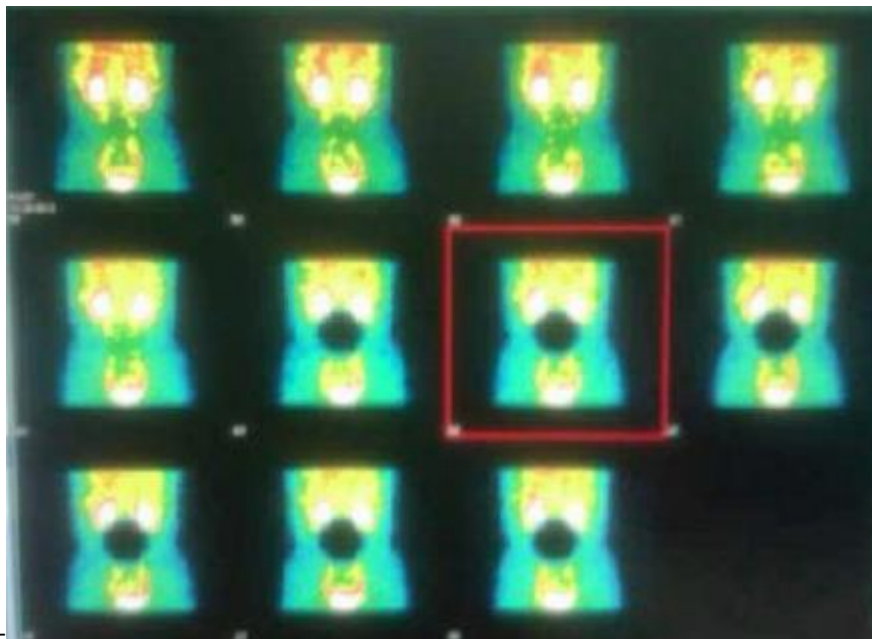


Obrázek 31: *Corduroy artefakt způsobený vadným světelným zdrojem v místnosti [5]*

3.3 Artefakty v nukleární medicíně

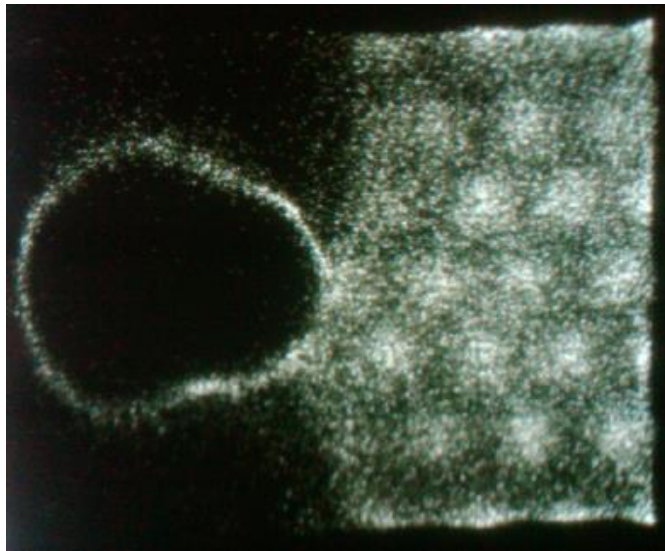
Artefakty v nukleární medicíně jsou velmi rozdílné ve srovnání s artefakty ve výpočetní tomografii a v magnetické rezonanci. Artefakty v nukleární medicíně většinou vznikají vlivem chybné citlivosti fotonásobiče, chybou v rekonstrukčním procesu a detekcí nežádoucí látky, např. při manipulaci s radiofarmakem. Důležitý aspekt v nukleární medicíně je ten, že jednotlivé fotonásobiče se mohou vzájemně ovlivňovat. Výpadek jednoho fotonásobiče může způsobit ztrátu dat a také změnu chování ostatních částí přístroje.

Typickým příkladem artefaktu v nukleární medicíně je tzv. *Hole artefakt*. Tento druh artefaktu je způsoben poruchou jednoho fotonásobiče z celé matice fotonásobičů. Vlivem poruchy fotonásobiče dochází ke ztrátě dat. Na snímku se tato rušivá struktura projeví jako černý kruh (díra). Tento artefakt si vyžaduje výměnu chybného fotonásobiče.



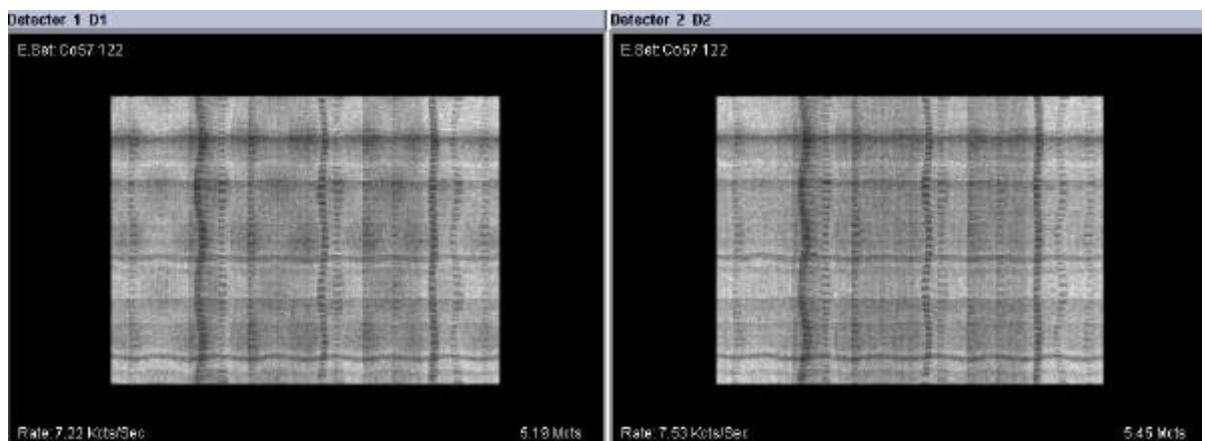
Obrázek 32: *Hole artefakt způsobený poruchou jednoho fotonásobiče* [5]

Výstup z fotonásobičů je zpracován pomocí elektronické desky, která má za úkol příjem signálu z každého fotonásobiče, zesílení signálu a jeho převedení do digitální formy. U této ukázky artefaktu obsahuje detektor přístroje dvě tyto elektronické desky. Poškození jedné desky způsobí ztrátu informací z celé jedné poloviny detektoru. Tato porucha vyžaduje výměnu elektronické desky.



Obrázek 33: Artefakt způsobený závadou elektronické desky pro zpracování signálu z fotonásobičů [5]

Velmi častým zdrojem artefaktu je porucha elektroniky. V tomto daném případě se jedná o poruchu základní řídicí desky, která zajišťuje sběr dat z obou hlav detektorů přístroje. Porucha této desky způsobí chybnou tzv. lineární korekci, jež se projevuje vlnitou strukturou ve výsledném snímku. V ideálním případě by měly být na obraze zobrazeny rovné paprsky gama záření. Z důvodu konečného počtu fotonásobičů ve scintilační kameře jsou tyto paprsky nerovné. A proto je nutné používat korekční algoritmus – lineární korekci. Potlačení této rušivé struktury spočívá ve výměně poškozené řídicí desky.



Obrázek 34: Artefakt vlivem chybné lineární korekce způsobený poruchou základní řídicí desky [5]



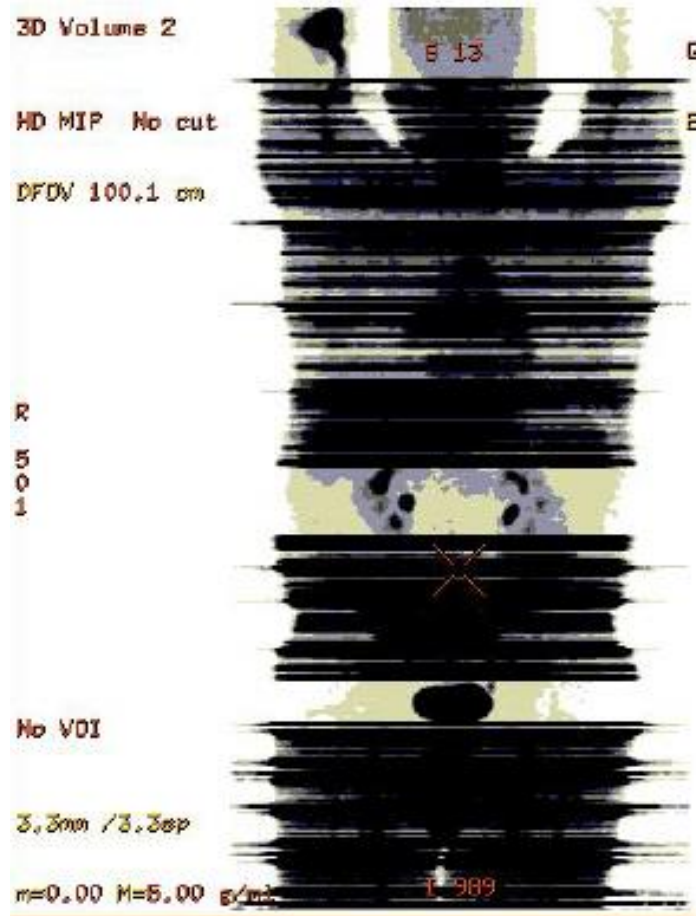
Artefakty v nukleární medicíně mohou rovněž vznikat chybou při servisním zásahu. Tato ukázka nechtěné struktury je způsobena prohozením konektorů k jednotlivým fotonásobičům po výměně scintilačního krystalu. Artefakt se na obrazu projevuje narušením pozadí, tj. struktura bez aplikace radioaktivní látky. Pro vyloučení tohoto artefaktu je nutné správné zapojení konektorů k fotonásobičům.



Obrázek 35: Artefakt způsobený chybným zapojením fotonásobičů [5]

Některé artefakty mohou být dokonce způsobeny nesprávnou aplikací radiofarmaka. Na této ukázce je artefakt způsoben aplikací výrazně vyšší aktivity farmaka. To způsobí chybnou rekonstrukci u jednotlivých snímků²². Na výsledném obrazu se tento artefakt projeví černými pruhy.

²² Jednotlivý snímek u nukleární medicíny se nazývá tzv. *frame*.



Obrázek 36: Artefakt vlivem chybné aplikace radiofarmaka [5]

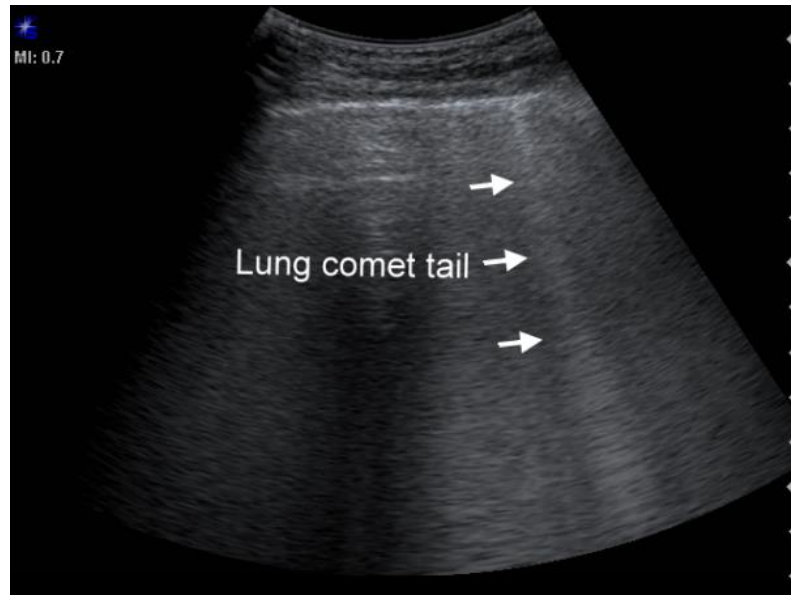


3.4 Artefakty ultrasonografie

Vznik artefaktů u ultrasonografického vyšetření může být způsoben konstrukční závadou přístroje (většinou sondy) a interakcí s vyšetřovanou tkání. Umělé struktury v obrazu mohou také vzniknout nesprávnou manipulací přístroje lékařem. Ultrazvukové artefakty se mohou projevit fiktivním objektem v obrazované struktuře, který může vést k nepřesné diagnostice. Naopak může dojít též k tomu, že reálný objekt se na výsledném obrazu neobjeví. Existuje také možnost, že hledaná struktura se může zobrazit zkresleně. Artefakty ultrasonografie nejsou pouze nechtěným jevem, kterého je nutné se vyvarovat, nýbrž některé artefakty také pomáhají při diagnostice.

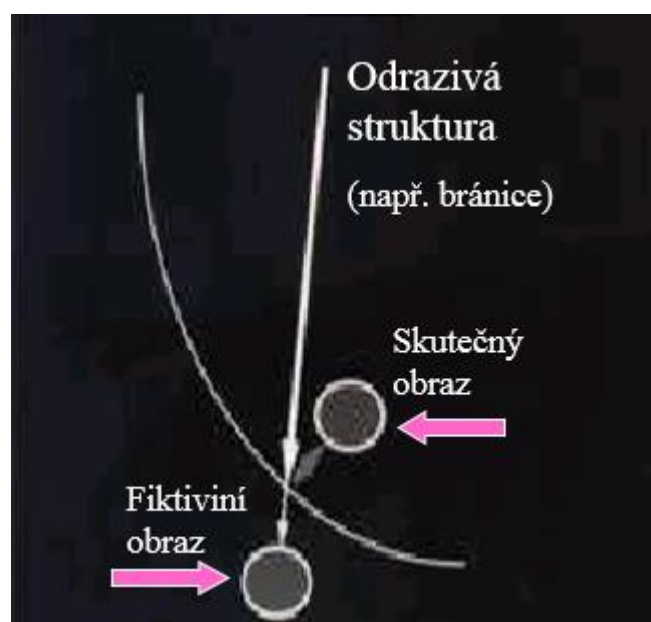
3.4.1 Artefakty vlivem vícenásobných odrazů

Tyto artefakty jsou způsobeny tzv. reverberací, opakovanými odrazy ultrazvukového vlnění od povrchů jednotlivých struktur. Následkem reverberace vznikají násobné odrazy, které se projeví ve výsledném obrazu. Vícenásobně odražené signály musí vykonat větší vzdálenost, než budou detekovány. A proto odražená echa jsou následně nesprávně detekována sondou a signály vyhodnoceny jako struktura nacházející se ve větší hloubce než sledovaná struktura. Tento artefakt se nejčastěji projevuje jako souběžné nepravidelné pruhy. Reverberace se často vyskytuje při vyšetření struktury, v jejíž blízkosti se nachází kovové objekty či zvápenatělé struktury, které vykazují velkou odrazivost povrchu. Mezi nejběžnější typ artefaktu způsobený opakovanými odrazy patří artefakt pod názvem „Ocas komety“ (*comet tail*). Tento artefakt způsobuje kuželovité spojitě bílé pruhy, které ztrácejí jas směrem od sondy. Artefaktů vlivem opakovaných odrazů se často nedá zcela zbavit. Pro minimalizaci artefaktu se při vyšetření doporučuje měnit úhel zobrazení pohybem sondy.



Obrázek 37: Artefakt „ocas komety“ při vyšetření plic [35]

Mezi další artefakty způsobené reverberací se řadí tzv. zrcadlový artefakt (*mirror artefakt*). K tomuto artefaktu dochází při vyšetření struktury s velkou mírou odrazivosti, např. bránice. Ultrazvuková vlna se přímo neodrazí od vyšetřované struktury směrem zpátky k sondě, nýbrž se odrazí k okolním strukturám (např. k uzlinám). Vlnění se následně zpátky odrazí k vyšetřované struktuře a poté směrem k sondě. Zpětné odražené signály jsou přístrojem rozpoznány jako další objekt nacházející se hlouběji pod vyšetřovanou strukturou. Následně se na výsledném obrazu objeví opravdový obraz nad vyšetřovanou strukturou a fiktivní zrcadlový obraz pod danou strukturou. Zrcadlový obraz se jeví méně ostrý.



Obrázek 38: Vznik zrcadlového artefaktu [5]

3.4.2 Artefakty vlivem akustického stínu a akustického zesílení

Akustické stínění (*acoustic shadow*) je v ultrazukové zobrazovací metodě charakterizováno ztrátou signálu za strukturou, jež vysoce zeslabuje ultrazukové vlnění. Zeslabení signálu může být způsobeno vysokou pohltivostí nebo odrazivostí vlnění. Kvůli zeslabení signálu nelze rozpoznat oblast nacházející se za touto strukturou. K akustickému stínění dochází na rozhraní, které vykazuje rozdílné hodnoty akustické impedance. Artefakt může vzniknout za strukturou kosti či za plynným prostředím. Příkladem toho artefaktu je indikace přítomnosti žlučového kamene (*stone*) při vyšetření žlučníku. Pokud vychází stín z kulatého objektu, jedná se pravděpodobně o žlučový kámen.

Opačný jev akustického stínění je znám pod názvem akustické zesílení (*posterior enhancement*). Tento typ artefaktu je charakteristický zesílením signálu za strukturou, která velmi slabě odráží nebo pohlcuje ultrazukové vlnění. Oblast za touto strukturou je prosvětlena. K tomuto jevu dochází při vyšetření struktur, které jsou vyplněné tekutinou. Jedná se o cysty, žlučník či močový měchýř. Tekutina zeslabuje ultrazukové vlnění méně než měkké tkáně.

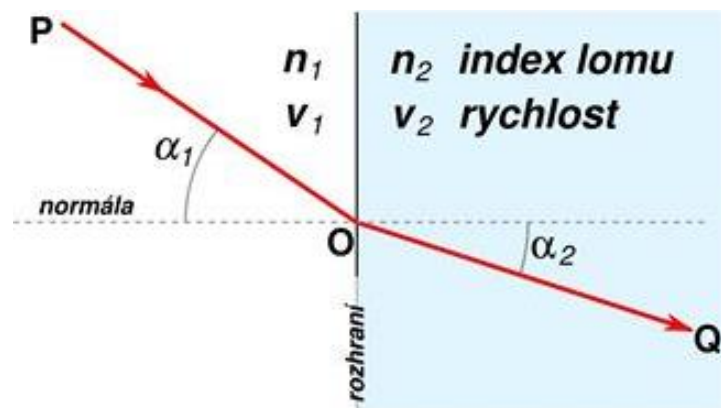


Obrázek 39: Artefakt vlivem akustického stínění při vyšetření žlučníku, Artefakt vlivem akustického zesílení při vyšetření žlučníku [16]

3.4.3 Artefakt vlivem lomu ultrazvukové vlny

Pokud na rozhraní dvou prostředí, ve kterých se šíří vlnění různou rychlostí, nedopadne ultrazvuková vlna kolmo, dochází k jejímu lomu. Šíření elektromagnetického vlnění, které přechází z jednoho prostředí do druhého, je popsáno Snellovým zákonem.

$$\frac{\sin\alpha_1}{\sin\alpha_2} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$



Obrázek 40: Snellův zákon [32]

Lomem ultrazvukové vlny se prodlouží doba návratu vlny a její detekce sondou. Tím může být zobrazena nepravdivá struktura. K artefaktu vlivem lomu ultrazvukové vlny nejčastěji dochází na rozhraní měkké tkáně a tukové vrstvy.

3.4.4 Artefakt vlivem okrajového zkreslení

Artefakt vlivem okrajového zkreslení (*edge shadowing artefakt*) je způsobený kombinací lomu a odrazu ultrazvukové vlny. Na okraji vyšetřované struktury dochází k částečnému odrazu vlny, zbývající vlna prochází strukturou a dochází k jejímu lomu. Tento artefakt se projevuje úzkými tmavými pruhy na okraji dané struktury. K tomuto artefaktu dochází při vyšetření struktury kruhového tvaru, využívá se při diagnostice cyst.



Obrázek 41: Artefakt vlivem okrajového zkreslení [5]



4 Ploché detektory

Ploché detektory (Flat panely) jsou momentálně nejdokonalejšími elektronickými zobrazovacími detektory rentgenového záření. FPD (*Flat Panel Detector*) vytváří signály pro přímý digitální rentgenový obraz. *První ploché detektory byly vyrobené z amorfního křemíku a z amorfního selenu v roce 1995. Přenosné panely se začaly vyrábět o šest let později, tj. v roce 2001.* [23] V roce 2009 byl vyroben první bezdrátový plochý detektor, jenž přenášel obrazová data z panelu do akvizičního počítače pomocí WiFi.

Plochý detektor představuje obrazovou matici složenou z určitého počtu elementů (pixelů). Každý pixel uchovává hodnotu intenzity detekovaného rentgenového záření z vyšetřované lidské tkáně. Rozlišují se dva typy detektorů, FPD s přímou konverzí a FPD s nepřímou konverzí. Oba tyto typy jsou tvořeny technologií zvanou TFT (*Thin Film Transistors* – „tenký film tranzistorů“). Tato speciální matice filmů je vyrobena z polovodivého materiálu (křemík, oxid zinečnatý či kadmium selenid) na nevodivém substrátu – na skleněné desce. Tato matice tranzistorů slouží ke snímání elektrického signálu získaného u panelů s nepřímou konverzí z fotodiod a u panelů s přímou konverzí získaného z polovodičových detektorů. Každému jednomu pixelu Flat panelu náleží jeden tranzistor z této matice tranzistorů. Snímání signálu probíhá v osách souřadnic. Zjistí se přesná poloha na detektoru, kde došlo k detekci fotonu záření. Takto získané elektrické signály v souřadnicových osách jsou konvertovány do digitální formy analogově-digitálním převodníkem. Impulsy jsou uloženy do počítače jako obrazová matice a vzniká přímý digitální rentgenový obraz.

4.1 Parametry plochého detektoru

Důležitým parametrem plochého detektoru je prostorové rozlišení (*spatial resolution*). Hodnota prostorového rozlišení nezávisí na množství aplikovaného záření, je omezena minimální velikostí pixelu. Prostorové rozlišení plochého detektoru je větší, čím je větší počet elementů panelu.

Další parametr Flat panelu je rozlišení při nízkém kontrastu. Rozlišení při nízkém kontrastu je negativně ovlivňováno šumem.

Obraz získaný detektorem obsahuje nejen užitečný hlavní signál, nýbrž i šum pozadí. Šum představuje neužitečný vedlejší signál, který mění hlavní informaci signálu. Šum nikdy



nemůže být zcela odstraněn, může být jen minimalizován. Pro kvalitu rentgenového snímku se využívá ukazatel tzv. SNR (*Signal-to-Noise-Ratio* – „Poměr signál-šum“). Ukazatel SNR je lepší, v případě že na plochu detektoru dopadne více fotonů záření. S větším počtem dopadlých fotonů záření je však spojena vyšší radiační dávka záření aplikovaná do těla pacienta.

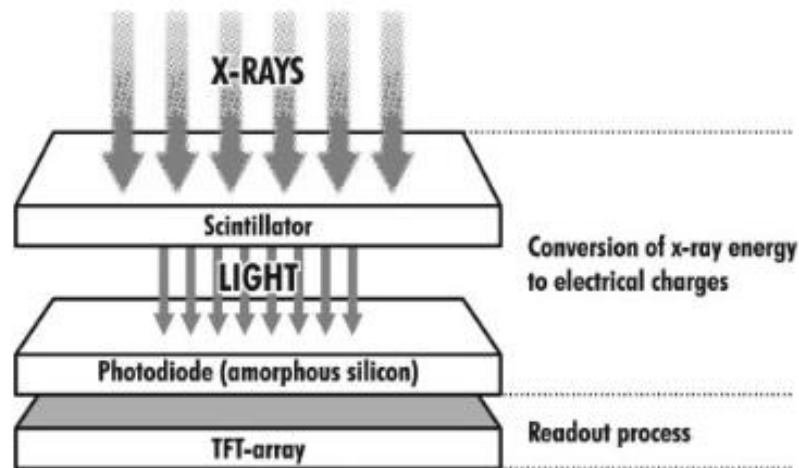
Kvalita výsledného snímku je silně ovlivněna množstvím dopadajících fotonů. Z tohoto aspektu lze výslednou kvalitu obrazu vyjádřit parametrem DQE (*Detection Quantum Efficiency* – „Detekční kvantová účinnost“). *Parametr DQE lze vyjádřit jako poměr kvadrátu ukazatele SNR na výstupu detektoru a kvadrátu ukazatele SNR na vstupu detektoru, tedy* $DQE = \frac{SNR_{OUT}^2}{SNR_{IN}^2}$. [3, s. 83] Parametr DQE je vyjádřen v procentech a znázorňuje množství fotonů dopadlých na detektor, které se skutečně podílí na tvorbu snímku. Ideální zobrazovací systém je vyjádřen parametrem DQE rovným 1, tzn., že všechny dopadající fotony záření se podílí na tvorbě snímku. V reálném systému se vyskytuje šum, z tohoto důvodu se DQE parametr snižuje.

4.2 Plochý detektor s nepřímou konverzí

Konstrukce plochého detektoru s nepřímou (scintilační) konverzí je v dnešní době nejpoužívanějším typem Flat panelu. Tento typ detektoru se skládá ze scintilační vrstvy, z polovodičových fotodiod a z matice tranzistorů TFT.

Scintilační vrstva pohlcuje fotony dopadlého rentgenového záření a přeměňuje je na světelné záblesky. Tato vrstva je dnes u nových detektorů většinou na bázi cesia-iodidu dopovaného thaliem CsI:Tl. *Velkou výhodou vrstvy CsI je ta, že scintilační krystaly mohou být rozmístěny do struktury „jehliček“ širokých 5 až 10 μm kolmých k rovině.* [23] Tato strukturovaná vrstva snižuje rozptyl světla, zaručí interakci většího počtu fotonů se scintilátorem, což vede k lepšímu prostorovému rozlišení. Tato scintilační vrstva pohlcuje 80 až 90 % dopadlých fotonů. Některé Flat panely jsou vyrobené z jiného materiálu. Tento materiál potřebuje k vytvoření obrazu detekci většího počtu fotonů záření než materiál CsI. V porovnání s vrstvou CsI je tento materiál levnější. Takovým materiálem je $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ (Gadolinium oxysulfid), který se pro zjednodušení značí GOS. GOS vrstva na rozdíl od CsI není strukturovaná. Tato vrstva je přibližně dvakrát méně citlivá než vrstva CsI, parametr DQE vrstvy cesia-iodidu je větší než vrstvy GOS.

V dalším kroku světelné záblesky vstupují do polovodičových diod vyrobených z amorfního křemíku. Na každý pixel panelu připadá jedna fotodioda. Na základě vnitřního fotoefektu²³ jsou světelné fotony konvertovány na elektrický signál. Elektrické signály jsou snímány speciální maticí filmů tranzistorů TFT a následně převedeny do digitální formy.

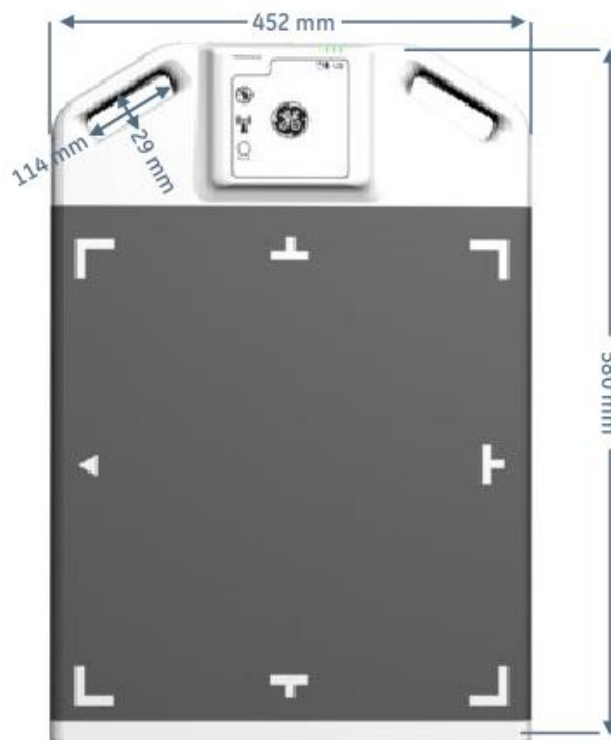


Obrázek 42: Plochý detektor s nepřímou konverzí [23]

4.2.1 Ukázka bezdrátového plochého detektoru s nepřímou konverzí

Na ukázkou vybírám plochý detektor od firmy General Electric Healthcare. Jedná se o přenosný plochý detektor, který se využívá u digitálních rentgenových přístrojů. Tento plochý detektor je bezdrátově připojen s počítačem rentgenového přístroje. Integrovaná anténa vysílá na frekvenci v řádu jednotek GHz. Mezi velké výhody tohoto Flat panelu patří velká výdrž baterie, jeho nízká hmotnost a malé rozměry.

²³ Vlivem vnitřního fotoefektu jsou elektrony uvolněny uvnitř polovodiče, zvyšuje se vodivost polovodiče.

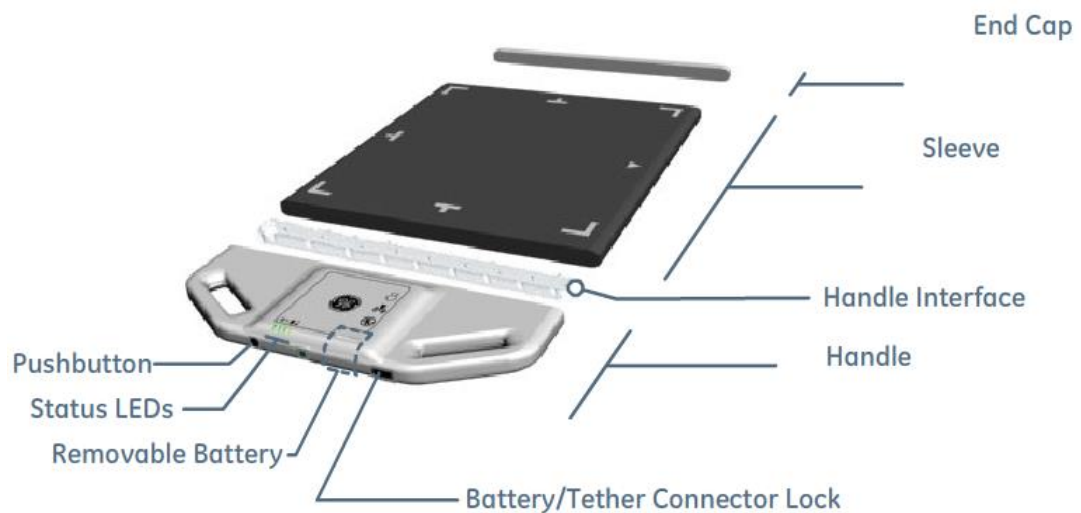


Obrázek 43: Bezdrátový plochý detektor s nepřímou konverzí od firmy GE Healthcare

Délka	580 mm
Šířka	452 mm
Tloušťka	27 mm
Hmotnost	4,5 kg
Počet pixelů	2048 x 2048
DQE (<i>Detection Quantum Efficiency</i>)	60%

Tabulka 5: Parametry plochého detektoru [5]

Obal panelu (*detector case*) má ochránit vnitřní části panelu před možným mechanickým poškozením nebo před kontaminací tělními tekutinami. Hlavní část panelu, tzv. *Image panel*, je složena ze skleněného substrátu, z křemíkových polovodičových součástí (diody, tranzistory, kontakty) a ze scintilátoru CsI.



Obrázek 44: Obal plochého detektoru (Detector Case) [5]

Zdroj detektoru je integrovaný, jeho vstup zajišťuje 11,1 V lithiová baterie (1,65 Ah²⁴). Integrovaný zdroj umožňuje 8 napětově odlišných výstupů. Pro inicializaci detektoru, jeho kalibraci, nahrávání firmwaru slouží kabelové spojení, tzv. *tether*. *Tether* rovněž slouží pro záložní napájení zdroje v případě poruchy baterie.

4.3 Plochý detektor s přímou konverzí

Plochý detektor s přímou konverzí umožňuje přímý převod rentgenového záření na elektrický signál. Tento typ detektoru se především kvůli zatím vysoké ceně u rentgenových přístrojů příliš nerozšířil, avšak očekává se, že se bude v následujících letech používat častěji. Tento detektor neobsahuje scintilační vrstvu, pro přímou konverzi je vyžadován polovodičový detektor sloužící k přeměně fotonů záření na elektrický náboj.

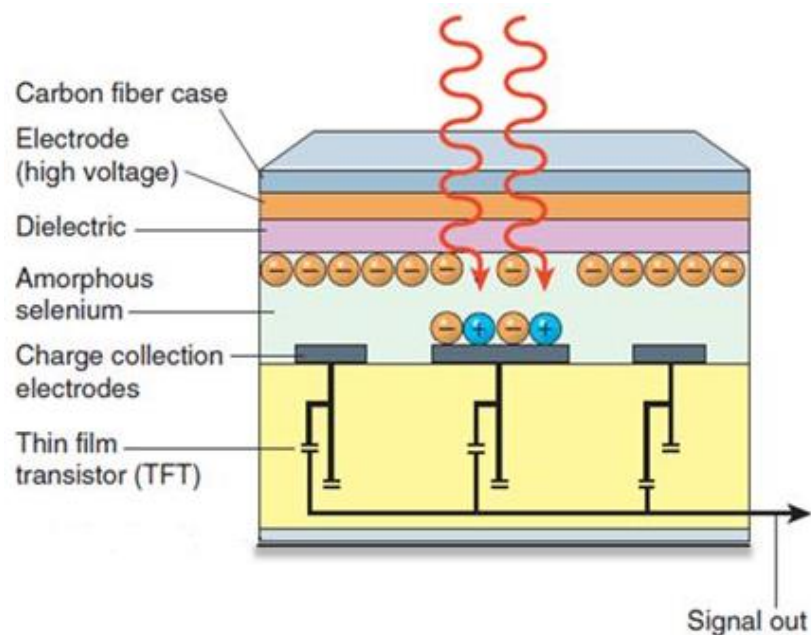
Výhoda plochého detektoru s přímou konverzí oproti typu nepřímé konverze tkví ve vyšší rozlišovací schopnosti. To je umožněno větší hustotou pixelů. Jelikož detektor s přímou konverzí neobsahuje scintilační vrstvu, nedochází k rozptylu světla. A proto se výstupní elektrický signál nerozšiřuje. Nevýhoda přímé konverze je ta, že polovodičový detektor vytváří menší elektrický signál na rozdíl od signálu vytvořený scintilátorem u nepřímé konverze. S tím je spojena skutečnost, že na všechny elektronické prvky jsou kladeny mnohem větší nároky z hlediska zpracování signálu. To vyžaduje velké finanční náklady.

Před dopadem fotonů rentgenového záření je na horní elektrodu (bias elektroda) přivedeno vysoké napětí (jednotky kV), které předá volným nosičům náboje energii nutnou

²⁴ 1 Ah je definována jako náboj, který baterie dodá do obvodu při konstantním proudu 1 A za dobu 1 hodiny.

pro dopad na obě elektrody. Na horní elektrodu se může přivést kladné napětí i záporné napětí. Mezi horní elektrodou a polovodičovou vrstvou je tenká dielektrická vrstva, jež slouží jako izolační materiál. Dopadem fotonů na polovodičové elementy detektoru (*photoconductor*) se na základě vnitřního fotoelektrického jevu generují volné nosiče náboje (záporný elektron a kladná díra). Dle aplikované polarizace vysokého napětí na horní elektrodu dopadají volné nosiče náboje na dolní sběrné elektrody. Pokud je na bias elektrodu přivedeno napětí kladné polarizace, elektrony jsou nasměrovány na tuto horní elektrodu a díry na dolní sběrné elektrody (přivedením záporného napětí jsou volné nosiče náboje přitahovány k opačným elektrodám). Vytvořené dvojice nosičů nábojů generují elektrický náboj, který se shromažďuje v kondenzátorech. Pomocí tenkého filmu tranzistorů TFT je signál převeden do digitální formy.

Úspěšnost detekce přímou konverzí silně závisí na materiálu polovodičové vrstvy. Polovodičová vrstva by měla absorbovat co největší množství dopadlého záření, tím by pacient nebyl vystaven velké absorbované dávce záření. Vrstva má generovat velké množství páru volných nosičů náboje, během nasměrování nosičů náboje ke sběrným elektrodám nesmí docházet k jejich zániku, k tzv. rekombinaci. *Polovodičová vrstva je nejčastěji vyrobena z amorfního selenu, který je dotován 0,5 % arsenu, neboť bezpříměsový selen není tepelně stálý a má tendenci ke krystalizaci.* [5] Velká výhoda tohoto materiálu je jeho poměrně snadná výroba vyžadující nízkou teplotu. Nevýhodou této látky je vysoká hodnota energie (50 eV) potřebná pro vytvoření páru elektron-díra. Tloušťka této vrstvy je přibližně 100 μm až 1000 μm .



Obrázek 45: Plochý detektor s přímou konverzí [15]



5 Měření mobilních rentgenových přístrojů

5.1 Úvod

Cílem praktické části méj bakalářské práce bylo porovnání pojízdných rentgenových přístrojů s fotografickým filmem, přístrojů s nepřímou digitalizací a přístrojů s přímou digitalizací. Měření mi bylo umožněno v Ústřední vojenské nemocnici v Praze, ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady, ve Fakultní nemocnici v Olomouci a ve Fakultní nemocnici v Motole. Mobilní rentgenové přístroje jsou v těchto nemocnicích umístěny na oddělení radiodiagnostiky a kardiologie. Využití mají především pro vyšetření pacientů na lůžkových odděleních, na oddělení ARO a na oddělení JIP.

U jednotlivých typů mobilních rentgenů jsem měřil parametry prostorového rozlišení, rozlišení při nízkém kontrastu, plošné dávky rentgenového záření²⁵, případně expozičního indexu. U některých přístrojů jsem provedl zkoušku ověřující soulad radiačního a světelného pole.

U pojízdných rentgenových přístrojů s přímou digitalizací, s plochým detektorem s nepřímou konverzí, jsem zkoumal vliv rozdílného materiálu scintilační vrstvy na celkovou kvalitu a účinnost detektoru. Ověřoval jsem, zdali výsledné parametry plochého detektoru mohou být ovlivněny odlišným typem přenosu dat, tj. pomocí kabelu a bezdrátově.

5.2 Metodika měření

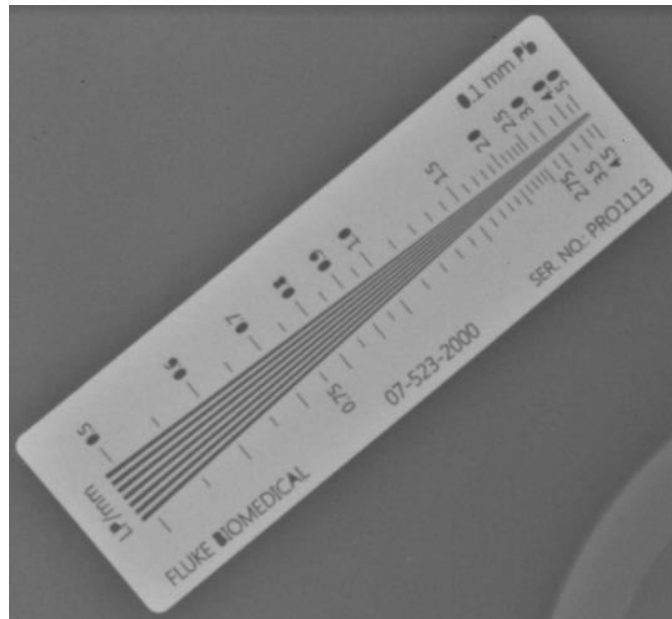
Jednotlivá měření jsem prováděl za stejných počátečních podmínek. Detektor s měřicími pomůckami jsem vždy umístil na zem ve vzdálenosti jeden metr od ohniska rentgenové lampy. Referenční podmínky lampy činily: napětí 70 kV, celkový náboj (elektrické množství) 5 mAs. Pomocí nastavení clon kolimačního systému jsem vymezil tvar svazku rentgenového záření tak, aby byla ozařována pouze plocha detektoru. Na clony kolimátoru jsem do svazku záření umístil měděnou desku s tloušťkou 1 mm²⁶, jež simuluje zeslabení rentgenového záření pacientem. Při nastavených parametrech se provedla expozice. Digitální obraz byl uložen na lokálním disku ve formátu DICOM a bylo možné si ho následně exportovat na externí uložení (PACS).

²⁵ Změřené hodnoty plošné dávky DAP jsem z důvodu porovnání převedl na stejné jednotky [mGy·cm²].

²⁶ Při měření lze též použít desku z hliníku, 1 mm mědi odpovídá přibližně 25 mm hliníku.

5.2.1 Měřicí pomůcky

Pro měření prostorového rozlišení jsem používal čárový fantom. Tato pomůcka je vyrobena z plexiskla se spojitě měnícími se dvojicemi čar. Obě čáry z dané dvojice jsou vyrobeny z materiálu s různou pohltivostí rentgenového záření.



Obrázek 46: Čárový fantom pro měření prostorového rozlišení

Při měření pojízdných rentgenových přístrojů jsem používal další tři typy fantomů. Jednotlivé druhy fantomů, jež jsem použil, se v zásadě neliší, jsou pouze rozdílné ve svých parametrech. Tyto fantomy slouží pro ověření kvality obrazu. Umožňují vyhodnocení parametrů prostorového rozlišení a rozlišení nízkého kontrastu. Hodnoty kontrastu u jednotlivých fantomů, které mohou být též vyjádřeny procentuálně, ukazují poměr skutečného obrazu k ideálnímu obrazu, tj. bez šumu.

Fantom TOR CDR disponuje těmito parametry:

- Prostorové rozlišení (0,5 až 14,3 lp/mm)

Pracovní oblast fantomu pro měření prostorového rozlišení obsahuje 30 oddělených skupin. Každá skupina obsahuje 5 čar (4 mezery) s odlišnými hodnotami prostorového rozlišení.



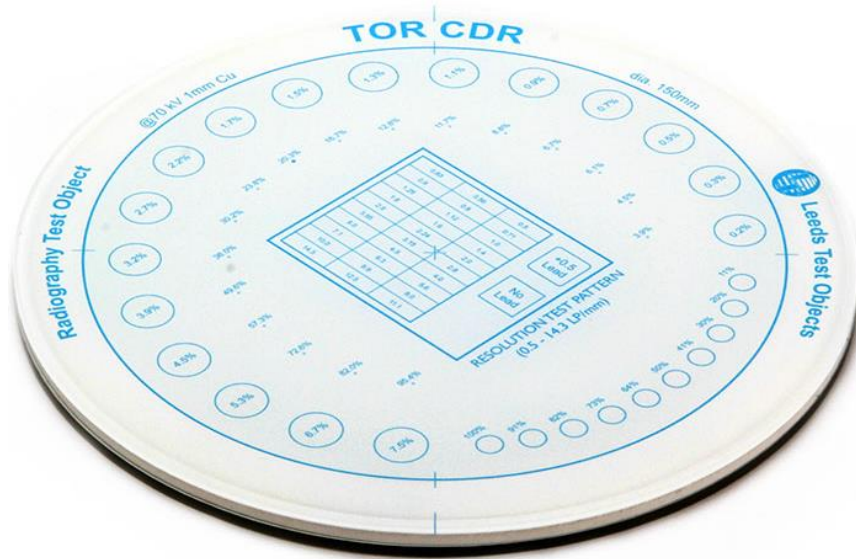
Číslo skupiny	Prostorové rozlišení [lp/mm]	Číslo skupiny	Prostorové rozlišení [lp/mm]
1	0,50	16	2,80
2	0,56	17	3,15
3	0,63	18	3,55
4	0,71	19	4,00
5	0,80	20	4,50
6	0,90	21	5,00
7	1,00	22	5,60
8	1,12	23	6,30
9	1,25	24	7,10
10	1,40	25	8,00
11	1,60	26	8,90
12	1,80	27	10,00
13	2,00	28	11,10
14	2,24	29	12,50
15	2,50	30	14,30

Tabulka 6: Tabulka hodnot prostorového rozlišení fantomu TOR CDR

- Rozlišení nízkého kontrastu (17 kruhových objektů s průměrem 11 mm)

Číslo objektu	Kontrast	Číslo objektu	Kontrast
1	0,075	10	0,015
2	0,067	11	0,013
3	0,053	12	0,011
4	0,045	13	0,009
5	0,039	14	0,007
6	0,032	15	0,005
7	0,027	16	0,003
8	0,022	17	0,002
9	0,017		

Tabulka 7: Tabulka hodnot rozlišení nízkého kontrastu fantomu TOR CDR



Obrázek 47: Fantom TOR CDR [24]

Pomocí fantomu TOR 18 FG jsem měřil následující parametry:

- Prostorové rozlišení (0,5 až 5,0 lp/mm)

Pracovní oblast fantomu pro měření prostorového rozlišení obsahuje 21 oddělených skupin. Každá skupina obsahuje 5 čar (4 mezery) s odlišnými hodnotami prostorového rozlišení. Hodnoty prostorového rozlišení odpovídají hodnotám prostorového rozlišení fantomu TOR CDR.

- Rozlišení nízkého kontrastu (18 kruhových objektů s průměrem 8 mm)

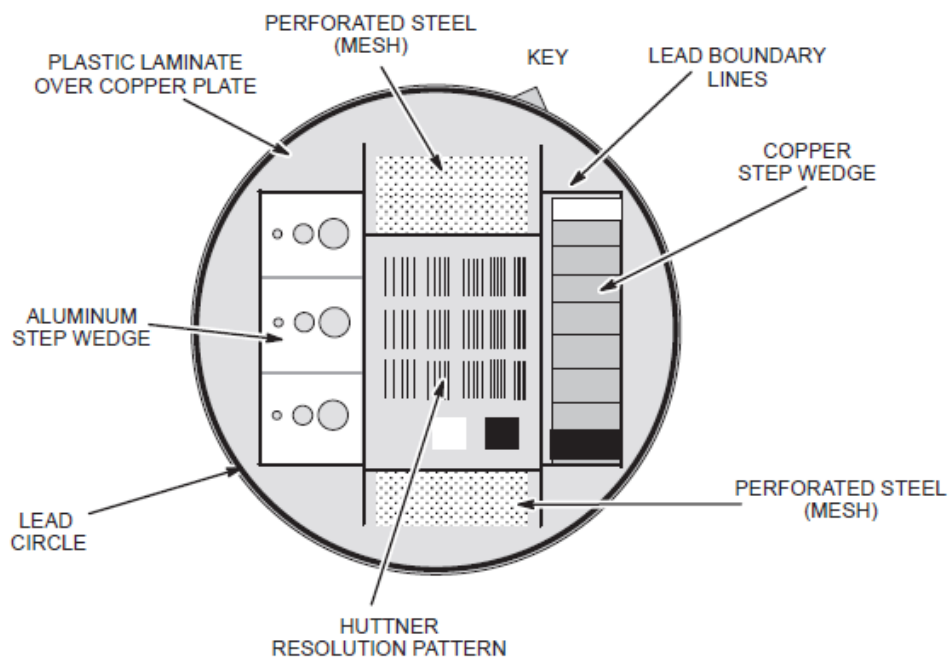
Číslo objektu	Kontrast	Číslo objektu	Kontrast
1	0,167	10	0,039
2	0,148	11	0,032
3	0,128	12	0,027
4	0,109	13	0,022
5	0,088	14	0,017
6	0,075	15	0,015
7	0,067	16	0,013
8	0,053	17	0,011
9	0,045	18	0,009

Tabulka 8: Tabulka hodnot rozlišení nízkého kontrastu fantomu TOR 18 FG

Při některém měření jsem pro ověření hodnoty prostorového rozlišení použil IQST fantom. Tento fantom je primárně určený pro měření na angiografických přístrojích. Tato pomůcka umožňuje měřit hodnoty prostorového rozlišení od 0,50 lp/mm do 3,00 lp/mm.

Číslo skupiny	Prostorové rozlišení [lp/mm]	Číslo skupiny	Prostorové rozlišení [lp/mm]
1	0,50	9	1,20
2	0,55	10	1,40
3	0,60	11	1,60
4	0,70	12	1,80
5	0,80	13	2,00
6	0,90	14	2,50
7	1,00	15	3,00
8	1,10		

Tabulka 9: Tabulka hodnot prostorového rozlišení fantomu IQST



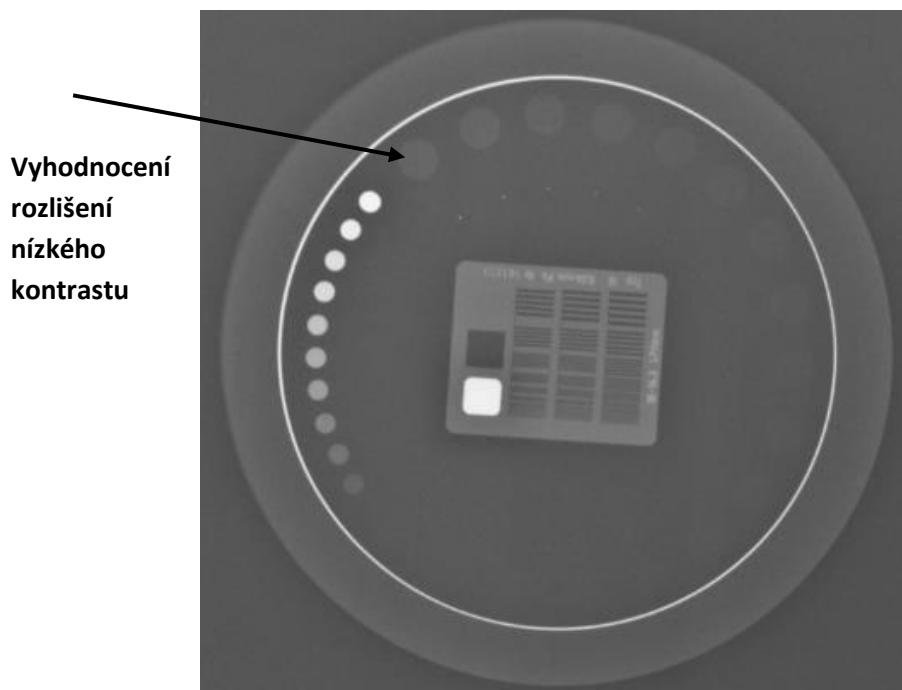
Obrázek 48: Fantom IQST [5]

5.2.2 Měřené parametry, postup měření

5.2.2.1 Rozlišení při nízkém kontrastu

Rozlišitelnost dvou předmětů vykazující malé rozdíly absorpce rentgenového záření je vyjádřena parametrem rozlišení při nízkém kontrastu. Po expozici fantomu jsem určoval počet viditelných objektů s odlišným kontrastem.

Pro zkoušku dlouhodobé stability²⁷ a zkoušku provozní stálosti²⁸ je u skiografie požadována minimální hodnota rozlišení při nízkém kontrastu 2,8 %.



Obrázek 49: Ukázka vyhodnocení rozlišení nízkého kontrastu

5.2.2.2 Prostorové rozlišení

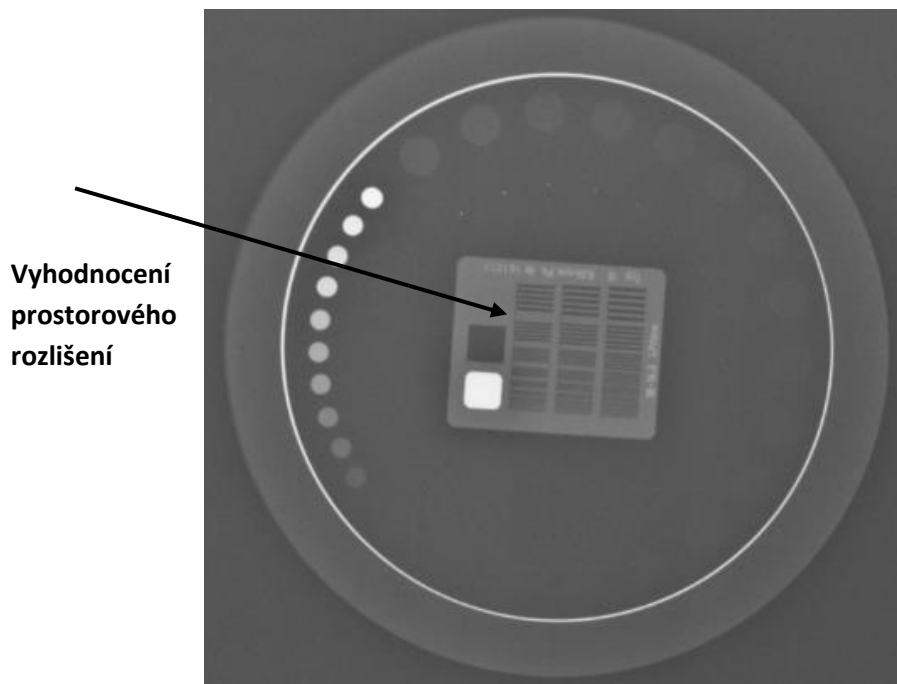
„Parametr prostorového rozlišení určuje nejmenší vzdálenost dvou "bodových" objektů, při níž se tyto objekty ještě zobrazí jako dvě oddělené struktury.“ [10] Prostorové rozlišení je také známo pod názvem rozlišení při vysokém kontrastu. Jednotkou prostorového rozlišení je lp/mm (*lines per millimeter*), která udává počet dvojic čar na jednotku délky, který daný systém

²⁷ Dle zákona je nutné provádět na každém rentgenovém přístroji jednou ročně (nebo po výměně rentgenky) tzv. zkoušku dlouhodobé stability, která slouží k ověření funkčnosti parametrů a bezpečnosti přístroje. Tuto zkoušku mohou provádět pouze akreditované společnosti s povolením od Státního úřadu pro jadernou bezpečnost SÚJB.

²⁸ Zkouška provozní stálosti slouží k ověření provozních vlastností rentgenového přístroje, provádí ji sám provozovatel přístroje. Je prováděna častěji než zkouška dlouhodobé stability.

umí stále ještě rozlišit. Po expozici pracovní pomůcky jsou čáry z každé dvojice vyobrazeny jako světlá a tmavá čára. Vyhodnocení měření tohoto parametru spočívalo v prozkoumávání poslední dvojice čar, která ještě lze rozlišit, aniž by čáry splývaly.

Pro zkoušky dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti je u skiografie požadována minimální hodnota prostorového rozlišení 2,4 lp/mm.



Obrázek 50: Ukázka vyhodnocení prostorového rozlišení

5.2.2.3 Radiační zátěž, expoziční index

Základní veličinou v radiodiagnostice je absorbovaná radiační dávka D . „Absorbovaná radiační dávka je definovaná jako poměr střední energie sdělené dE v objemovém elementu dávky o hmotnosti dm a hmotnosti tohoto elementu,“ $D = \frac{dE}{dm}$. [29] Jednotka absorbované radiační dávky je Gray [Gy], rozměrově [J/kg]. Hodnota absorbované dávky přímo úměrně závisí na napětí a proudu lampy, času expozice. Absorbovaná dávka plně nevystihuje význam ozáření, nezohledňuje druh záření.

Součinem absorbované dávky záření a velikostí ozářené plochy se získá parametr plošné dávky DAP (*Dose Area Product*), který je uváděn v základní jednotce [Gy·m²].

Veličina ekvivalentní dávka H_T je vyjádřena součinem absorbované radiační dávky D a tzv. radiačního faktoru W_R . „Radiační faktor zohledňuje skutečnost, že různé typy



záření způsobují při stejné absorbované dávce různou míru poškození.“ [20] Jednotkou této veličiny je Sievert [Sv]²⁹.

Porovnání radiační zátěže populace během odlišných vyšetření je umožněno pomocí veličiny efektivní dávky E . Tato veličina nemá význam pro konkrétního člověka. Pro každý lidský orgán je určen váhový koeficient, jenž vyjadřuje citlivost daného orgánu na rentgenové záření. Efektivní dávku lze vyjádřit sumou součinů váhového tkáňového faktoru W_T a ekvivalentní dávky H_T přes všechny lidské orgány. Jednotkou efektivní dávky je Sievert.

Pro vyjádření účinků nepřímo ionizujícího záření³⁰ se uvádí veličina KERMA (*Kinetic Energy Released in Material*), jejíž jednotkou je rovněž Gray. KERMA vyjadřuje hodnotu kinetické energie předanou nepřímo ionizujícím zářením (fotony) při srážce s nabitými částicemi (elektrony). Je vyjádřena podílem sumy počátečních kinetických energií dE všech nabitých částic, které se uvolní vlivem interakce s nenabitými ionizujícími částicemi a hmotnosti dané látky dm . Veličina KERMA a absorbovaná dávka jsou obecně odlišné, avšak za určitých podmínek se tyto veličiny rovnají. Těmito podmínkami jsou rovnováha nabitých částic (elektronů)³¹ a dostatečná hloubka v homogenním materiálu. V rentgenové technice jsou veličiny absorbované radiační dávky a KERMA téměř totožné. KERMA měřená ve vzduchu v místě vstupu záření do těla pacienta, která zahrnuje zpětný rozptyl záření, je známa pod názvem vstupní povrchová KERMA. Dopadající KERMA nezohledňuje vliv zpětného rozptylu.

V mé praktické části práce jsem zjišťoval u jednotlivých systémů hodnoty plošné dávky (plošné KERMA³²). Pro měření této veličiny se využívá měřidlo KAP metr³³. KAP metr je ionizační komora, jež je připevněna na výstupní kolimační clonu přístroje. KAP metr neovlivňuje hodnotu dopadové KERMA, je transparentní vůči rentgenovému záření.

Expoziční index EI poskytuje informace o optimální expozici snímku, aby nebyl rentgenový snímek podexponován, případně nadexponován. Expoziční index závisí na řadě faktorů – na napětí rentgenové lampy, elektrickém množství, míře zeslabení záření, použití

²⁹ Jednotka Sievert vyjadřuje účinky záření na živé organismy, jednotka Gray nikoliv. Jednotky Gray a Sievert jsou rozměrově stejné. Jednotka Gray je měřitelná, Sievert nikoliv.

³⁰ Nepřímo ionizující záření zahrnuje nenabitě částice (např. fotony), které samy prostředí neionizují, ale při interakcích s prostředím uvolňují sekundární, přímo ionizující částice (např. elektrony). Ionizace prostředí je způsobena těmito sekundárními částicemi.

³¹ Rovnováha nabitých částic vyjadřuje rovnováhu mezi energií elektronů uvolněných mimo objekt a energií předanou do tohoto objektu fotony.

³² Plošná Kerma je vyjádřena součinem dopadové KERMA a ozářené plochy.

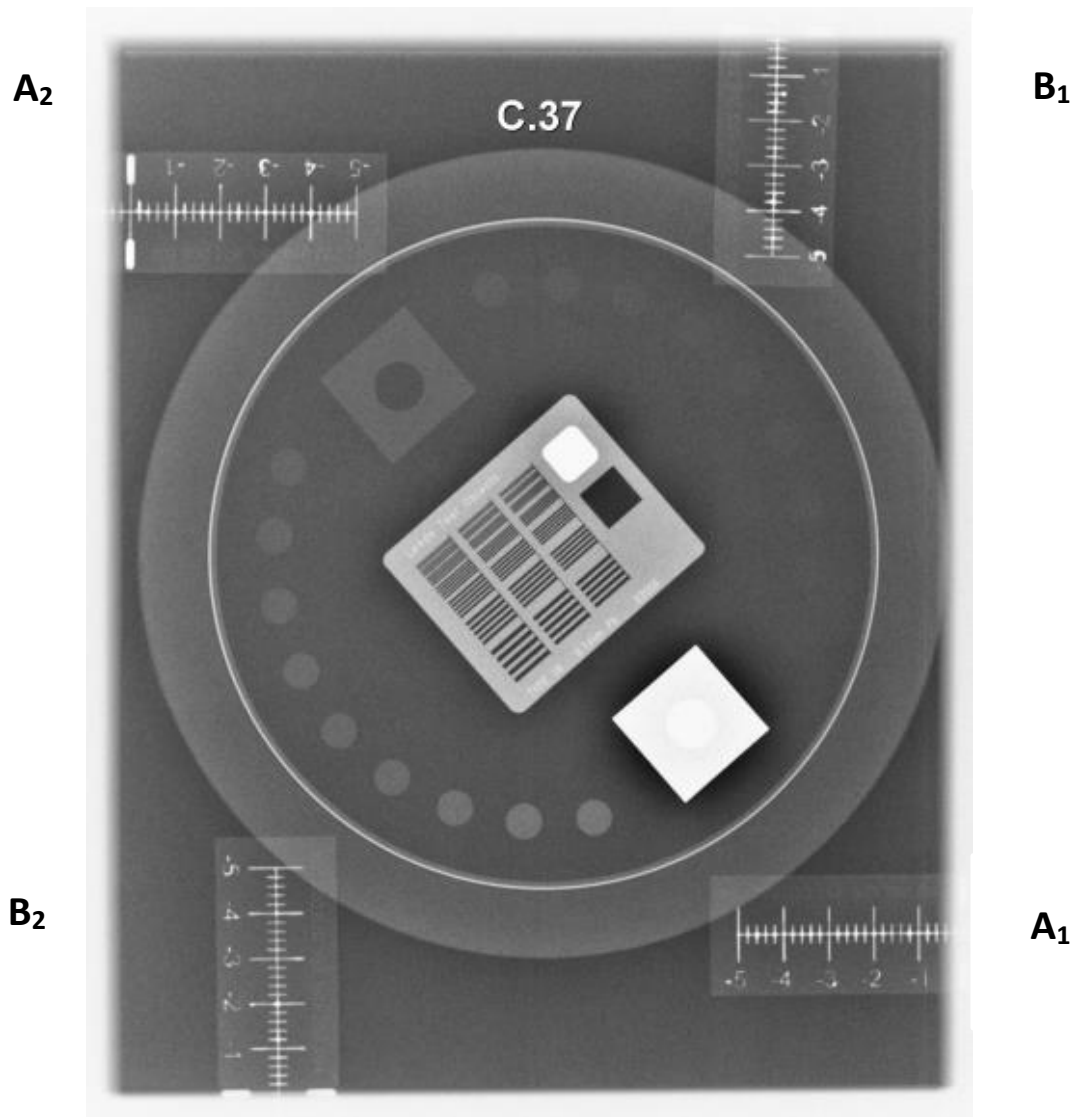
³³ KAP (*KERMA Area Product*) metr se též někdy nazývá DAP metr. V radiodiagnostice jsou všechny přístroje a pracovní pomůcky kalibrovány ve veličině KERMA.



clon a na dalších okolnostech. Jednotlivé systémy mají rozdílné rozmezí hodnoty expozičního indexu, které je doporučeno výrobcem. U kazety Kodak systému nepřímé digitalizace musí být hodnota expozičního indexu v rozmezí $1200 \leq EI \leq 1800$.

5.2.2.4 Soulad radiačního a světelného pole

Tato zkouška má za účel ověřit shodu vymezení svazku rentgenového záření radiačního a světelného pole. Po nastavení clon jsem na okraje vymezeného pole umístil čtyři pomůcky s měřicími ryskami. Neshody radiačního a světelného pole jsem zjišťoval po expozici odečtením dílků od hlavní zvýrazněné rysky u čtyř pomůcek umístěných v rozích vymezeného pole. Určoval jsem odchylky v obou osách.



Obrázek 51: Ukázka vyhodnocení zkoušky souladu radiačního a světelného pole³⁴

Při zkoušce dlouhodobé stability a zkoušce provozní stálosti je požadována neshoda mezi okraji radiačního a světelného pole menší než 2 % z celkové vzdálenosti ohniska lampy a receptoru obrazu, tzn., že při vzdálenosti jeden metr nesmí součet odchylek v jedné a v druhé ose být vyšší než 20 mm.

$$|A_1 + A_2| \leq 20 \text{ mm}$$

$$|B_1 + B_2| \leq 20 \text{ mm}$$

³⁴ Na snímku je také znázorněn fantom, při této zkoušce je tento fantom nepodstatný.



5.3 Měření rentgenových přístrojů s fotografickým filmem

Pojízdné rentgenové přístroje s fotografickým filmem se v České republice již nevyskytují. Z tohoto důvodu jsem neměl možnost prakticky změřit tyto systémy. Bylo mi umožněno nahlédnout do protokolů zkoušek provozních stálostí a zkoušek dlouhodobé stability těchto systémů. Hodnoty prostorového rozlišení u fotografického filmu se pohybovaly v rozmezí 3,30 lp/mm až 4,50 lp/mm. Jedná se o starší rentgenové přístroje, které nemají KAP metr. V protokolech tudíž není uvedena hodnota plošné dávky. U přístrojů s fotografickým filmem se neměřilo rozlišení nízkého kontrastu, neboť nízký kontrast byl vždycky rozeznatelný v plném rozsahu.

Kvalita výsledného snímku závisí na velikosti krystalů (zrn) bromidu stříbrného. Čím je menší velikost zrna, tím má výsledný snímek lepší rozlišovací schopnost. Zrna filmu jsou velmi jemná, a proto rozlišení a výsledná kvalita snímku je vysoká. Fotografický film má také nízký šum. Parametry výsledného snímku závisí též na typu zesilovací fólie (pokud je použita) a na celém vyvolávacím procesu, především na teplotě vývojky.

5.4 Měření rentgenových přístrojů s nepřímou digitalizací

Měření číslo 1:

Typ přístroje	SAXO
Typ kazety	Kodak
Zkouška souladu radiačního a světelného pole	V pořádku
Expoziční index	1374
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR 18 FG)	16 bodů (kontrast 1,3 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR 18 FG)	3,55 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,50 lp/mm

Tabulka 10: Výsledky prvního měření – nepřímá digitalizace

Při zkoušce souladu radiačního a světelného pole jsem zjistil odchylku 13 mm v jedné ose ($A_1 + A_2$) a odchylku 7 mm v druhé ose ($B_1 + B_2$).

Měření číslo 2:

Typ přístroje	Siemens Polymobil
Typ kazety	Kodak
Zkouška souladu radiačního a světelného pole	V pořádku
Expoziční index	1435
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR 18 FG)	16 bodů (kontrast 1,3 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR 18 FG)	3,55 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,50 lp/mm

Tabulka 11: Výsledky druhého měření – nepřímá digitalizace

Při zkoušce souladu radiačního a světelného pole jsem zjistil odchylku 15 mm v jedné ose ($A_1 + A_2$) a odchylku 10 mm v druhé ose ($B_1 + B_2$).

Měření číslo 3:

Rentgenový přístroj Chirana z roku 1984 neumožňuje měnit napětovou hladinu, je pevně daná napětová hladina 75 kV. Pro expozici se nastavuje hodnota elektrického množství, zvolil jsem hodnotu 15 mAs. V porovnání s referenčními hodnotami, při kterých jsem provedl všechna ostatní měření, jsou tyto zvolené hodnoty napětí i elektrického množství větší.

Typ přístroje	Chirana
Typ kazety	Kodak
Zkouška souladu radiačního a světelného pole	V pořádku
Expoziční index	1235
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR 18 FG)	14 bodů (kontrast 1,7 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR 18 FG)	3,55 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,50 lp/mm

Tabulka 12: Výsledky třetího měření – nepřímá digitalizace

Při zkoušce souladu radiačního a světelného pole jsem zjistil odchylku 17 mm v jedné ose ($A_1 + A_2$) a odchylku 20 mm v druhé ose ($B_1 + B_2$). Výsledek této zkoušky ještě odpovídá požadavkům. Před další zkouškou provozní stálosti je nutná servisní kontrola optimálního nastavení clon.

Tyto tři pojízdné rentgenové přístroje s nepřímou digitalizací nemají zabudovaný KAP metr, neumožňují změřit plošnou dávku DAP. Na snímcích získaných po expozici je



zobrazena hodnota expozičního indexu. Všechna měření z hlediska hodnoty expozičního indexu odpovídají požadavkům výrobce kazet Kodak. Expoziční indexy jednotlivých přístrojů se liší, neboť každá lampa disponuje jinou výtěžností emise rentgenového záření. Rentgenka přístroje Chirana má velmi malou výtěžnost, proto jsem musel nastavit větší hodnotu elektrického množství, které se reguluje časem.

Měření číslo 4:

Typ přístroje	Kodak
Typ kazety	Kodak
Plošná dávka DAP	410,8 mGy·cm ²
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR CDR)	11 bodů (kontrast 1,3 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR CDR)	2,80 lp/mm
Prostorové rozlišení (fantom IQST)	2,50 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	2,75 lp/mm

Tabulka 13: Výsledky čtvrtého měření – nepřímá digitalizace

Měření číslo 5:

Typ přístroje	Philips
Typ kazety	FujiFilm
Plošná dávka DAP	348,3 mGy·cm ²
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR CDR)	11 bodů (kontrast 1,3 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR CDR)	2,80 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	2,75 lp/mm

Tabulka 14: Výsledky pátého měření – nepřímá digitalizace



5.5 Měření rentgenových přístrojů s přímou digitalizací

Měření číslo 1:

Typ přístroje	Shimadzu
Typ panelu	FujiFilm
Typ konverze	Nepřímá
Scintilátor	GOS
Typ přenosu dat	Bezdrátový
Zkouška souladu radiačního a světelného pole	V pořádku
Povrchová KERMA	0,99 mGy
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR 18 FG)	16 bodů (kontrast 1,3 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR 18 FG)	3,55 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,50 lp/mm

Tabulka 15: Výsledky prvního měření – přímá digitalizace

Při zkoušce souladu radiačního a světelného pole jsem zjistil odchylku 7 mm v jedné ose ($A_1 + A_2$) a odchylku 8 mm v druhé ose ($B_1 + B_2$).

Měření číslo 2:

Typ přístroje	Agfa
Typ panelu	Agfa
Typ konverze	Nepřímá
Scintilátor	CsI
Typ přenosu dat	Bezdrátový
Plošná dávka DAP	188,0 mGy·cm ²
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR CDR)	14 bodů (kontrast 0,7 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR CDR)	3,15 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,50 lp/mm

Tabulka 16: Výsledky druhého měření – přímá digitalizace

Měření číslo 3:

Typ přístroje	Shimadzu
Typ panelu	Canon
Typ konverze	Nepřímá
Scintilátor	GOS
Typ přenosu dat	Kabel
Plošná dávka DAP	324,4 mGy·cm ²
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR CDR)	14 bodů (kontrast 0,7 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR CDR)	3,15 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,00 lp/mm

Tabulka 17: Výsledky třetího měření – přímá digitalizace

Měření číslo 4:

Typ přístroje	Shimadzu
Typ panelu	Canon
Typ konverze	Nepřímá
Scintilátor	CsI
Typ přenosu dat	Bezdrátový
Plošná dávka DAP	338,0 mGy·cm ²
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR CDR)	13 bodů (kontrast 0,9 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR CDR)	3,15 lp/mm
Prostorové rozlišení (fantom IQST)	3,00 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,00 lp/mm

Tabulka 18: Výsledky čtvrtého měření – přímá digitalizace

Měření číslo 5:

Typ přístroje	FujiFilm
Typ panelu	FujiFilm
Typ konverze	Nepřímá
Scintilátor	GOS
Typ přenosu dat	Bezdrátový
Plošná dávka DAP	280,1 mGy·cm ²
Rozlišení nízkého kontrastu (fantom TOR CDR)	14 bodů (kontrast 0,7 %)
Prostorové rozlišení (fantom TOR CDR)	3,15 lp/mm
Prostorové rozlišení (fantom IQST)	3,00 lp/mm
Prostorové rozlišení (čárový fantom)	3,00 lp/mm

Tabulka 19: Výsledky pátého měření – přímá digitalizace

Mobilní rentgenové přístroje s přímou digitalizací, které jsem měřil, mají Flat panel typu nepřímé konverze. Dle informací, které se mi podařilo získat, nejsou v České republice žádné pojízdné rentgeny s plochým detektorem typu přímé konverze. Rovněž v Evropě se zatím žádné tyto druhy přístrojů nepoužívají. V České republice se v rentgenové technice používají ploché detektory s přímou konverzí u mamografů. V porovnání s klasickou metodou fotografického filmu dosahují mamografy s plochým panelem s přímou konverzí výrazně menší prostorové rozlišení. Prostorové rozlišení u mamografů s fotografickým filmem je ve většině případů v rozmezí 13 až 16 lp/mm. Naopak ploché detektory přímé konverze dosahují prostorového rozlišení v rozmezí 5 až 8 lp/mm.

5.6 Porovnání naměřených výsledků

Hodnoty nízkého kontrastu se u mobilních rentgenových přístrojů s nepřímou digitalizací pohybovaly v rozmezí 1,3 % až 1,7 %. Hodnoty nízkého kontrastu u přístrojů s přímou digitalizací byly v rozmezí 0,7 % až 1,3 %. Klasická technologie s fotografickým filmem vykazuje lepší hodnoty nízkého kontrastu než CR, a dokonce i než DDR. Přímá digitalizace disponuje lepším rozlišením nízkého kontrastu než nepřímá digitalizace. Velká výhoda přímé digitalizace spočívá v možnosti nastavení jasu a kontrastu obrazu. Vyhodnocení nízkého kontrastu je subjektivní, závisí na zrakové schopnosti vyhodnocovatele. Vyhodnocení nízkého kontrastu je ovlivněno rovněž diagnostickým monitorem, na kterém jsem odečítal hodnoty. Nízký kontrast jsem odečítal na dvou měřicích fantomech, jež mohou též ovlivňovat získané výsledky.



Prostorové rozlišení rentgenů s nepřímou digitalizací dosáhlo hodnot 2,50 lp/mm až 3,55 lp/mm. Prostorové rozlišení přístrojů s přímou digitalizací bylo v rozmezí 3,00 lp/mm až 3,55 lp/mm. Hodnoty prostorového rozlišení u fotografického filmu se pohybovaly od 3,30 lp/mm až 4,50 lp/mm. Klasická technologie fotografického filmu disponuje nejlepším prostorovým rozlišením. Prostorové rozlišení rentgenových přístrojů s přímou digitalizací je srovnatelné s prostorovým rozlišením nepřímé digitalizace. Vyhodnocení prostorového rozlišení, stejně jako vyhodnocení rozlišení nízkého kontrastu, je subjektivní, rovněž je ovlivněno měřicími pomůckami.

Před samotným měřením jsem předpokládal, že nejmenší hodnotou plošné dávky DAP bude disponovat fotografický film a největší hodnotou plošné dávky nepřímá digitalizace. U mobilních přístrojů CR jsem naměřil hodnoty plošné dávky 410,8 mGy·cm² a 348,3 mGy·cm². U přímé digitalizace DDR jsem zjistil hodnoty plošné dávky od 188,0 mGy·cm² do 338,0 mGy·cm². Úvodní předpoklad se mi potvrdil, přístroje DDR jsou citlivější než přístroje CR, a proto vyžadují nižší hodnotu plošné dávky DAP. Technologie fotografického filmu je nejcitlivější metoda detekce rentgenového záření, k vytvoření snímku potřebuje nejmenší hodnotu plošné dávky. Hodnota plošné dávky je při měření pojízdných rentgenových přístrojů ovlivněna nastavením clon, a proto některá data nemusí být zcela přesná.

U pojízdných rentgenů DDR s nepřímou konverzí jsem porovnával vliv scintilační vrstvy. Před měřením jsem se na základě teoretického úvodu domníval, že vrstva CsI je přibližně dvakrát citlivější než GOS vrstva. Vrstva CsI by měla také vykazovat lepší prostorové rozlišení než vrstva GOS. Změřené hodnoty prostorového rozlišení u scintilační vrstvy CsI byly v rozmezí od 3,00 lp/mm do 3,50 lp/mm. Prostorové rozlišení u scintilátoru GOS jsem naměřil od 3,00 lp/mm do 3,55 lp/mm. Prostorové rozlišení dle mých naměřených údajů je u scintilátoru GOS a CsI srovnatelné. Rozlišení nízkého kontrastu GOS vrstvy a CsI vrstvy je rovněž srovnatelné. Nízký kontrast u vrstvy CsI činil 0,7 % a 0,9 %, u vrstvy GOS činil 0,7 % a 1,3 %. U scintilační vrstvy na bázi cesia-iodidu jsem naměřil hodnoty plošné dávky 188,0 mGy·cm² a 338,0 mGy·cm². Naměřené hodnoty plošné dávky scintilační vrstvy gadolinia oxysulfidu byly 280,1 mGy·cm² a 324,4 mGy·cm². Naměřené hodnoty plošné dávky nesouhlasí s mým úvodním předpokladem. Nesrovnalosti v plošné dávce mohly být způsobeny ne zcela přesným nastavením clon. Ploché detektory jsou v dnešní době většinou přenosné využívající bezdrátový přenos dat, ploché detektory využívající přenos dat pomocí kabelu se dnes jeví jako starší technologie. Změřil jsem jeden plochý detektor s kabelem, čtyři detektory byly bezdrátové. Kvalita výsledného snímku není nicméně ovlivněna tím, jestli je detektor



s kabelem, nebo využívá bezdrátový přenos dat. Výhoda bezdrátového plochého detektoru spočívá v lepší manipulaci s detektorem.

Velmi důležitý je fakt, že výsledná kvalita obrazu není dána pouze možnostmi detektoru. Celková kvalita snímku je ovlivňována celým akvizičním systémem a parametry přístroje. Tuto skutečnost při měření musíme vždycky respektovat, proto některé změřené údaje mohou být zkreslené.

5.7 Závěrečné vyhodnocení

Porovnáním fotografického filmu, nepřímé digitalizace a přímé digitalizace s nepřímou konverzí z hlediska parametrů rozlišení nízkého kontrastu, prostorového rozlišení a plošné dávky je fotografický film nejlepší možností detekce rentgenového záření. I přes tyto výhody se fotografický film již dnes nepoužívá. Hlavní nevýhody filmu jsou ty, že se jedná o způsob na jedno použití, celkový provozní proces je velmi finančně nákladný, vyvolávání snímku je časově náročné a snímky se obtížně ukládají. Samotné vyvolávací zařízení je náročné na prostor. Získaný snímek již dále nelze upravovat.

V dnešní době se pojezdové rentgenové přístroje využívají s nepřímou digitalizací a stále častěji s přímou digitalizací. Výhoda nepřímé digitalizace oproti filmu je ta, že paměťová fólie je použitelná opakovaně. Nevýhoda nepřímé digitalizace v porovnání s přímou digitalizací je ta, že snímek není okamžitě zobrazen na monitoru.

Přímá digitalizace nepřináší výrazné parametrické zlepšení, oproti filmu a nepřímé digitalizaci disponuje ovšem důležitými aspekty. Plochý detektor přináší zřejmou výhodu v možnosti získání digitálního obrazu ve velice krátkém čase. Digitální obraz se snadněji archivuje a je lékařům k dispozici okamžitě, nehrozí také ztráta obrázků. Kladnou stránkou plochého detektoru jsou jeho malé rozměry a nízká hmotnost.



6 Závěr

Cílem mé bakalářské práce s názvem *Diagnostické zobrazovací metody v lékařství, využití plochých detektorů u mobilních rentgenových přístrojů* bylo vytvořit ucelený přehled diagnostických zobrazovacích metod. Popsal jsem zobrazovací metody využívající rentgenovou techniku, obzvláště jsem se zaměřil na technologii výpočetní tomografie, která je v klinické praxi zásadní diagnostickou metodou. Zabýval jsem se dále magnetickou rezonancí, jejíž využití neustále narůstá, také nukleární medicínou a ultrazvukem. U vybraných zobrazovacích metod – výpočetní tomografie, magnetická rezonance, nukleární medicína a ultrazvuk – jsem se zaobíral obrazovými artefakty. Obrazové artefakty jsou velmi podstatným aspektem v klinické praxi. Popsal jsem důvody vzniku jednotlivých artefaktů a jejich projevy na výsledném obrazu. Zjistil jsem nejnovější metody a postupy z praxe, které se využívají pro potlačení vlivu artefaktů.

Moje práce byla zaměřena na nejnovější možnost detekce rentgenového záření – plochý detektor. Uvedl jsem pozitivní a negativní aspekty dvou odlišných druhů plochých detektorů a zmínil jsem důvody, proč se v dnešní době používá v rentgenové technice většinou detektor s nepřímou konverzí.

V praktické části práce jsem měl za cíl porovnání jednotlivých možností detekce rentgenového záření u mobilních rentgenových přístrojů. Porovnával jsem přístroje využívající klasickou technologii fotografického filmu, přístroje nepřímé digitalizace využívající k detekci záření paměťovou fólii a přístroje přímé digitalizace, jež používají plochý detektor. Z hlediska zjišťovaných parametrů se mi jeví jako nejlepší způsob detekce rentgenového záření fotografický film. Kvůli velmi drahému provozu a dalším důležitým aspektům se fotografický film dnes již nepoužívá.

U jednotlivých Flat panelů jsem porovnával kvalitu a účinnost zobrazení. Ověřoval jsem vliv odlišné scintilační vrstvy u detektoru s nepřímou konverzí. Dnes se u nejnovějších přístrojů většinou používá scintilační vrstva cesia-iodidu. Ověřil jsem, že rozdílný způsob přenosu dat Flat panelu nemá žádný vliv na výslednou kvalitu obrazu.



7 Použitá literatura a internetové zdroje

7.1 Seznam použité literatury

- [1] CARVER, Elizabeth a CARVER, Barry. *Medical Imaging: Techniques, Reflection & Evaluation*. Churchill Livingstone, 2012. ISBN 978-07-020-3933-1
- [2] CURRY, III, Thomas S., DOWDEY, James E., Murry, Jr., Robert C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1990. ISBN 0-8121-1310-1
- [3] DANCE, D.R., CHRISTOFIDES, S., MAIDMENT, A.D.A., MCLEAN, I.D., NG, K.H. *Diagnostic Radiology Physics, A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014. [vid. 2017-03-18]. ISBN 978-92-131010-1. Dostupné z:
<http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1564webNew-74666420.pdf>
- [4] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004. ISBN: 80-214-2788-4
- [5] Interní materiál společnosti General Electric Healthcare
- [6] SEIDL, Zdeněk, BURGETOVÁ, Andrea, HOFFMANNOVÁ, Eva, MAŠEK, Martin, VANĚČKOVÁ, Manuela, VITÁK Tomáš. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. [vid. 2017-02-20]. ISBN 978-80-247-4108-6. Dostupné z:
<https://books.google.cz/books?id=iIREDQAAQBAJ&pg=PA36&lpg=PA36&dq=rentgen+fotografick%C3%BD+film&source=bl&ots=mvQIBIWvZz&sig=gigWYqqP000QVqJDlru82TvbIGo&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKEwiHsurp2KbSAhUDJ5oKHcPnDIQ6AEITDAI#v=onepage&q=rentgen%20fotografick%C3%BD%20film&f=false>
- [7] SVATOŠ, Josef. *Zobrazovací systémy v lékařství*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 1993. ISBN: 80-01-01047-3
- [8] ŠMORANC, Pavel. *Rentgenová technika v lékařství*. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola, 2004. ISBN: 80-85438-19-4
- [9] ZUNA, Ivan, POUŠEK, Lubomír. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2000. ISBN: 80-01-02152-1



7.2 Seznam použitých internetových zdrojů

- [10] ASTRONUKLFYZIKA. *Aplikace ionizujícího záření – jaderné a radiační metody*. [vid. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
- [11] ASTRONUKLFYZIKA. *Biologické účinky ionizujícího záření*. [vid. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
- [12] BLOG A WEB O CHEMII, ELEKTRONICE A PROGRAMOVÁNÍ. *Vlastnosti atomových jader*. [vid. 2016-11-15]. Dostupné z: <http://z-moravec.net/chemie/fyzikalne-chemicke-metody/nmr-nuklearni-magneticka-rezonance/vlastnosti-atomovych-jader/>
- [13] CT – ARTEFAKTY. *Artefakty v CT*. [vid. 2017-03-12]. Dostupné z: http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty_CT.pdf
- [14] CVIČENÍ Z ELEKTRONIKY. *Definice Fourierova rozvoje*. [vid. 2017-03-18]. Dostupné z: www.cesak.com/download.php?id=222
- [15] DIGITAL RADIOGRAPHY. *Direct Conversion*. [vid. 2017-02-23]. Dostupné z: <http://digiradiotechno.blogspot.fr/2013/05/direct-conversion.html>
- [16] EMERGENCY PHYSICIANS MONTHLY. *Imaging Artifacts: An ED Ultrasound Overview*. [vid. 2017-03-23]. Dostupné z: <http://epmonthly.com/article/imaging-artifacts-an-ed-ultrasound-overview/>
- [17] ENCYKLOPEDIE ENERGIE. *Druhy ionizujícího záření*. [vid. 2016-11-12]. Dostupné z: http://www.energyweb.cz/web/index.php?display_page=2&subitem=1&ee_chapter=3.5.2
- [18] ENCYKLOPEDIE FYZIKY. *Fotonásobič*. [vid. 2016-11-20]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/747-fotonasobic>
- [19] FYZIKA ATOMOVÉHO JÁDRA. *Stabilita atomových jader*. [vid. 2016-11-03]. Dostupné z: http://atomovejadro.wz.cz/stranky/vlastnosti_3.html
- [20] IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ – ÚČINKY A ZDROJE. *Co je ionizující záření*. [vid. 2017-04-04]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/dokumenty/Radiation-InsidePart-Czech-Feb_2017-1.pdf



[21] IZUMI, Yoshihiro, TERANUMA, Osamu, SATO, Tamotsu, UEHARA, Kazuhiro, OKADA, Hisao, TOKUDA, Satoshi, SATO, Toshiyuki. *Development of Flat – Panel X - ray Image Sensors*.

[vid. 2017-02-26]. Dostupné z: <https://cgi.sharp-world.com/corporate/info/rd/tj3/pdf/6.pdf>

[22] JÖNSSON, Marcus. *Ultrasound Artefacts*. [vid. 2017-03-25]. Dostupné z:

<http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordOid=5275495&fileOid=5275501>

[23] KÖRNER, Markus, WEBER, Christof H., WIRTH, Stefan, PFEIFER, Klaus - Jürgen, REISER, Maximilian F., TREITL, Marcus. *Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview*. [vid. 2017-02-26]. Dostupné z:

<http://spletkar3.mf.uni-lj.si/dokumenti/3aa3326b5771e70c4d94c7aa8c1c3e9c.pdf>

[24] LEEDS TEST OBJECTS. *TOR CDR*. [vid. 2017-03-07]. Dostupné z:

<http://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/tor-cdr/>

[25] NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE (NMR). *Spin a magnetický moment atomových jader*. [vid. 2017-04-05]. Dostupné z:

http://holcapek.upce.cz/teaching/Mol_spek/Mol_spek_prednaska4_NMR_teorie.pdf

[26] QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI. *Gibbs (Truncation) Artifact*. [vid. 2017-03-14].

Dostupné z: <http://mriquestions.com/gibbs-artifact.html>

[27] QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI. *Chemical Shift Artifact*. [vid. 2017-03-16]. Dostupné z:

<http://mriquestions.com/chemical-shift-artifact.html>

[28] QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI. *Susceptibility Artifact*. [vid. 2017-03-14]. Dostupné z:

<http://mriquestions.com/susceptibility-artifact.html>

[29] RADIOBIOLOGIE. *Veličiny dozimetrie ionizujícího záření*. [vid. 2017-04-21]. Dostupné z:

<http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/154.html>

[30] SAPLING LEARNING. *Electromagnetic Spectrum*. [vid. 2016-10-23]. Dostupné z:

<https://sites.google.com/site/chempendix/em-spectrum>



- [31] STÁTNI ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Zkoušky provozní stálosti – Skiagrafická digitální pracoviště*. [vid. 2017-02-24]. Dostupné z:
https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:endUKTpOKaIJ:https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/formulare/2010_doporuceni_ZPS_digi_SG.doc+&cd=7&hl=cs&ct=clnk&gl=cz
- [32] TECHNET. *Základní kámen každého foťáku. Jak vzniká obraz v objektivu*. [vid. 2017-03-25]. Dostupné z: http://technet.idnes.cz/zakladni-kamen-kazdeho-fotaku-jak-vznika-obraz-v-objektivu-pan-/tec_foto.aspx?c=A071025_103506_tec_foto_jlb
- [33] TOHETI. *PET - MR Image*. [vid. 2017-03-18]. Dostupné z:
<http://toheti.org/perch/resources/pet-mr-image.png>
- [34] TO STUDY THE BASICS OF FLUOROSCOPY. *Image intensifier*. [vid. 2017-02-14]. Dostupné z:
<https://www.slideshare.net/HuzaiifaOxford/fluoroscopy-presentation>
- [35] ULTRASOUND DIAGNOSIS OF CHEST DISEASES. *Alveolar Interstitial Syndrome*. [vid. 2017-03-23]. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/advancements-and-breakthroughs-in-ultrasound-imaging/ultrasound-diagnosis-of-chest-diseases>
- [36] ULTRAZVUKOVÉ DIAGNOSTICKÉ PŘÍSTROJE. *Hloubka průniku*. [vid. 2017-02-26]. Dostupné z: https://cw.fel.cvut.cz/wiki/_media/courses/x31let/09-ultrazvuk.pdf
- [37] WIKISKRIPTA. *Digitální subtrakční angiografie*. [vid. 2017-02-19]. Dostupné z:
http://www.wikiskripta.eu/index.php/Digit%C3%A1ln%C3%AD_subtrak%C4%8Dn%C3%AD_angiografie
- [38] WIKISKRIPTA. *Elektron-pozitronové páry*. [vid. 2016-11-28]. Dostupné z:
http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektron-pozitronov%C3%A9_p%C3%A1ry
- [39] WIKISKRIPTA. *Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky*. [vid. 2016-10-09]. Dostupné z:
http://www.wikiskripta.eu/index.php/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky

8 Přílohy

8.1 Seznam obrázků

Obrázek 1: Elektromagnetické spektrum [30]	18
Obrázek 2: Prozáření jednotlivých vrstev materiálu o různých hodnotách tlumicího koeficientu rentgenovými paprsky o intenzitě I_0 , výstupní intenzita I [5]	22
Obrázek 3: Zesilovač obrazu [34]	25
Obrázek 4: Ukázka Helikálního CT, Helical Pitch [5].....	30
Obrázek 5: První až čtvrtá generace výpočetních tomografů [5]	31
Obrázek 6: Princip plynového detektoru [5].....	33
Obrázek 7: Princip detektoru pevné fáze [5]	33
Obrázek 8: Schéma výkonného generátoru [5]	34
Obrázek 9: Výskyt stabilních nuklidů v závislosti na protonovém čísle Z a neutronovém čísle N [19]	43
Obrázek 10: Pronikavost jaderného záření [17].....	46
Obrázek 11: Schéma fotonásobiče [18]	48
Obrázek 12: Tvorba páru elektron-pozitron [38].....	49
Obrázek 13: Hloubka průniku v závislosti na frekvenci vlnění, aplikované využití [36].....	54
Obrázek 14: Ultrazvuková sonda [5]	55
Obrázek 15: Fúzovaný řez PET/CT [5]	57
Obrázek 16: Fúzovaný řez PET/MR [33].....	58
Obrázek 17: Pohybový artefakt při vyšetření mozku (vlevo), vpravo stejné vyšetření bez artefaktu [5]	59
Obrázek 18: Artefakt vlivem kovových částí (vlevo), potlačení artefaktu MAR softwarem (vpravo) [5].....	60
Obrázek 19: Kruhový artefakt způsobený vadným 16ti kanálovým multiplexem v akvizčním systému [5].....	61
Obrázek 20: Kruhový artefakt způsobený ztrátou citlivosti detektoru, odstraněný kalibrací přístroje [5]	61
Obrázek 21: Kruhový artefakt způsobený nežádoucí kontrastní látkou na detektoru [5].....	62
Obrázek 22: Artefakt způsobený vadným rekonstrukčním procesorem [5].....	63
Obrázek 23: Artefakt způsobený vadným rekonstrukčním procesorem [5].....	64



Obrázek 24: Porušení akvizice dat vlivem vysokonapětového výboje [5]	64
Obrázek 25: Kombinace spirálního a stupňovitého artefaktu na obrazu PET láhve naplněné vodou [5]	65
Obrázek 26: Artefakt způsobený nedostatečnou homogenitou prostředí [5].....	65
Obrázek 27: Artefakt vlivem Gibbsova jevu při vyšetření páteře, ukázka potlačení struktury Pseudosyrinx zvětšením matice pro sběr dat [26]	67
Obrázek 28: Pohybový artefakt při vyšetření hlavy [5].....	68
Obrázek 29: Artefakt vlivem magnetické susceptibility způsobený zubní výplní [5].....	69
Obrázek 30: Artefakt vlivem chemického posuvu při zobrazení ledvin [27]	71
Obrázek 31: Corduroy artefakt způsobený vadným světelným zdrojem v místnosti [5].....	72
Obrázek 32: Hole artefakt způsobený poruchou jednoho fotonásobiče [5]	73
Obrázek 33: Artefakt způsobený závadou elektronické desky pro zpracování signálu z fotonásobičů [5]	74
Obrázek 34: Artefakt vlivem chybné lineární korekce způsobený poruchou základní řídicí desky [5]	74
Obrázek 35: Artefakt způsobený chybným zapojením fotonásobičů [5].....	75
Obrázek 36: Artefakt vlivem chybné aplikace radiofarmaka [5].....	76
Obrázek 37: Artefakt „ocas komety“ při vyšetření plic [35]	78
Obrázek 38: Vznik zrcadlového artefaktu [5].....	78
Obrázek 39: Artefakt vlivem akustického stínění při vyšetření žlučníku, Artefakt vlivem akustického zesílení při vyšetření žlučníku [16]	79
Obrázek 40: Snellův zákon [32].....	80
Obrázek 41: Artefakt vlivem okrajového zkreslení [5].....	81
Obrázek 42: Plochý detektor s nepřímou konverzí [23]	84
Obrázek 43: Bezdrátový plochý detektor s nepřímou konverzí od firmy GE Healthcare	85
Obrázek 44: Obal plochého detektoru (Detector Case) [5]	86
Obrázek 45: Plochý detektor s přímou konverzí [15].....	87
Obrázek 46: Čárový fantom pro měření prostorového rozlišení	89
Obrázek 47: Fantom TOR CDR [24]	91
Obrázek 48: Fantom IQST [5]	92
Obrázek 49: Ukázka vyhodnocení rozlišení nízkého kontrastu.....	93
Obrázek 50: Ukázka vyhodnocení prostorového rozlišení.....	94
Obrázek 51: Ukázka vyhodnocení zkoušky souladu radiačního a světelného pole	97



8.2 Seznam tabulek

Tabulka 1: Přehled významných CT čísel [39]	21
Tabulka 2: Rezonanční vlastnosti některých atomových jader [12]	36
Tabulka 3: Rychlost šíření ultrazvukové vlny a akustická impedance daného prostředí [5].....	54
Tabulka 4: Rozdělení látek podle hodnoty relativní permeability a hodnoty magnetické susceptibility	69
Tabulka 5: Parametry plochého detektoru [5].....	85
Tabulka 6: Tabulka hodnot prostorového rozlišení fantomu TOR CDR	90
Tabulka 7: Tabulka hodnot rozlišení nízkého kontrastu fantomu TOR CDR	90
Tabulka 9: Tabulka hodnot rozlišení nízkého kontrastu fantomu TOR 18 FG.....	91
Tabulka 10: Tabulka hodnot prostorového rozlišení fantomu IQST	92
Tabulka 11: Výsledky prvního měření – nepřímá digitalizace.....	98
Tabulka 12: Výsledky druhého měření – nepřímá digitalizace	99
Tabulka 13: Výsledky třetího měření – nepřímá digitalizace	99
Tabulka 14: Výsledky čtvrtého měření – nepřímá digitalizace	100
Tabulka 15: Výsledky pátého měření – nepřímá digitalizace.....	100
Tabulka 16: Výsledky prvního měření – přímá digitalizace.....	101
Tabulka 17: Výsledky druhého měření – přímá digitalizace	101
Tabulka 18: Výsledky třetího měření – přímá digitalizace	102
Tabulka 19: Výsledky čtvrtého měření – přímá digitalizace	102
Tabulka 20: Výsledky pátého měření – přímá digitalizace.....	103