

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Technické principy a postupy uplatňované ke snižování dávky záření při CT
vyšetřeních

Tomáš Dušek

Bakalářská práce

2013

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tomáš Dušek**
Osobní číslo: **Z10249**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Technické principy a postupy uplatňované ke snižování dávky záření při CT vyšetřeních**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:


1. DRASTICH, Aleš. Tomografické zobrazovací systémy. 1. vyd. Brno: VUT, 2004. 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
2. ULLMANN, Vojtěch. Astronuklfyzika [online]. [cit. 2012-03-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/index.htm>.
3. KLENER, Vladislav. Principy a praxe radiační ochrany. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6.
4. ŠMORANC, Pavel. Rentgenová technika v lékařství. Pardubice: SPŠE a VOŠ Pardubice, 2004. 264 s. ISBN 80-85438-19-4.
5. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, 2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Oldřich Blažek**
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: **1. října 2012**
Termín odevzdání bakalářské práce: **9. května 2013**


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 6. března 2013

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat všem, kteří jakkoliv přispěli při zpracování mojí bakalářské práce. V první řadě mé poděkování patří vedoucímu bakalářské práce Ing. Oldřichu Blažkovi za jeho cenné rady, konzultace, trpělivost a užitečné připomínky, které vedly k úspěšnému vypracování této práce.

Dále bych chtěl poděkovat své rodině, přátelům a všem, kteří mě po celou dobu psaní práce, ale i studia podporovali.

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 25. 4. 2013

Tomáš Dušek

ANOTACE

Bakalářská práce je zaměřená na zjištění a popsání hlavních technických pokroků, které snižují pacientům absorbovanou dávku ionizujícího záření během vyšetření na výpočetním tomografu. Cílem této práce je vysvětlit jednotlivé systémy, jejich historický vývoj a efektivitu pro snížení radiační zátěže při vyšetření pacienta. V praktickém měření na fantomu doložíme míru redukce šumu při použití iterativní rekonstrukce v porovnání s filtrovanou zpětnou rekonstrukcí obrazu.

KLÍČOVÁ SLOVA

výpočetní tomograf, radiační dávka, efektivní dávka, šum, filtrovaná zpětná projekce, iterativní rekonstrukce

TITLE

Technical principles and procedures used to reduce radiation dose during CT scans

ANNOTATION

The thesis is focused on identifying and describing the major technical advances that reduce the patient's absorbed dose of ionizing radiation during examination using computational tomography. The aim of this thesis is to explain the various systems, their historical development and efficiency to reduce the radiation exposure of the patient. In practical measurements on the phantom it will be demonstrated noise reduction when using iterative reconstruction compared with filtered back projection image reconstruction.

KEYWORDS

computed tomography, radiation dose, effective dose, noise, filtered back projection, iterative reconstruction

Obsah

Úvod.....	13
1 Současný stav problematiky	16
2 Historie radiodiagnostiky.....	20
2.1 Obecně.....	20
2.2 Tomografické výpočetní techniky.....	21
3 Teorie ionizujícího záření	24
3.1 Fyzikální vlastnosti ionizujícího záření	24
3.2 Zdroje ionizujícího záření	24
3.3 Interakce s hmotou	25
3.3.1 Fotoelektrický jev	25
3.3.2 Comptonův rozptyl	26
3.3.3 Tvorba elektron-pozitronových párů	26
3.4 Radiobiologické účinky a rizika.....	28
3.5 Základní principy ochrany a ALARA.....	29
3.5.1 Princip ALARA	29
3.5.2 Ochrana a pacientů a civilistů.....	30
3.5.3 Ochrana radiačních pracovníků	30
4 Základní princip CT.....	31
5 Měření dávky ionizujícího záření	32
5.1 Absorbovaná dávka.....	33
5.2 Ekvivalentní dávka.....	33
5.3 Efektivní dávka	34
5.4 Měření dávky u CT	35
5.4.1 CTDI.....	35

5.4.2	CTDI ₁₀₀	35
5.4.3	CTDI _w	37
5.4.4	CTDI _{vol}	38
5.4.5	DLP	39
5.4.6	Efektivní dávka E.....	40
6	HW vybavení pro redukci dávky	41
6.1	Zdroj.....	41
6.2	Rentgenka.....	43
6.3	Detektor.....	45
6.4	Stůl	47
6.5	Helikální snímání	48
6.6	Adaptivní kolimace	49
6.7	Multislice.....	50
6.8	Dual source/energy.....	51
6.9	Šum	54
7	SW vybavení pro redukci dávky.....	56
7.1	Automatické nastavení napětí	56
7.2	Adaptivní nastavení proudu	57
7.3	Řízené vypínání záření v kritických polohách	59
7.4	Spouštěný scan EKG.....	60
7.5	Rekonstrukce obrazu výpočetního tomografu	61
7.5.1	Zpětná projekce.....	62
7.5.2	Zpětná filtrovaná projekce	64
7.5.3	Iterativní rekonstrukce	66
8	Měření na fantomu.....	70

9	Diskuze	78
10	Závěr	80
11	Seznam bibliografických citací.....	81

Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 1 NCRP č. 95 a č. 160, rozdělení zdrojů ionizujícího záření na expozici obyvatel USA.	17
Obrázek 2 NCRP č. 160, rozdělení zdrojů ionizujícího záření na expozici obyvatel USA z roku 2006.	17
Obrázek 3 Nákres Crooksovy katodové trubice.	20
Obrázek 4 EMI MARK I.	22
Obrázek 5 Axiální řezy mozku z let 1972 (vlevo) a 2010 (vpravo).	23
Obrázek 6 Základní děje interakce fotonu s látkou.	27
Obrázek 7 Tělní a hlavový akrylátový PMMA fantom pro měření $CTDI_{100}$	36
Obrázek 8 Rozložení měřících bodů na PMMA fantomu.	37
Obrázek 9 Vliv pitch faktoru na $CTDI_{vol}$	38
Obrázek 10 DLP.	39
Obrázek 11 Blokové schéma VN generátoru.	42
Obrázek 12 Schéma rentgenky a jejího napájení.	44
Obrázek 13 Detektorový věnec výpočetního tomografu.	45
Obrázek 14 Subset detektoru včetně kolimátoru a elektroniky.	47
Obrázek 15 Princip helikálního náběru obrazových dat.	48
Obrázek 16 Princip adaptivní kolimace.	49
Obrázek 17 Srovnání singleslice a multislice CT.	50
Obrázek 18 Schéma dual-energy CT.	51
Obrázek 19 RTG spektrum dual-energy CT.	52
Obrázek 20 Rozdílná atenuace v kosti a iodu pro RTG záření rozdílné energie.	53
Obrázek 21 Oblasti měření na vodním QA fantomu.	55
Obrázek 22 Automatické nastavení napětí.	56
Obrázek 23 Modulace proudu dle atenuace RTG svazku.	58

Obrázek 24 Výkon rentgenky během skenu.....	59
Obrázek 25 Pulzní skenování dle průběhu EKG křivky.....	60
Obrázek 26 Náběr dat řezu z několika projekcí.....	63
Obrázek 27 Rekonstrukce řezu obrazu metodou zpětné projekce. ⁰	63
Obrázek 28 Příklad konvolučního filtru použitého k filtraci signálu, typ horní propust'.....	64
Obrázek 29 Projev star efektu v závislosti na počtu projekcí v řezu a jeho ovlivnění filtrací.	65
Obrázek 30 Beam-hardening artefakt.....	65
Obrázek 31 Schéma funkce dvou typů iterativních rekonstrukcí, IRIS a SAFIRE.....	67
Obrázek 32 Obrazový šum při rekonstrukci zpětnou filtrovanou projekcí (vlevo) a iterativní rekonstrukcí (vpravo), redukce šumu o 32% při použití IR.	68
Obrázek 33 Fantom na CT.....	70
Obrázek 34 Toposcan fantomovy hlavy (vlevo) a pánve s břichem (vpravo).....	71
Obrázek 35 CT mozku, rekonstrukce FBP (nahore) a iterativní rekonstrukcí SAFIRE (dole).	72
Obrázek 36 CT pánve, rekonstrukce FBP (nahore) a iterativní rekonstrukcí SAFIRE (dole).	75
Obrázek 37 Závislost obrazového šumu na proudu s ohledem na typu rekonstrukce.....	76
Obrázek 38 Somatom definition fruit.....	79
Tabulka 1 Růst počtu CT přístrojů a vyšetření v letech.	19
Tabulka 2 Standardní konverzní faktory EDLP.	40
Tabulka 3 Redukce skenovacích parametrů a dávky pro mozek.....	73
Tabulka 4 Redukce skenovacích parametrů a dávky pro pánev.....	74
Tabulka 5 Redukce obrazového šumu a dávky ionizujícího záření iterativní rekonstrukcí.	77

Seznam zkratek a terminologie

ALARA – As Low As Reasonably Achievable (“Tak nízké, jak je rozumně dosažitelné“)

AP – anterior posterior (předozaďní)

CT – computed tomography (výpočetní tomograf)

CARE Dose 4D – systém adaptivní modulace proudu firmy Siemens

Dual-source – dvou zdrojové CT

Dual-energy – dvou energetické CT

FBP – filtered back projection (filtrovaná zpěťná projekce)

IRIS – Iterative Reconstruction in Image Space

IR – Iterative reconstruction (iterativní rekonstrukce)

Low dose scan – nízko-dávkové skeny

Multisllice detektor – víceřadý detektor

NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements (národní americká rada pro radiační ochranu před zářením)

RTG – rentgenovo záření

SAFIRE – Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction

ÚZIS – Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR

VRT – volume rendering techniques

Úvod

Nejužívanější metodou radiodiagnostiky je dnes běžné rentgenové vyšetření umožňující pohled pod povrch těla pacienta. To ovšem naráží na mnoho omezení, jako je špatné zobrazení měkkých tkání a omezená schopnost prostorového rozlišení. Proto se poslední dobou stále více rozšiřuje vyšetření pomocí výpočetní tomografie (CT), která je nejsofistikovanější radiodiagnostickou metodou využívající ionizujícího záření.

Například v diagnostice polytraumat je nezastupitelnou zobrazovací metodou, jelikož podává výborné prostorové údaje o celém těle, včetně velmi dobrého zobrazení měkkých tkání během několika málo vteřin.

Práce je zaměřena na popsání technických postupů a principů využívaných pro snižování radiačního zatížení pacientů při CT vyšetřeních. Z důvodů výše zmíněných patří vyšetření výpočetním tomografem mezi nejběžnější radiodiagnostická vyšetření, bohužel s velmi vysokou radiační zátěží. To začíná být v dnešní době značný problém, jelikož dostupnost CT přístrojů je veliká a značně také narůstá indikace lékařů k těmto vyšetřením. Proto je potřeba se zabývat různými možnostmi a technickými inovacemi, které snižují radiační zátěž při vyšetření. Tento problém se týká nejen výpočetních tomografů, nýbrž celého zdravotnického oboru radiodiagnostiky.

Cíle práce:

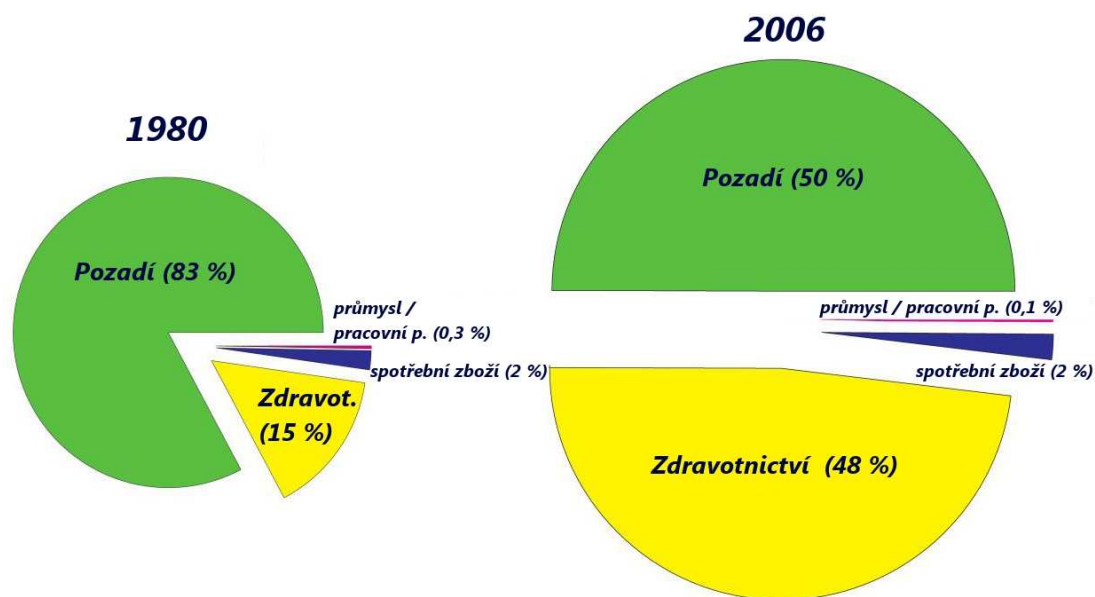
1. Vysvětlit radiačně hygienickou problematiku vyšetření výpočetním tomografem.
2. Popsat a vysvětlit technické inovace sloužící pro snížení dávky ionizujícího záření při CT vyšetřeních.
3. Praktickým měřením doložit vliv iterativní rekonstrukce obrazu na snížení dávky ionizujícího záření při CT vyšetření.

TEORETICKÁ ČÁST

1 Současný stav problematiky

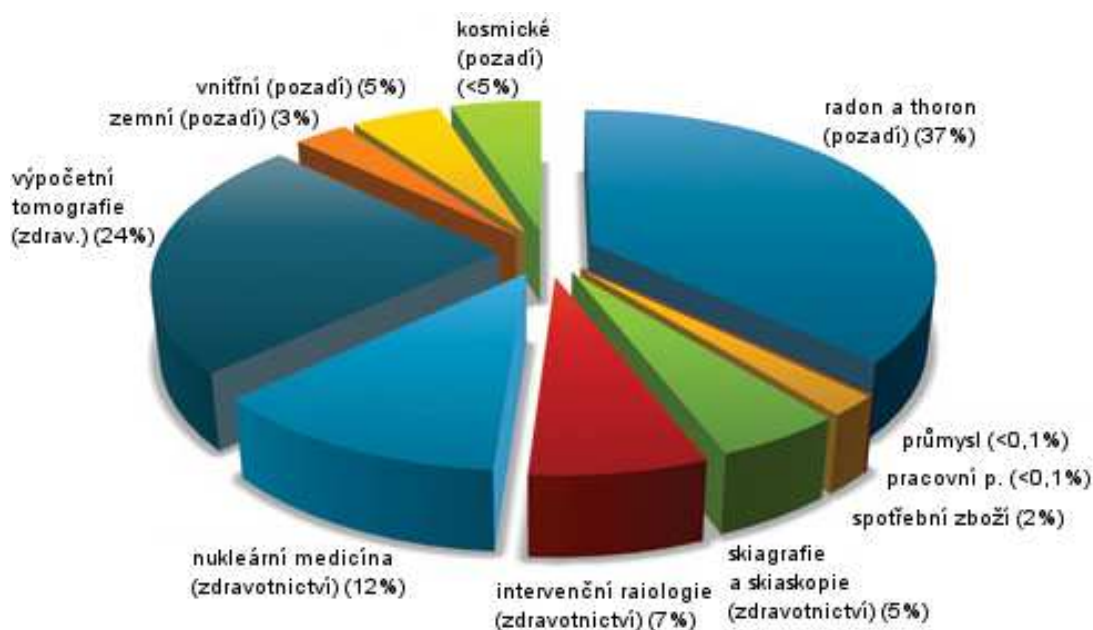
Podle americké studie se mezi roky 1996-2010 zvýšil počet CT vyšetření z 52 na 149/1000 dospělých za rok. Údaje v absolutních číslech říkají, že v roce 1980 bylo uskutečněno 3 miliony CT vyšetření oproti 80 milionům vyšetření v roce 2010, s každoročním nárůstem o 7,8%. A právě zde je vidět enormní nárůst kolektivní dávky záření populaci, byť za uplynulých 30 let udělala CT technika velký pokrok, co se týká snížení dávky záření při vyšetření. Studie hovoří o nárůstu průměrné efektivní dávky na osobu za oněch 15 let z 1.2mSv v roce 1996 na 2.3mSv do roku 2010, v rámci celé lékařské diagnostiky. Z této studie 3.9% pacientů překonali roční kumulativní dávku 50mSv, což odpovídá přibližně 8 CT skenům hrudníku nebo 2800 RTG snímkům plic! To je hodnota maximálního limitu radiačních pracovníků v České republice. Odhaduje se, že diagnostické ozáření bude mít na svědomí cca 2% všech onkologických onemocnění. Velmi vážné jsou dopady radiační zátěže na dětské pacienty, u kterých do budoucna indukují asi 3x vyšší pravděpodobnost vzniku karcinogeneze oproti dospělým. [1, 2, 3]

Následující grafy vydané americkou radou pro radiační ochranu NCRP dokládají enormní nárůst dávek ionizujícího záření ze zdravotního sektoru, podílejících se na celkové přijaté dávce populaci. Obrázek 1 znázorňuje nárůst dávek ionizujícího záření ze zdravotního sektoru v poměru celoroční zátěže obyvatel USA v průběhu necelých 30 let. Efektivní dávka narostla z 3.6mSv na 6.2mSv, zdravotnictví přispělo nárůstem o 2,5mSv. Hlavními přispěvateli ve zdravotní péči jsou intervenční radiologie, nukleární medicína a výpočetní tomografie viz obr. 2. Výpočetní tomografie nese v dnešní době největší podíl na příspěvku kolektivní radiační zátěže ve zdravotním sektoru. [1, 3, 4]



Rok	1980	2006
Kolektivní efektivní dávka (Sv)	835.000	1.870.000
Efektivní dávka na osobu (mSv)	3,6	6,2

Obrázek 1 NCRP č. 95 a č. 160, rozdělení zdrojů ionizujícího záření na expozici obyvatel USA.¹



Obrázek 2 NCRP č. 160, rozdělení zdrojů ionizujícího záření na expozici obyvatel USA z roku 2006.²

¹ Physics Department: The Radiation Information Network. Idaho State University [online]. [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: <http://www.physics.isu.edu/radinf/popdose.htm>

² FREIHERR, Greg. Ionizing radiation exposure skyrockets 1980s. Diagnostic imaging [online]. 2009 [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: <http://www.diagnosticimaging.com/articles/ionizing-radiation-exposure-skyrockets-1980s-0>

Vývoj radiační zátěže indukované zdravotnictvím USA je dobrým příkladem pro odhad vývoje v jiných zemích světa. Z důvodu postupného vybavování zdravotnických zařízení méně vyspělých zemí výpočetními tomografy, což vede k nadměrné dostupnosti a indikaci těchto vyšetření.

Dříve celkem vzácné vyšetření na výpočetním tomografu, na které byli i více než měsíční čekací doby se v České republice v posledních 10 letech stává naprosto běžnou vyšetřovací modalitou téměř bez čekací doby, a to navíc velmi hojně využívající. To je ovšem závažný problém vzhledem k absorbovaným dávkám při těchto vyšetřeních, které se dají z pohledu pacienta považovat za nejvyšší, ačkoli dávky u vybraných vyšetření na oddělení nukleární medicíny nebo angiografických sálech jsou podstatně vyšší. Jenže CT vyšetření může běžně pacient podstoupit několikrát za život nebo také za rok, nemluvě o duplicitních vyšetřeních. A to v případě, že se CT vyšetření hrudníku rovná přibližně 350 skiagrafickým snímkům těže oblasti, není zrovna zanedbatelné. Neboli, pacient je zatížen dávkou radiace, kterou přijme z přírodního pozadí v horizontu 2-3 let. [2]

Statistická data z oboru radiodiagnostiky uvedená Ústavem zdravotnických informací a statistiky ČR (ÚZIS) viz tabulka 1. říkají, že mezi roky 2000 až 2011 došlo k nárůstu počtu výpočetních tomografů v České republice o 55,5% z 99 na 154 kusů. S nárůstem počtu výpočetních tomografů koreloval i počet vyšetření, který se zvýšil o 59,9% z 582.284 na 931.188 vyšetření. Vyšší procentuální nárůst vyšetření oproti nárůstu přístrojů můžeme vysvětlit zvyšující se indikací k vyšetření, tak i použitím moderních rychlejších přístrojů, které dovolí vyšetřit více pacientů. Srovnání se statistikami z USA, v roce 2010 bylo provedeno v USA 149 vyšetření na 1000 obyvatel, v České republice 87 vyšetření na 1000 obyvatel. Ohledně nárůstu vyšetření na 1000 obyvatel došlo v České republice k progresu ze 71 vyšetření v roce 2006 na 89 vyšetření v roce 2011. [5, 6]

Tabulka 1 Růst počtu CT přístrojů a vyšetření v letech.³⁴

rok	2000	2006	2011
počet CT	99	129	154
počet vyšetření	582 284	725 494	931 188

Výše uvedená statistická data vypovídají o značném rozmachu výpočetních tomografů v České republice, který začal před rokem 2000 a pokračuje dodnes. Ovšem v porovnání se statistickými daty z USA, kde je počet vyšetření na tisíc obyvatel o více než 70% vyšší, se mohou zdát data generovaná ÚZIS relativně nízká.

Celosvětově došlo za posledních 30 let k masovému rozšíření radiodiagnostických metod používaných ve zdravotnictví, tím ke značnému nárůstu kolektivní dávky ionizujícího záření. Je potřeba se zamyslet nad možnými způsoby snížení příspěvku radiační zátěže ze zdravotního sektoru. Radiačně hygienické hledisko je důležitým aspektem při konstrukci moderních výpočetních tomografů.

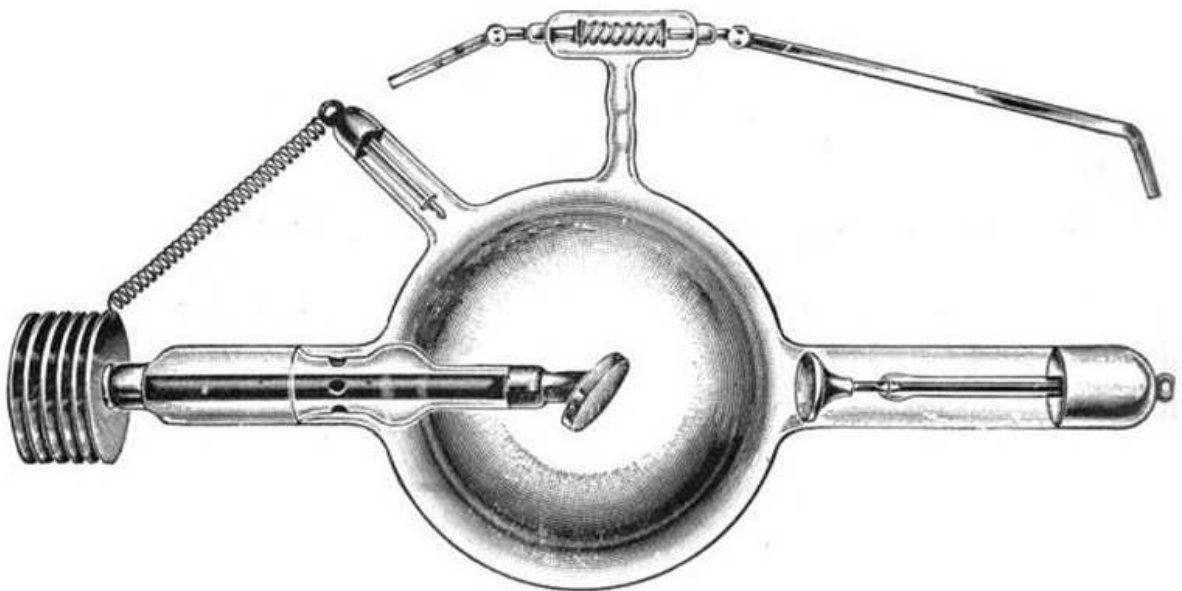
³ Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR: ÚZIS. [online]. [cit. 2013-04-14]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/category/tematicke-rady/zdravotnicka-statistika/radiologie-zobrazovaci-metody>

⁴ TRUELLOVÁ, Iva. Přístroje vybrané zdravotnické techniky v České republice. Praha, 2002. Dostupné z: <http://www.apra.ipvz.cz/download.ashx?item=170>. Atestační práce v rámci specializační přípravy. Škola veřejného zdravotnictví IPVZ. Vedoucí práce Antonín Malina.

2 Historie radiodiagnostiky

2.1 Obecně

Počátky dnes základního obrazově-diagnostického oboru radiodiagnostiky se začali psát již roku 1895, kdy Wilhelm Conrad Röntgen začal provádět výzkumy s rentgenovým zářením emitovaným katodovou trubicí, dnes běžně nazývanou rentgenka, kterou ovšem vynalezl kolem roku 1870 britský fyzik Sir William Crookes. Správný název by tedy měl znít Crooksova katodová trubice viz obr 3. V té době ještě neznámé záření „prozařující“ materiály pojmenoval roku 1895 právě Wilhelm Conrad Röntgen jako záření X. Za tento objev byla Wilhelmu Conradu Röntgenovi roku 1901 udělena Nobelova cena za fyziku, a to jako vůbec první cena v historii. Jelikož měl tento objev veliký potenciál pro medicínu, začaly se zanedlouho používat „rentgenky“ pro snímkování pacientů. Rozsáhlému a rychlému rozmachu této diagnostické metody hned v počátcích přispěl i fakt, že si Wilhelm Conrad Röntgen nenechal tento objev patentovat. V následujících obdobích pokračoval rozvoj skiagrafičtých a skiaskopických zobrazovacích metod. Až byl roku 1971 sestaven první výpočetní tomograf. [7, 8]



Obrázek 3 Nákres Crooksovy katodové trubice.⁵

⁵ Crookes tube. Wikipedia: The Free Encyclopedia [online]. [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/William_Crookes_Tube

V českých zemích se oborem fluorescence zabýval prof. Čeněk Strouhal, který neprodleně po objevu Wilhelma Conrada Röntgena uspořádal se Spolkem českých lékařů první přednášku z radiologie dne 17. 2. 1896, na jejímž závěru prof. Strouhal pronesl následující citát:

„Nelze pochybovati, že společnou prací fysiků všeho vzdělaného světa objev Röntgenův a jeho užívání se zdokonalí měrou, o níž dosud nemáme tušení. Pak dozajista i užívání objevu toho k účelům medicíny bude zdokonaleno. Fysika poskytne tu vědě sesterské mohutný prostředek diagnostický a tím otevřou se také vědě lékařské nové dráhy k objevům důležitým.“^{6 s.8}

2.2 Tomografické výpočetní techniky

Teoretické základy tvorby obrazu v CT systémech položil již roku 1917 matematik prof. Johann Radon, narozen roku 1887 v Děčíně, který sestavil integrální transformaci pro výpočet zpětné projekce obrazu, užívané v rekonstrukčních metodách výpočetní tomografie.

Roku 1971 Sir Godfrey N. Hounsfield a Allan Mc. Cormack uvedli první výpočetní tomograf do praxe s názvem EMI MARK I viz obr. 4. V roce 1974 následoval celotělový tomograf. Roku 1979 byli společně oceněni za vývoj výpočetního tomografu Nobelovou cenou za fyziologii a medicínu. [9]

První výpočetní tomograf na území České republiky, respektive Československé republiky, byl nainstalován a spuštěn ve Fakultní nemocnici v Hradci Králové na podzim roku 1979.

Historický vývoj prošel několika technickými provedeními výpočetních tomografů, které se z dnešního pohledu řadí do pěti následujících generací přístrojů.

1.generace byla tvořena bodovým rentgenovým paprskem, který z protilehlé strany snímal jeden detektor, soustava vykonávala translačně rotační pohyb a skenování jednoho řezu trvalo několik minut.

2.generace vykonávala taktéž translačně rotační pohyb, ovšem využívalo se už vějířového svazku a soustavy několika detektorů, časy na jeden řez klesly na desítky vteřin.

3.generace je tvořena vějířovým svazkem rtg záření a detektory sestavenými do věnce. Tento systém vykonává pouze pohyb rotační, doba skenu se zkrátila na několik vteřin.

⁶ ŠMORANC, Pavel. Rentgenová technika v lékařství. 1. vyd. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola Pardubice, 2004, 264 s. ISBN 80-854-3819-4.

4. generace byla tvořena velkým množstvím stacionárních detektorů v kruhovém provedení a vně této soustavy obíhala rentgenka s vějířovitým svazkem.

5. generace tzv. tomografie s elektronovým svazkem. Toto řešení neobsahovalo RTG lampu, ale elektronové dělo, elektrony byly vychylovací cívkou dovedeny na anodové terčičky, kde došlo k jejich zbrzdění. Anodové terčičky tvoří prstenec okolo pacienta, stejně jako detektory. Celá soustava je stacionární. [9,10]

V technickém vývoji výpočetních tomografů bylo několik okamžiků, které znamenaly výraznější posun techniky k dnešnímu stavu. Tím bylo v roce 1976 celotělové CT, dále v roce 1987 zavedení technologie slipring, která umožnila rotovat gantry neustále jedním směrem bez omezení. Slipring technologie umožnila v roce 1989 uvést na trh spirální výpočetní tomograf, který byl v roce 1998 povýšen na multislice se 4 řadým detektorem a rychlostí rotace gantry 0,5s. Také byla zavedena modulace mAs, která snižuje dávky ionizujícího záření při vyšetření. Od roku 2005 bylo možné použít dvou zdrojový výpočetní tomograf. A v roce 2009 byla na trh uvedena iterativní rekonstrukce obrazu. [9,10]



Obrázek 4 EMI MARK I.⁷

⁷ Science museum. [online]. [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: <http://www.sciencemuseum.org.uk/broughttolife/objects/display.aspx?id=6826&image=4>

Porovnání axiálních řezů mozku z let 1972 (rozlišení 80x80 pix., 8 odstínů šedi, otočka gantry 4 min. na 1x10 mm řez, rekonstrukce 1 řezu 7 minut) a 2010 (rozlišení 512x512 pix., 4096 odstínů šedi (výběr středem a šíří okna), otočka gantry 0.28 s na 256x0.5 mm řezů, doba rekonstrukce všech řezů v sekundách) viz obr. 5.



Obrázek 5 Axiální řezy mozku z let 1972 (vlevo) a 2010 (vpravo).⁸⁹

Všechny generace CT měly za cíl zvýšit rychlost vyšetření, zvětšit rozlišení, kvalitu obrazu a jeho co nejvěrnější rekonstrukci. Do dnešní doby uspěla konstrukce pouze 3tí generace, která neustále prochází dalšími a dalšími vylepšeními.

Více než 40 let již uběhlo od prvního klinického CT vyšetření, které se konalo 1. 10. 1971 v Atkinson Morley's Hospital v Londýně.

⁸ Impactscan. [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>

⁹ SIEMENS MEDICAL. SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2010, s. 36 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: https://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/gg_ct_FBAs/files/brochures/SAFIRE_Brochure.pdf

3 Teorie ionizujícího záření

3.1 Fyzikální vlastnosti ionizujícího záření

Za ionizující záření považujeme to, které má schopnost při průchodu látkou tvořit z atomů ionty. Ionizující záření můžeme dělit buď na přímo a nepřímo ionizující záření nebo na korpuskulární a elektromagnetické. Dělení záření podle přímé nebo nepřímé ionizace je závislé na jeho náboji, záření přímo ionizující má náboj, jako například záření alfa, beta+/-, elektrony, protony atd. Záření nepřímo ionizující náboj nemá, jako fotony, neutrony atd. Dělení záření na korpuskulární (elektrony, alfa, neutrony) a elektromagnetické (rtg záření, gama záření) je dle jeho způsobu šíření jako hmotných částic nebo elektromagnetického vlnění s danou vlnovou délkou a tomu odpovídající frekvencí. Důležitou vlastností ionizujícího záření je jeho energie, která mu dává schopnost ionizovat prostředí, kterým prochází. Za minimální energii, při které je záření schopné vyvolávat ionizaci, se považuje energie na úrovni 5eV, což ovšem neplatí pro záření neutronové a beta+ neboli pozitrony. [11]

3.2 Zdroje ionizujícího záření

Ionizující záření se naprosto přirozeně vyskytuje v přírodě i vesmíru. Jeho zdroje můžeme dělit na přírodní a umělé.

Mezi přírodní zdroje patří radioaktivní prvky (^{238}U , ^{232}Th) a jejich dceřiné produkty (^{222}Rn , ^{216}Po) a další. Právě radon je přírodním zdrojem ionizujícího záření, který nese největší podíl na ozáření z přírodního pozadí. Problematika radonu se týká především budov, kam prostupuje z půdy a podzemní vody, rozpadem uranu a radia, jelikož se jedná o vzácný plyn. Nebezpečné pro člověka jsou především produkty jeho rozpadu, jakými jsou izotopy polonia, které při své přeměně emitují alfa částice, právě ty mají velký lineární přenos energie. Mimo jiné se radon využívá pro diagnostiku podzemní vody v geologii, ale také k léčbě v jáchymovských lázních. Dalšími přírodními zdroji záření jsou kosmická tělesa jako Slunce, supernovy, a další, generující ionizující záření, kterému se obecně říká záření kosmické, tvořené převážně protony, alfa částicemi a elektrony. Před tímto kosmickým zářením nás

na Zemi chrání Van Allenovy radiační pásy tvořené magnetickým polem Země. Přírodní radionuklid ^{222}Rn je zodpovědný až za 50% dávky z celkového ozáření populace. [11]

Umělými zdroji ionizujícího záření rozumíme ty, které se v přírodě nevyskytují, případně si je vyrábíme pro naši potřebu. Řadíme sem jaderné zbraně, reaktory, urychlovače částic jako cyklotrony, lineární urychlovače, které nacházejí využití v radiační onkologii. Také sem patří uměle vyrobené radioaktivní chemické prvky jako plutonium, americium, nobelium a další. V radiodiagnostice se jako umělý zdroj záření používá Crooksova vakuová trubice známá pod názvem rentgenka emitující rentgenovo záření o volitelné energii, která je vhodná pro RTG diagnostiku. Momentálně lékařské ozáření přispívá v České republice asi 11% z celkové dávky populace. Naproti tomu v USA je tato část až 50%. [1, 5, 11]

3.3 Interakce s hmotou

Z výše uvedeného vyplývá, že v radiodiagnostice se mimo oblasti nukleární medicíny používá pro tvorbu obrazu výhradně rentgenovo záření, a to hned z několika důvodů. Pokud je RTG zářič ve vypnutém stavu, tak negeneruje žádné ionizující záření, což zdroje záření užívané v nukleární medicíně nesplňují a musí se komplikovaně stínit, ale i přesto s ním musí být nakládáno jako se zdrojem ionizujícího záření dle atomového zákona pro mírové užití těchto zdrojů. Další výhodou je, že můžeme snadno volit energii záření a tím jeho prostupnost hmotou, mimo toho můžeme také volit jeho množství. Elektromagnetické záření může v hmotě interagovat několika způsoby, zde zmíníme pouze tři základní interakce s hmotou, tyto děje probíhají v závislosti na energii záření.

3.3.1 Fotoelektrický jev

Tento děj se uplatňuje při nižších energiích fotonů. Nastává, pokud foton předá veškerou svoji energii obalovému elektronu a zanikne. Energie předaná musí být tak veliká, aby překonala vazebné síly, které drží elektron ve slupce atomu a ještě mu dodala dostatečnou kinetickou energii. Výsledná kinetická energie elektronu poté bude energie fotonu snižená o vazebnou energii elektronu. Tímto způsobem uvolněné elektrony z obalu atomu se nazývají fotoelektrony. Místo po uvolnění elektronu obsadí elektron z vyšší slupky obalu a vyzáří nadbytečnou energii ve formě elektromagnetického záření viz obr. 6. Tento jev se mimo jiné

užívá u polovodičových detektorů záření nebo v případě solární energetiky, kde uvolněné elektrony působí jako nosič náboje. [12]

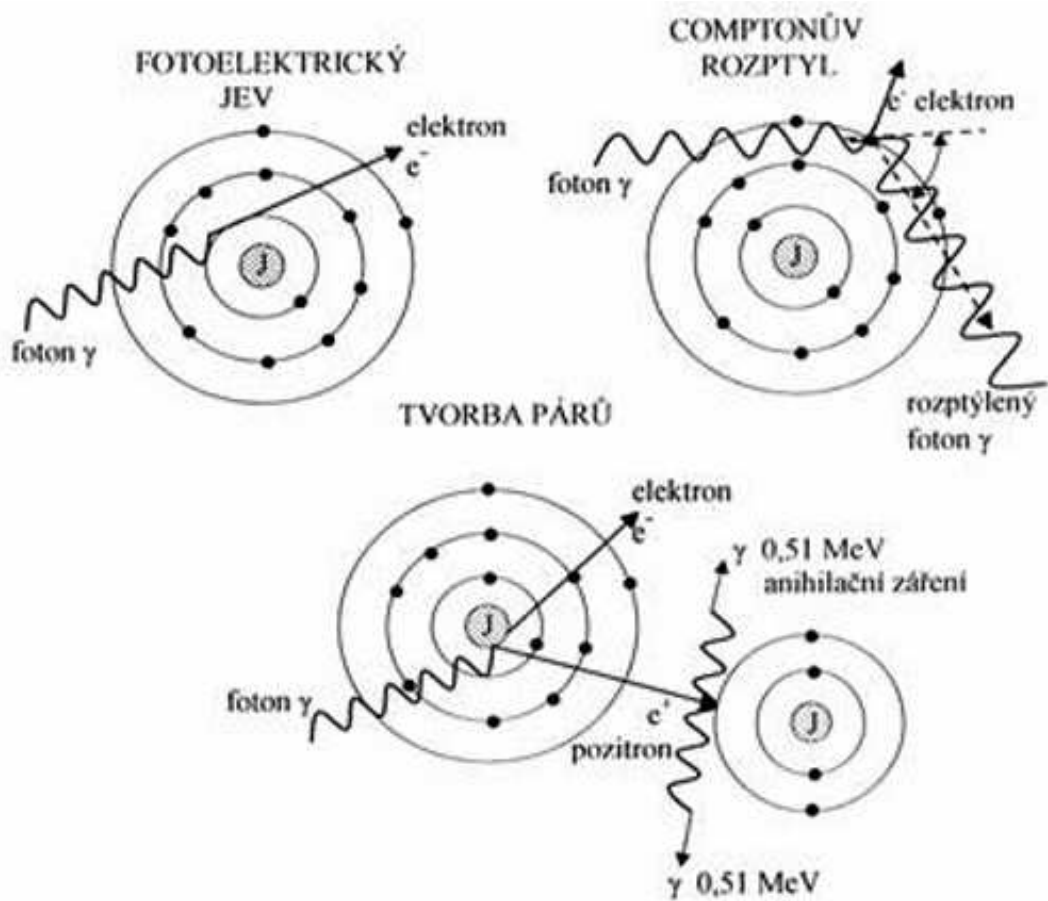
3.3.2 Comptonův rozptyl

Tento jev se uplatňuje při středních až vyšších energiích fotonu. Jedná se v podstatě o srážku fotonu s obalovým elektronem, který excituje ze svého orbitalu do prostředí, ovšem foton nezaniká jako v případě fotoefektu, ale pokračuje dál, z místa srážky odchýlen o daný úhel. Velikost odchýlení fotonu z jeho směru je přímo závislá na množství předané energie elektronu. Čím menší množství kinetické energie předá foton elektronu, tím méně je vychýlen ze svého směru. Po srážce foton pokračuje dále v novém směru s nižší energií a tím úměrně delší vlnovou délkou. Tento foton prodělává další a další comptonovy rozptyly, až nakonec zanikne fotoefektem viz obr. 6. [12]

Toto je nejčastěji se projevující jev v radiodiagnostice, díky kterému získáváme obraz o denzitních rozdílech tkáně, ovšem komptonovsky rozptýlené fotony o velmi nízkých energiích, které navíc dopadají na detektor v jiných místech, než na přímce zdroj-detektor, nám silně zvyšují šum v obraze a tím snižují výslednou kvalitu obrazu. Tento výsledný šum v obraze se snažíme eliminovat jak filtrací (utvrzením) vstupního svazku záření, tak rastrem před detektorem obrazu. [7]

3.3.3 Tvorba elektron-pozitronových párů

Tento jev se uskutečňuje až při vysokých energiích elektromagnetického záření začínající na úrovni 1,022 MeV a uplatňuje se od této hranice výše až na TeV. Jev nastává při průletu fotonu v těsné blízkosti atomového jádra, kde se pod vlivem elektrického pole jádra atomu foton přemění na elektron a pozitron, přebytečnou energii foton předává jádru atomu. Po krátkém letu pozitron anihiluje s elektronem v okolí a za vzniku dvou anihilačních kvant o energii 511 keV oba zanikají viz obr. 6. Vzniklý elektron pokračuje ve svém směru a ionizuje okolí, až uvízne v obalu některého atomu. Tvorba elektron-pozitronových párů probíhá na atomech s vysokým protonovým číslem, s jádry atomů s velkým nábojem a při vysokých energiích fotonů. [12]



Obrázek 6 Základní děje interakce fotonu s látkou.¹⁰

¹⁰ HUŠÁK, Václav. Jihočeská univerzita: Interakce ionizujícího záření s prostředím. [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch01.htm

3.4 Radiobiologické účinky a rizika

Radiobiologie je obor zabývající se účinky ionizujícího záření na živou hmotu. Na základě výzkumů víme, že účinky ionizujícího záření na živou hmotu se projevují u všech forem života v závislosti na přijaté dávce, formě života i individuálních dispozic. Účinky se dají rozdělit na přímé a nepřímé. Přímé účinky jsou takové, kdy ionizující záření působí zlomy šroubovice DNA nebo při vysokých expozicích narušuje přímo celulární strukturu buněk. Za nepřímé účinky považujeme ty, kdy buněčné poškození působí radikály vody, které vznikají radiolýzou vody při průchodu záření živou hmotou. Těchto radiobiologických účinků se využívá v radiační onkologii, na kterou má radiobiologie přímou vazbu.

Rizika způsobená ionizujícím zářením jsou dělitelná na dva typy, a to deterministická a stochastická. O deterministických účincích mluvíme v případě, že přijatá dávka překročí práh o definované úrovni, u které jistě víme, že dojde k poškození ozářené tkáně, proto zde udáváme prahové dávky. Prahové dávky mají pro různé tkáně různou výši, například pro oční čočku se udává v doporučení mezinárodní komise radiologické ochrany ICRP 103 jednorázová prahová dávka 0,5 až 2Gy pro zjistitelné zákaly. Tento práh je zvýšen frakcionací dávky. Stochastické účinky jsou takové, které s nějakou pravděpodobností můžou v budoucnu vyvolat nežádoucí změny ozářené tkáně. Rizikovitost malých dávek se určuje pomocí extrapolace z vysokých dávek, tudíž závislost rizika na dávce je přímo úměrná. Používá se k tomu LNT model, který říká, že záření je vždy považováno za škodlivé, v lineární závislosti, bez jakékoli prahové hodnoty. Z toho vyplývá, že není malých dávek a jakákoliv může hypoteticky vyvolat karcinogenezi. [11, 12, 13]

3.5 Základní principy ochrany a ALARA

Základní principy radiační ochrany před ionizujícím zářením platí pro ochranu populace, rozdělitelnou do kategorií civilistů, pacientů a radiačních pracovníků.

Ochrana časem, jelikož není možno dodat dávku záření v nulovém čase, ale přijatá dávka je přímo úměrná době expozice, je možno se před obdrženou dávkou chránit maximálním snížením času expozice v zamořeném prostoru nebo manipulací se zdrojem ionizujícího záření.

Ochrana vzdáleností, jelikož plošný dávkový příkon klesá nepřímo úměrně s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. Možnou ochranou před zdrojem ionizujícího záření je pohybovat se v co největší vzdálenosti od tohoto zdroje, případně používat pro manipulaci pomůcky oddalující zdroj záření od těla.

Ochrana stíněním, užívá se materiálů absorbujících záření, které způsobují zeslabení jeho toku. Efektivita stínění je závislá přímo úměrně na protonovém čísle materiálu použitém ke stínění, energii záření a mohutnosti stínící vrstvy. Stínící schopnost se udává jako polovrstva materiálu. Různé materiály mají různou absorpci elektromagnetického záření. Prakticky se stínění používá v podobě barytových omítek, olovnatých skel, olovených plátů, ochranné olovené zástěry nebo baryových brýlí. [11, 12]

3.5.1 Princip ALARA

Na všech úrovních radiační ochrany se uplatňuje optimalizační princip ochrany ALARA (As Low As Reasonably Achievable), který říká, že dávka záření má být tak malá, jak je možné rozumně dosáhnout pro získání dostatečného diagnostického výsledku. [12]

3.5.2 Ochrana a pacientů a civilistů

Lékařské ozáření sice nepodléhá žádným limitům, ale podléhá principům radiační ochrany. Jedním z nich je princip zdůvodnění, kdy diagnostický nebo terapeutický přínos ozáření pacienta musí převýšit rizika, která ozáření představuje. Dalším v ochraně pacienta je princip optimalizace, který říká, že pacient má být ozářen minimální možnou dávkou, která ještě zajistí dobré diagnostické výsledky. Do ochrany pacientů patří i zavedení diagnostických referenčních úrovní, které by měla při ozáření pacientů jednotlivá pracoviště splňovat, případně udělat nápravná opatření pro jejich splnění. Diagnostické referenční úrovně ovšem nejsou limitními hodnotami. Kromě lékařského ozáření civilisté podléhají limitu ozáření efektivní dávkou 1mSv/rok. [11, 13]

3.5.3 Ochrana radiačních pracovníků

Ochrana radiačních pracovníků podléhá principům odůvodnění, optimalizace a limitování. Radiační pracovníci se dělí do kategorií A a B. Kategorie jsou rozděleny podle pravděpodobnosti přijmutí určité výše dávky ionizujícího záření v průběhu roku. Přijatá dávka se odvíjí od pracovního prostředí a kategorie záříčů, s nimiž pracují. Limity radiačních pracovníků jsou efektivní dávky 50mSv/rok, maximálně však 100mSv za 5let. Tito pracovníci podléhají osobní dozimetrii. [11, 13]

4 Základní princip CT

Základní princip CT přístroje spočívá v tom, že jako jediná radiodiagnostická metoda využívající rtg záření dokáže zobrazit průřezy pacientovým tělem na základě matematické rekonstrukce mnoha RTG projekcí, ale i objemové informace o skenovaném objektu, proto se jeho rozlišení udává jak v pixelech, tak voxidech. Nástup této zobrazovací techniky do klinické praxe znamenal revoluci v možnostech zobrazování.

Moderní CT přístroje jsou tvořeny zdrojem RTG záření v podobě vakuové trubice, která emituje RTG záření o požadované energii a množství. Záření prochází tělem pacienta a modulované dopadá na detektory, kterých je v jedné řadě několik set. Velikost modulace záření prošlého na detektor je dána koeficientem zeslabení, který vypovídá o absorpci záření v dané tkáni lidského těla. Systém rentgenky a detektoru kolem pacienta provádí rotační pohyb, při kterém se uskutečňují stovky snímání v rozsahu celých 360°. Z dat nabraných v tomto jednom řezu se následně matematickými operacemi vypočítává výsledný obraz. Základním obrazem vytvořeným CT přístrojem je axiální řez tělem pacienta. Z mnoha po sobě jdoucích axiálních řezů se dopočítávají řezy v rovinách koronálních a sagitálních. Možné je dopočítat i 3D zobrazení požadovaných tkání. Právě moderní CT přístroje umí tato obrazová data nabírat za pojezdu vyšetřovacího stolu, kdy dochází k náběru dat tzv. helikálním způsobem, což významně zvyšuje rychlost vyšetření. Pro zrychlení vyšetření se dnes běžně používá multidetektorových přístrojů (MDCT), které používají pro náběr dat detektor až s 320 řadami v ose Z, který umožňuje snímat 16cm délky těla pacienta. [14, 15, 16]

5 Měření dávky ionizujícího záření

Měření dávek ionizujícího záření se využívá v diagnostické medicíně z několika důvodů. Jedním z nich je ohodnocení míry rizika z ozáření, jež podstupuje pacient při diagnostickém vyšetření, které se uplatňuje především v diagnostice těhotných žen, případně u novorozenců a malých dětí. Ozáření se vždy řídí dle principu ALARA. Dále se na základě přijaté dávky dají ohodnotit budoucí pacientova rizika ohledně vzniku karcinogeneze vyvolané daným ozářením. Sledování přijatých dávek je důležité i z důvodů průběžné kontroly techniky využívající ionizující záření, protože nestandardně zvýšené dávky mohou signalizovat poruchu přístroje nebo chyby v obsluze přístroje. Sledování dávek pomáhá i při vývoji a zdokonalování RTG techniky u jednotlivých výrobců, kde poukazuje na efektivitu daných řešení vzhledem ke snížení dávek při vyšetřeních.

U dozimetrie dávek ionizujícího záření určujeme velikost absorbované dávky v jednotkách gray (Gy). Jeden gray odpovídá absorbované energii jednoho joulu v kilogramu látky. Stejnou míru přijaté energie definuje i jednotka sievert (Sv), ta ovšem bere v potaz radiační váhový faktor daného záření. Tímto vyjadřuje sievert biologické účinky záření na organismus dané typem záření a jeho energií. [11, 14]

5.1 Absorbovaná dávka

Základní dozimetrickou veličinou v radiační ochraně je absorbovaná dávka. Absorbovaná dávka je úměrná množství iontů vzniklých v daném objemu ozářené látky. Je to energie ionizujícího záření, která se absorbuje v určitém místě látky. Tato veličina se využívá pro výpočty následujících dávek. [11]

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad [\text{Gy}]$$

D - absorbovaná dávka

$d\bar{\epsilon}$ – střední energie

dm – hmotnost látky

Jednotkou absorbované dávky je gray (Gy).

5.2 Ekvivalentní dávka

Ekvivalentní dávka je radiobiologickou hodnotou udávající působení ionizujícího záření na živou tkáň. Jedná se o součin střední absorbované dávky a radiačního váhového faktoru. Radiační faktor se různí podle typu ionizujícího záření. Výsledkem je střední ekvivalentní dávka v nějaké tkáni, případně orgánu. [11]

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad [\text{Sv}]$$

H_T – ekvivalentní dávka

w_R - radiační váhový faktor

$D_{T,R}$ – střední absorbovaná dávka

Jednotkou ekvivalentní dávky je sievert (Sv)

5.3 Efektivní dávka

Efektivní dávka patří mezi radiobiologické veličiny. Používá se pro vyjádření celkové radiační zátěže osoby. Na základě efektivní dávky je možné porovnávat míru ozáření nerovnoměrně ozářených osob, i v případě ozáření různými druhy ionizujícího záření. Efektivní dávka se vztahuje ke stochastickým radiobiologickým účinkům ionizujícího záření. Hodnotu efektivní dávky získáme sumou součinů ekvivalentních dávek ve tkáni s příslušnými tkáňovými váhovými faktory. Tkáňový váhový faktor udává radiosenzitivitu jednotlivých tkání vzhledem k ionizujícímu záření a vůči ostatním tkáním. Celková suma všech tkáňových váhových faktorů dává součet 1. Výsledkem toho je, že každá tkáň má jiný podíl na celkovém riziku vzniku stochastických poškození. [11]

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad [\text{Sv}]$$

E – efektivní dávka

H_T – ekvivalentní dávka

w_T – tkáňový váhový faktor

Jednotkou efektivní dávky je sievert (Sv).

5.4 Měření dávky u CT

Výpočet a měření dávek u výpočetních tomografů je závislé na technickém provedení daného přístroje.

5.4.1 CTDI

Computed tomography dose index je základním dávkovým indexem u CT systémů. Tento dávkový index je spočítán jako integrál pod křivkou dávkového profilu jednoho řezu podél osy Z dělený jmenovitou tloušťkou řezu. Odpovídá tak singleslice CT systémům. [15, 17]

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-7T}^{+7T} D(z) \cdot dz \quad [\text{mGy}]$$

$D(z)$ - dávkový profil ve směru přímky Z kolmé k tomografické rovině, dávka se měří jako absorbovaná dávka ve vzduchu

N - počet tomografických řezů vytvořených jednou otáčkou zdroje záření

T - jmenovitá tloušťka řezu

5.4.2 CTDI₁₀₀

Computed tomography dose index₁₀₀, který je odvozen z indexu CTDI jako integrál dávkového profilu podél přímky kolmé k tomografické rovině Z v mezích od - 50 mm do + 50 mm, dělenému součinem počtu tomografických řezů N vytvořených při jedné otáčce zdroje záření o 360° a jmenovité tloušťky tomografického řezu v jedné otáčce zdroje záření. Veličinou dávky je kerma ve vzduchu, standardně se měření provádí na fantomech o průměru 160mm a 320mm, kterými simulujeme hlavu a trup. Fantomy jsou z PMMA akrylátu představujícího vodu viz obr. 7. [15, 17]

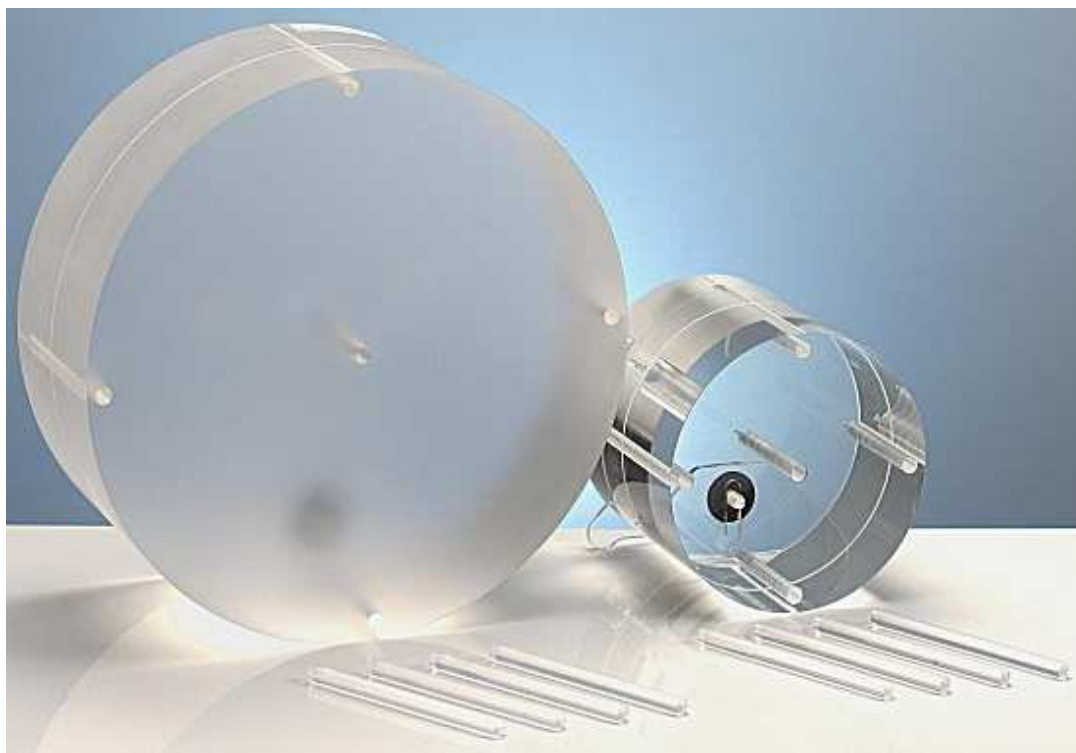
$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50mm}^{+50mm} D_a(z) \cdot dz \quad [\text{mGy}]$$

$D_a(z)$ - dávkový profil ve směru přímky Z kolmé k tomografické rovině, dávka se měří jako absorbovaná dávka ve vzduchu

N - počet tomografických řezů vytvořených jednou otáčkou zdroje záření

T – jmenovitá tloušťka řezu

Termín $CTDI_{100}$ byl zaveden proto, že představuje hodnotu dávky lépe než tradiční CTDI, integrovaný od $-7T$ do $+7T$. Měření $CTDI_{100}$ je mnohem praktičtější, protože většina používaných ionizačních komůrek pro měření dávek měří 100 mm. $CTDI_{100}$ v sobě zahrnuje dávkový nárůst vyvolaný skenováním sousedících vrstev. [15]



Obrázek 7 Tělní a hlavový akrylátový PMMA fantom pro měření $CTDI_{100}$.¹¹

¹¹ PI Medical Diagnostic Equipment B.V. [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://www.pi-medical.eu/index.php?m=1&m2=2&c=382>

5.4.3 $CTDI_w$

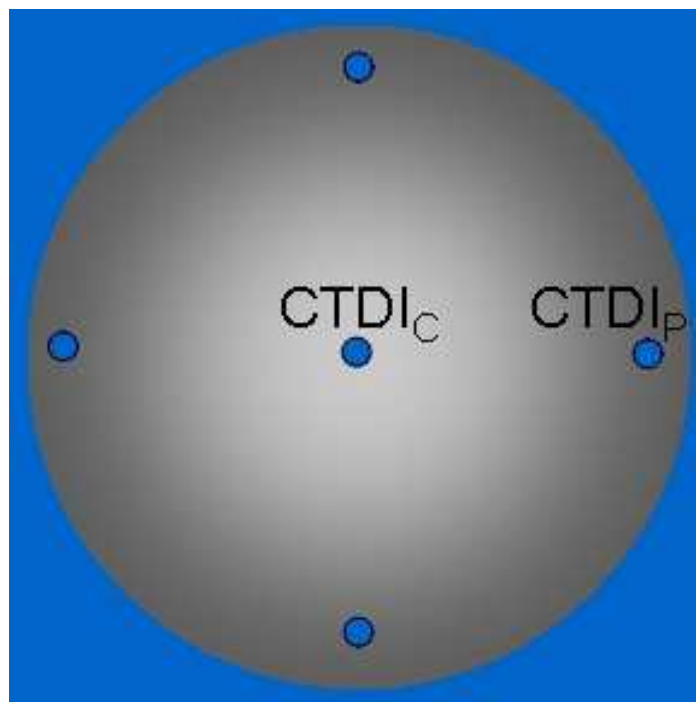
Computed tomography dose index weighted je váženým průměrem z měření $CTDI_{100}$, který bere v potaz prostorové rozložení dávky ionizujícího záření v osách X a Y jednoho tomografického řezu. Jedná se o součet dávky přijaté v centru a na periférii fantomu vzhledem k rozdílnému objemu těchto oblastí viz obr. 8. [15, 17]

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}^C + \frac{2}{3}CTDI_{100}^P \quad [\text{mGy}]$$

$CTDI_{100}^C$ – je hodnota $CTDI_{100}$ změřená ve středu fantomu

$CTDI_{100}^P$ – je hodnota $CTDI_{100}$ změřená na periférii fantomu v hloubce 10mm pod povrchem

Pomocí $CTDI_w$ zkoumáme rozdílnou absorpci záření ve středu a na okraji těla pacienta.



Obrázek 8 Rozložení měřících bodů na PMMA fantomu.¹²

¹² Impactscan. [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/principles%20of%20ct%20dosimetry/img30.html>

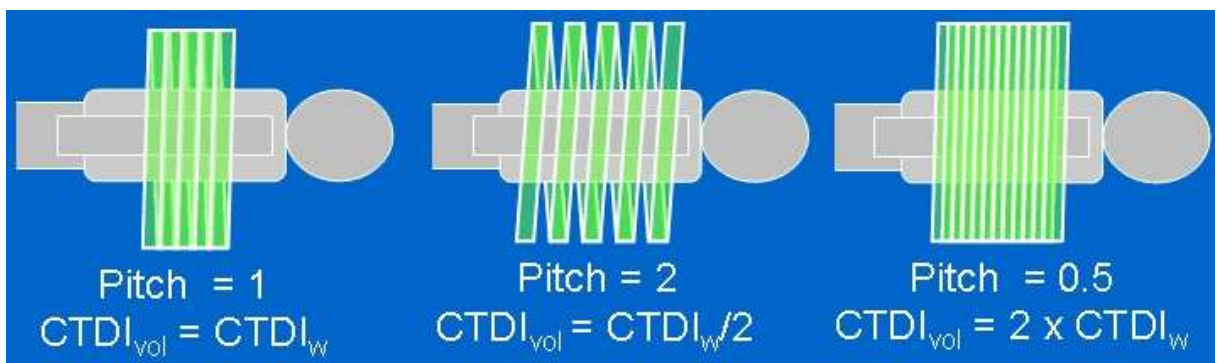
5.4.4 $CTDI_{vol}$

Computed tomography dose index volume je novým objemovým dávkovým parametrem, používaným pro distribuci dávky u výpočetních tomografů, které využívají helikálního náběru dat. Tento parametr bere v úvahu mezery mezi řezy, případně jejich překrývání v závislosti na rychlosti rotace gantry a pojezdu vyšetřovacího stolu výpočetního tomografu. Na rozdíl od $CTDI_w$ počítá s dávkovým rozložením krom os X a Y, také do osy Z, kvůli započtení pitch faktoru viz obr. 9. [15, 17]

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{1}{pitch} \quad [\text{mGy}]$$

Pitch – parametr pitch je stanoven jako počet řezů N krát jejich šířka T dělena vzdáleností posuvu stolu l po ose Z vzhledem k jedné otáčce gantry, údaje se udávají v milimetrech a parametr pitch je bezrozměrné číslo. [15, 17]

$$pitch = \frac{N \cdot T}{l}$$



Obrázek 9 Vliv pitch faktoru na $CTDI_{vol}$.¹³

¹³ Impactscan. [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z:
<http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/principles%20of%20ct%20dosimetry/img32.html>

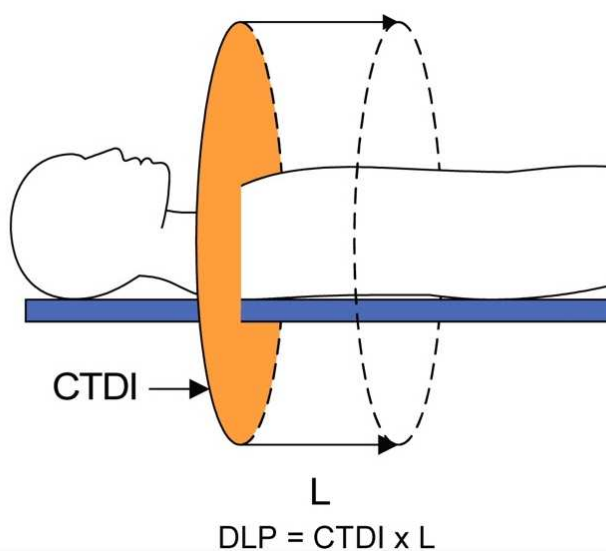
5.4.5 DLP

Dose length product je dávkovým parametrem, který se vztahuje na celý sken. Násobí se zde $CTDI_{vol}$ délkou skenu v centimetrech viz obr. 10. Díky tomu tento dávkový parametr vypovídá o celkové přijaté dávce ionizujícího záření pacientem. Parametr DLP se udává v miligray x cm. [15, 17]

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad [mGy \cdot cm]$$

L – uvádí délku skenu v centimetrech

Parametry DLP a $CTDI_{vol}$ jsou nejdůležitějšími dávkovými parametry při vyšetřeních výpočetním tomografem, proto se automaticky ukládají k obrazové dokumentaci daného vyšetření. Na základě těchto dvou parametrů se dají porovnat různé vyšetřovací protokoly v závislosti na dávce ionizujícího záření a šumu v obraze. Z tohoto srovnání jsme schopni zjistit efektivitu daných protokolů, co do výtěžnosti kvality obrázků, vzhledem k dávkám které obdrží pacient.



Obrázek 10 DLP.¹⁴

¹⁴ VERDUN, F. R., F. BOCHUD, F. GUNDINCHET, A. AROUA, P. SCHNYDER a R. MEULI. Quality Initiatives Radiation Risk: What You Should Know to Tell Your Patient I. Radiographics [online]. roč. 28, č. 7, s. 1807-1816 [cit. 2013-04-20]. ISSN 0271-5333. DOI: 10.1148/rg.287085042. Dostupné z: <http://radiographics.rsna.org/cgi/doi/10.1148/rg.287085042>

5.4.6 Efektivní dávka E

Z výše uvedených dávkových indexů je potřeba zjistit efektivní dávku, jakou obdrží ozářená osoba. Teprve na základě efektivní dávky jsme schopni ohodnotit míru rizik spjatou s daným diagnostickým ozářením a pravděpodobnost vzniku nežádoucích stochastických účinků pro celý organismus. Efektivní dávku z CT vyšetření tedy získáme součinem DLP a konverzního faktoru E_{DLP} který představuje regionálně normalizovanou efektivní dávku o rozměru [$\text{mSv} \cdot (\text{mGy} \cdot \text{cm}^{-1})$]. Tento faktor v sobě zahrnuje zprůměrované tkáňové váhové faktory w_t pro orgány v ionizované oblasti. [15]

$$E = DLP \cdot E_{DLP} \quad [\text{mSv}]$$

Na základě speciálních antropomorfních fantomů, množství měření a počítačových simulací byly stanoveny hodnoty faktoru E_{DLP} pro dané anatomické struktury viz tabulka 2.

Tabulka 2 Standardní konverzní faktory EDLP.¹⁵

Anatomická struktura	faktoru E_{DLP} [$\text{mSv} \cdot (\text{mGy} \cdot \text{cm}^{-1})$]
Hlava	0,0021
Krk	0,0059
Hrudník	0,014
Břícho	0,015
Pánev	0,015

Výpočty efektivních dávek u všech druhů ozářením osob slouží k posouzení celkových rizik pro danou osobu, byť je ozářením provedeno jakkoliv lokálně nebo různými druhy ionizujícího záření. Získáme tak jeden parametr, na jehož základě může porovnávat jakékoliv ozářením.

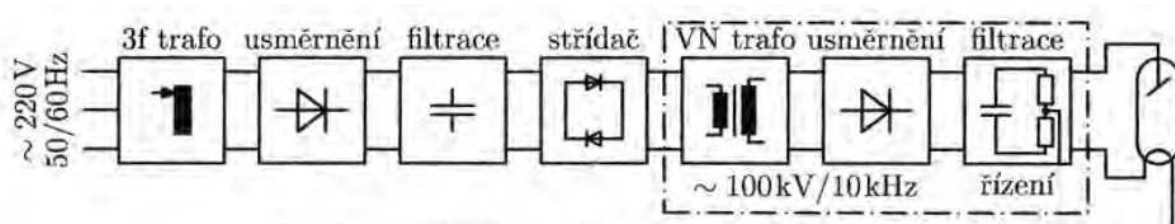
¹⁵ MAHESH, Mahadevappa. MDCT Physics: The Basics - Technology, Image Quality and Radiation Dose. Philadelphia, PA: Lippincott Williams, c2009, xi, 196 p. ISBN 078176811X. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=kgN-UZNNf4kC&pg=PA103&lpg=PA103&dq=weighting+factor+DLP&source=bl&ots=jYzo4uGlSv&sig=PSYfh2mTmnXxuM1BwvV2rC6eGG0&hl=cs&sa=X&ei=popkUYXgHaGJ4ASQ8oB4&ved=0CHIQ6AEwBg#v=onepage&q=weighting%20factor%20DLP&f=false>

6 HW vybavení pro redukci dávky

6.1 Zdroj

Každý RTG zářič má zdroj, který je velmi důležitý co do stability dodávaného výkonu a jeho maximální hodnoty. Výkon zdroje je důležitým parametrem, jelikož u CT je potřeba dodávat proud při vysokém napětí. U moderních multislice helikálních výpočetních tomografů jsou nároky na zdroj výrazně vyšší než v případě sekvenčních singleslice přístrojů z důvodu vyšší rychlosti náběru dat.

Součástí zdroje je VN generátor, kterým převádíme běžné nízké střídavé napětí na vysoké střídavé napětí. Skládá se z usměrňovače, filtrace, invertoru, transformátoru, usměrňovače a filtrace viz obr. 11. Na první usměrňovač přivedeme nízké střídavé napětí, které zde převedeme na napětí stejnosměrné, je potřeba, aby bylo co nejlépe vyhlazené na filtru. Poté přivádíme nízké, ale již stejnosměrné napětí na inverter (střídač), který z něho vytváří opět napětí střídavé, ovšem s námi zvolenou velmi vysokou frekvencí. Inverter tudíž funguje jako násobič frekvence. Toto nízké, ale vysokofrekvenční napětí je přiváděno na transformátor, kterým nyní násobíme napětí na požadovanou úroveň. Transformátor funguje jako násobič napětí. Na jeho výstupu máme vysoké napětí o vysoké frekvenci. Další je v soustavě druhý usměrňovač, který vyrobí z vysokofrekvenčního napětí o amplitudě desítek kV napětí stejnosměrné, ale už o vysokém U. Na závěr dochází opět k vyhlazení napětí na filtru. Tento složitý postup transformace napětí je důležitý, protože toto výstupní napětí používáme pro urychlení elektronů mezi katodou a anodou rentgenovy lampy. Následně nám udává energii RTG záření a jeho prostupnost látkou. [15]



Obrázek 11 Blokové schéma VN generátoru.¹⁶

Součástí rotujícího gantry je VN generátor, a proto je odůvodněné snížit jeho velikost a váhu na minimum. Toho se dosahuje jeho prací na vysokých frekvencích, což nám dovolí zmenšit transformátor, který je nejtěžší součástí VN generátoru.

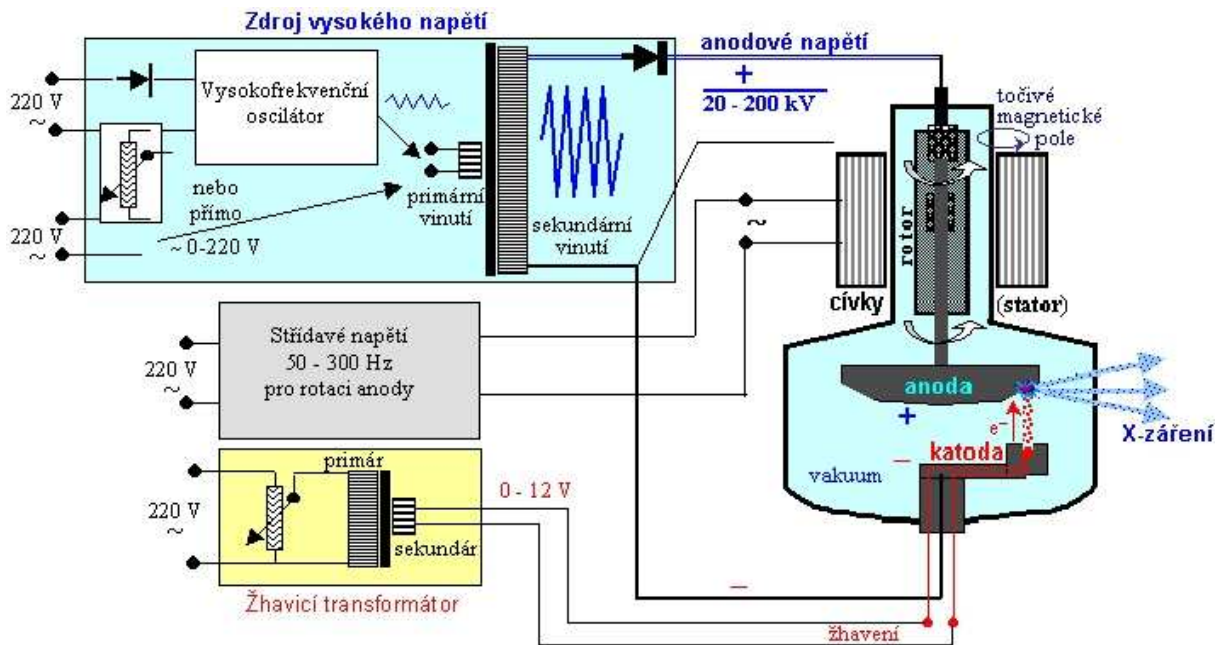
Je potřeba, aby zdroj dodávající vysoké napětí na elektrody rentgenovy trubice byl co nejstabilnější, kdy nedochází k výkyvům od předdefinovaného napětí, čímž by se během skenu měnila energie RTG záření, to by následně indukovalo vyšší šum v obraze.

¹⁶ DRASTICH, Aleš. Tomografické zobrazovací systémy. 1. vyd. Brno: VUT, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4.

6.2 Rentgenka

Rentgenka je základním zdrojem RTG záření v radiodiagnostice, emituje brzdné RTG záření, které vzniká při zbrzdění elektronů na anodě. Jedná se o vakuovou skleněnou trubici, která obsahuje dvě elektrody opačných pólů, katodu a anodu viz obr. 12. Mezi těmito elektrodami je obrovský elektrický potenciál, vyvolaný připojeným napětím ve výši kolem 120 kV, které urychluje emitované elektrony z katody. Tímto urychlením jim je udělena energie, která se následně při zbrzdění elektronů o anodu emituje do okolí jak ve formě tepelného záření, tak RTG záření. Účinnost rentgenky pro vznik RTG záření je pod 1%, zbytek energie se vyzáří ve formě tepla, které je potřeba odvést přes soustavu primárních a sekundárních chladičů. Celý systém rentgenky je napájen třemi okruhy, výše zmíněným vysokým napětím mezi elektrodami. Dalším je napětí přiváděné na katodu, kde procházející proud cca 10A způsobuje její ohřívání, čímž emituje elektrony, které jsou následně urychleny napětím mezi elektrodami. Napětí je 12V, tento okruh se nazývá žhavicí, proto pojem žhavaná katoda. Posledním elektrickým okruhem je střídavé napětí o vyšší frekvenci pohánějící elektromotor. Elektromotor rotuje anodou, která je přímo rotorem. Rotační anody se využívá z více důvodů. Jedním je odvod tepla z anody přes primární chlazení, kterým je olejová lázeň, na sekundární chladič. Schopnost anody přijímat teplo a dále se ho zbavovat udává její tepelnou kapacitu, která určuje zatížitelnost RTG lampy. RTG lampa musí být schopna pojmout teplo vznikající v průběhu celého skenování, mezi skeny je potřeba teplo rychle odvést. Tyto veličiny jsou důležité v nepřetržitých provozech jako je emergency a další, kde jsou CT v neustálém provozu, a není možné si dovolit výpadek přístroje z důvodu přehřátí RTG zdroje. Při překročení limitních teplot RTG zářiče by došlo k přerušování skenování až do doby ochlazení rentgenky na provozní teplotu. Dalším využitím rotační anody je vlastní ochrana proti vypálení ohniska anody. Při neustálém dopadu elektronů na jedno místo anody by došlo k mechanickému poškození ohniska anody. Ohnisko je přesně definovaný bod, který je zdrojem brzdného RTG záření. Deformací ohniska, respektive změnou jeho parametrů, by došlo ke značné nehomogenitě RTG svazku určeného pro diagnostiku, což by vedlo k deformaci obrazu a vyššímu šumu v něm, tím by se hypoteticky zvýšila i dávka ionizujícího záření pro pacienta. Mimo rotace anody se také používá princip tzv. rozmítaného ohniska, kdy se změnou místa dopadu mění ohnisko rentgenky. Výsledkem toho je vyšší šetření anody a tím její delší životnost, také dosáhneme rozlišení CT obrazu až na 0,25mm a rozlišení na vysokém kontrastu kolem

20LP/cm. Při použití nejlepších detektorů je možné dosáhnout prostorového rozlišení 0.3mm^3 bez zvýšení dávky ionizujícího záření. [15, 18]



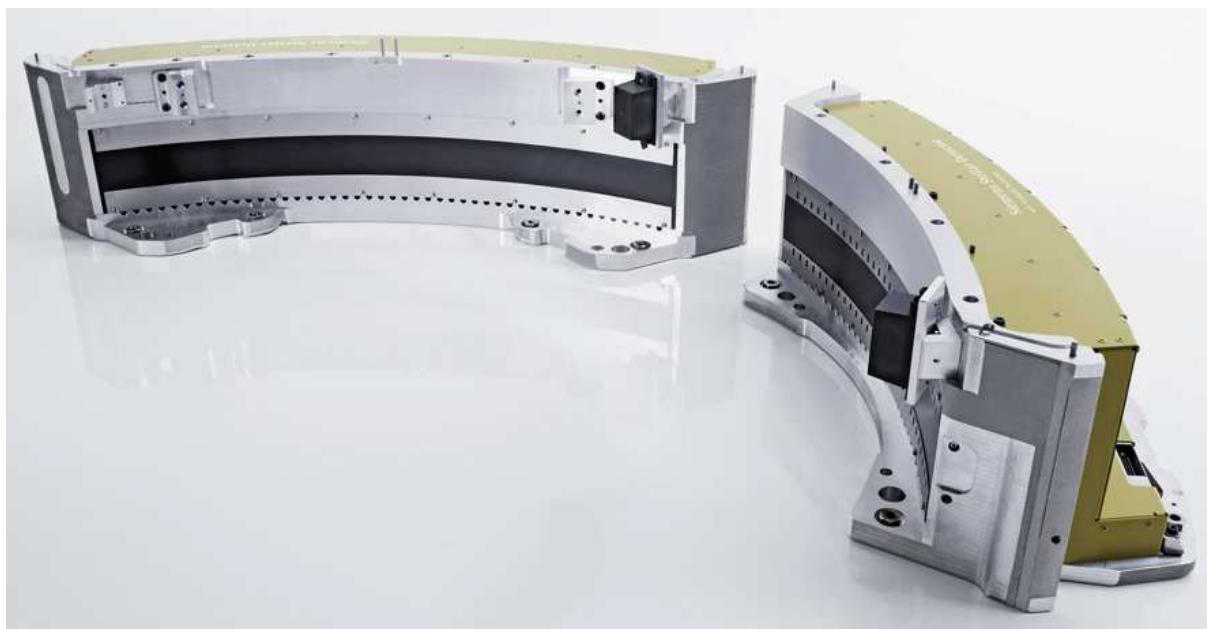
Obrázek 12 Schéma rentgenky a jejího napájení.¹⁷

Důležitou součástí rentgenky, která má vliv na dávku pro pacienta je filtrace svazku záření. Brzdné RTG záření má spojitou charakteristiku počínající na nízkých energiích, tyto energie výrazně zvyšují dávku záření pro pacienta a přitom nijak nepřispívají pro tvorbu obrazu, právě naopak zvyšují šum v obraze. Ideální rentgenka by emitovala pouze RTG záření o přesně definované energii, jako je tomu u charakteristického RTG záření. Z důvodu nemožnosti takového provedení filtrujeme RTG záření od nízkoenergetických spekter. Tato filtrace probíhá jak sklem vakuové trubice, tak přídatným filtrem z hliníku, případně mědi. Filtrace způsobuje tzv. utvrzení RTG svazku.

¹⁷ ULLMANN, Vojtěch. Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>

6.3 Detektor

Detektor je jednou z nejdůležitějších součástí rotujícího gantry výpočetního tomografu. Je to elektronické zařízení, které snímá modulovaný RTG svazek prošlý daným objektem. Na základě detekované atenuace svazku se nadále vypočítává obraz rozdílnosti denzit jednotlivých tkání. Moderní detektory se skládají z mnoha stovek jednotlivých elementů v ose X, při užití multidetektorových přístrojů i z mnoha řad těchto snímacích elementů v ose Z. Tímto uspořádáním vytvářejí matici snímacích elementů, která se dělí do jednotlivých subsetů. Detektor je sestaven do části kružnice viz obr. 13. Spolu s rentgenkou na protilehlé straně rotují po kružnici kolem pacienta.



Obrázek 13 Detektorový věnec výpočetního tomografu.¹⁸

Detektor a jeho elektronika jsou nejdůležitější HW součástí výpočetního tomografu ovlivňující výslednou kvalitu obrazu, úroveň šumu v obrazu a jeho rozlišení, podílí se také na rychlosti snímání obrazu. Rychlost snímání zvyšují víceřadé detektory, tzv. multislice. Rozlišení obrazu je dané počtem a velikostí elementů detektoru v ose X, dnešní detektory mají velikost snímacího elementu 0,5mm. S rostoucím rozlišením obrazu také roste podíl

¹⁸ SIEMENS. Siemens healthcare: computed tomography [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://healthcare.siemens.com/computed-tomography>

šumu v něm, protože na daný element detektoru dopadne méně fotonů RTG záření, při zachování stejné dávky záření.

Detektory v CT diagnostice prodělaly postupný vývoj od detektorů na bázi ionizačních komůrek naplněných vzácným plynem jako je xenon, které měli nízkou detekční schopnost a dlouhou návratovou dobu. Tato omezení znamenala dodat větší množství záření a menší počet akvizic v jednom řezu. Počet akvizic v jednom řezu má vliv na šum v obrazu, kdy vyšší počet více potlačuje star efekt. Další vývoj dospěl k využití polovodičových flat panelů. Jedná se o ploché polovodičové snímače s vysokým rozlišením, které se používají v provedení přímé a nepřímé konverze. Nepřímá konverze využívá scintilační vrstvy v podobě krystalu, který nejprve převádí RTG záření na světlo, které je následně fotodiodami převedeno na elektrický signál. Nově se jako scintilační vrstvy používají rychlé keramické konvertory fotonových svazků. Nově vyvíjenou technologií detektorů je přímá konverze, kde přímo polovodičový prvek převádí RTG záření na elektrický signál. Polovodičové prvky jsou tvořeny moderními materiály na bázi selenu. Výhodou přímé konverze je, že dopadající RTG fotony uvolňují elektrické náboje o přesně definované energii. Toto kvantum energie se chová jako diskretní elektrický impulz. Na rozdíl od konverze se scintilačním krystalem, který na výstupu fotodiody kvůli rozptylu světla podá impulz s nástupnou a sestupnou hranou. Tato hrana signálu způsobuje zvýšení šumu v obraze. Polovodičové detektory mají oproti ionizačním i scintilačním vyšší citlivost, umožňují získat jemnější obraz díky vyššímu rozlišení a dokáží načíst více projekcí (nyní kolem 1152 projekcí v řezu) v jednom řezu během rotace, tímto faktorem snižují šum v obraze, ovšem znásobují množství dat potřebných pro jeho výpočet. [7, 15, 18]

Detektor obsahuje i kolimátor, který zachytává comptonovsky vychýlené fotony o nízkých energiích, které by nedopadli na detektor pod kolmým úhlem a v sousedních elementech detektoru by způsobovali obrazový šum.

Součástí detektoru je i jeho elektronika, která přivádí získané signály z detektoru do dalších elektronických obvodů, jako jsou integrátory, tranzistory a další. Všechny tyto elektronické obvody generují k přijatému signálu šum, také způsobují ztráty signálu vzhledem k svému odporu. Z důvodu znehodnocování výstupního signálu je potřeba tyto obvody maximálně minimalizovat co do množství součástek, tak délky vedení, proto je nyní elektronika zpracovávající signál součástí jednotlivých subsetů detektoru viz obr. 14.



Obrázek 14 Subset detektoru včetně kolimátoru a elektroniky.¹⁹

6.4 Stůl

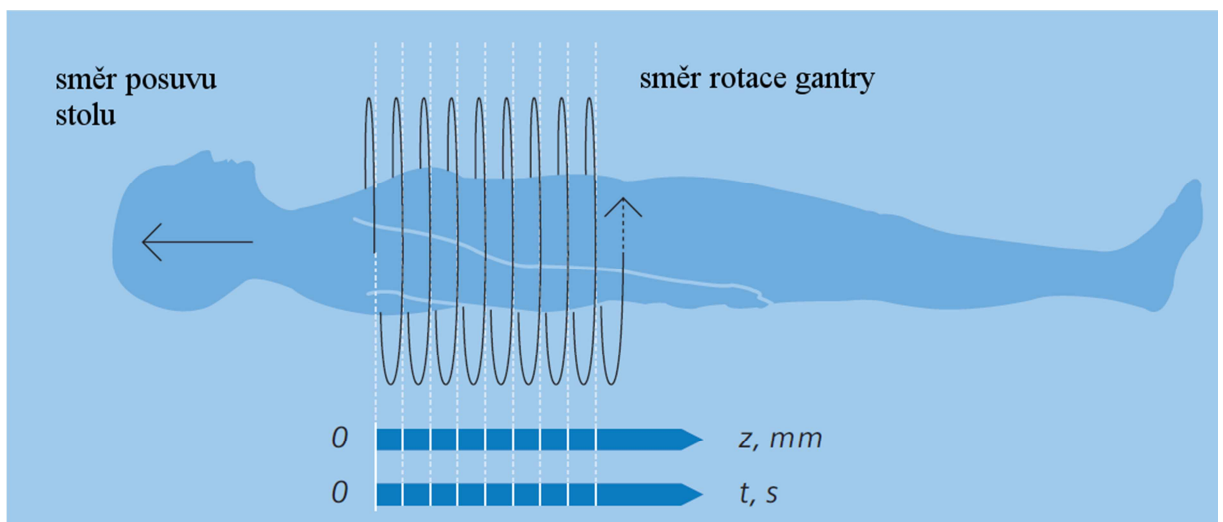
Vyšetřovací stůl je nedílnou součástí CT přístroje, je připevněn na hydraulické noze, která určuje jeho výšku v ose Y a longitudinální pojezd v ose Z vzhledem k výpočetnímu tomografu. Důležitými parametry vyšetřovacího stolu jsou jeho maximální nosnost, která se u nových přístrojů pohybuje až kolem 300kg a útlum pro RTG záření, který musí být co nejnižší. Právě absorpční charakteristika stolu je podstatná pro redukci šumu v CT obraze a pro dávku, kterou obdrží pacient při vyšetření. Proto se k moderním CT dodávají stoly z uhlíkových kompozitů, které mají vysokou nosnost a minimální útlum pro RTG záření. [16]

¹⁹ SIEMENS. Siemens healthcare: computed tomography [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/stellar-detector-performance-in-computed-tomography-2/

6.5 Helikální snímání

Helikální snímání bylo jakousi revolucí ve vyšetřování výpočetní tomografií. Do té doby se používal pouze systém skenu řezu při zastavení pojezdu stolu. Tento pokrok umožnil zkrácení doby vyšetření z minut na vteřiny a omezil tak pohybové artefakty.

Helikální snímání obrazových dat je prováděno za kontinuálního snímání při posuvu stolu viz obr. 15. Způsob se uplatňuje jak u singleslice, tak multislice systémů. Data jsou nabrána kolem pacienta buď ve formě šroubovice, nebo úplného tubusu. Hustotu náběru obrazových dat volíme parametrem pitch, kterým nastavujeme volný prostor mezi jednotlivými “závity“. Nastavení tohoto parametru umožňuje snížit dávku záření, kterou obdrží pacient, při snížení kvality obrazu. Pitch se běžně volí v rozmezí 1-2, vyšší hodnota parametru pitch snižuje dávku záření a urychluje vyšetření, jelikož zvýšíme rychlost pojezdu vyšetřovacího stolu. [14, 15, 18]

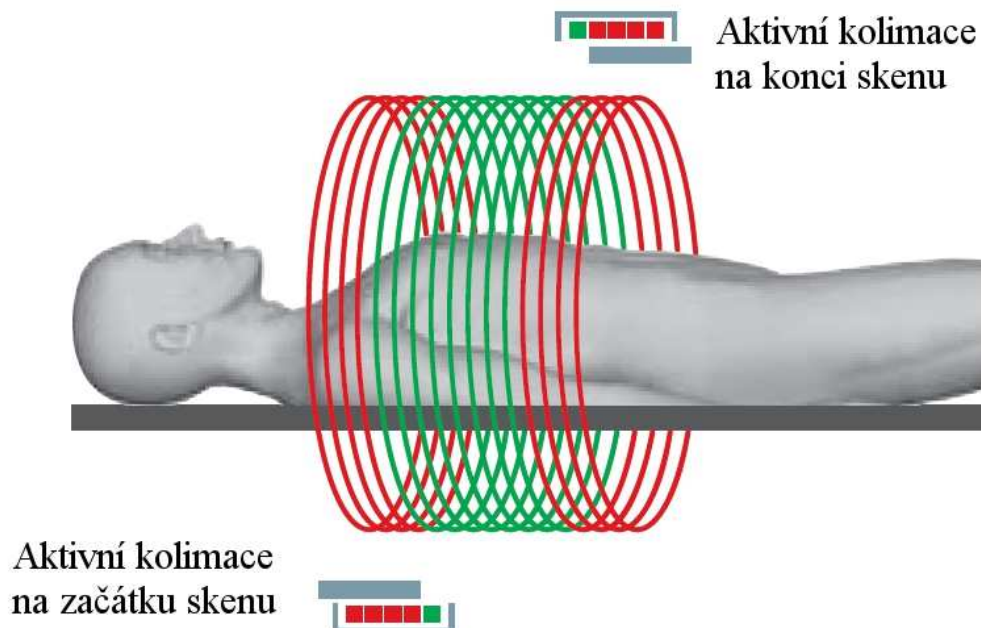


Obrázek 15 Princip helikálního náběru obrazových dat.²⁰

²⁰ SIEMENS MEDICAL. Computed Tomography: Its History and Technology. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, s. 36 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/zh_CN/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf

6.6 Adaptivní kolimace

Tento systém kolimace se u výpočetních tomografů začal vyvíjet až jako důsledek použití helikálního snímání u multislice přístrojů, kdy na počátku skenované oblasti vlivem posuvu stolu vznikají řezy, které jsou tvořeny pouze malou částí kružnice. Jak se otáčí gantry, tak za první řez skenu lze považovat ten, který obsahuje data z celých “360°”. Řezy předcházející tomuto prvnímu jsou neúplné, nabrané jen z části otočky gantry, tedy nenesou hodnotitelné informace pro diagnostiku. Tato oblast se tudíž stává zbytečně ozářenou a zvyšuje tak přijatou dávku. Z tohoto důvodu se uplatnil systém adaptivní kolimace, kdy se kolimátor postupně s rotujícím gantry rozevívá, při začátku skenu a na jeho konci se opět z opačné strany zavírá, jelikož tento proces se uplatňuje vždy na začátku a konci skenu viz obr. 16. Tento systém má větší uplatnění u multislice výpočetních tomografů s větším počtem řad z důvodu šířky svazku. Percentuelní ušetření dávky při použití adaptivní kolimace je závislé jak na šíři kolimace, tak i na délce skenu. [16, 18, 19]

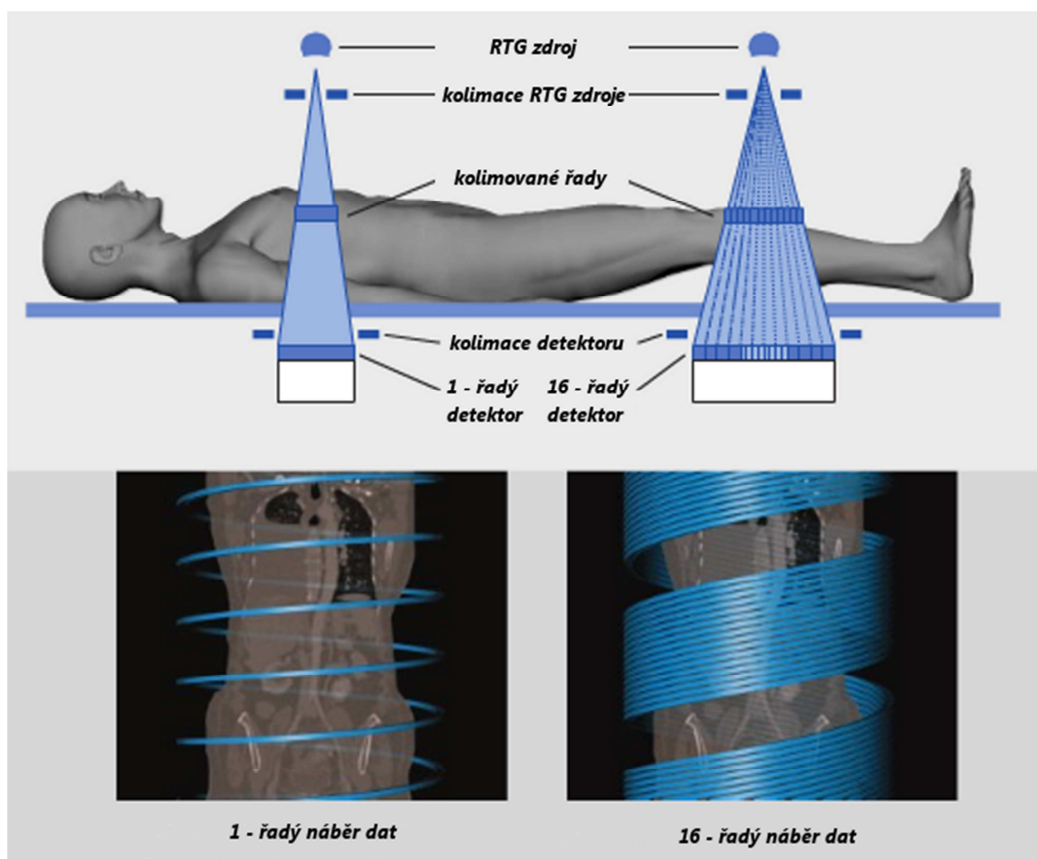


Obrázek 16 Princip adaptivní kolimace.²¹

²¹ SIEMENS. Guide to low dose. [online]. 2010, s. 130 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/brochures/LowDose_Guide_Final.pdf

6.7 Multislice

Jako multislice se označují víceřadé detektory. Dnes se používají detektory až s 320 řadami, které dokáží naráz snímat 16cm délky těla pacienta. Použití systému víceřadých detektorů ve spojení s helikálním snímáním výrazně zvyšuje celkovou rychlost vyšetření, čímž se může snížit přijatá dávka. Rychlost běžného skenu hrudníku trvá na nejlepších přístrojích pod 1s, při rychlosti rotace gantry 0.275s a použití detektoru s 320 řadami. Celotělový sken lze provést do 10 vteřin. Rychlost rotace gantry, užití multislice detektoru a helikálního snímání jsou zásadní parametry pro rychlost vyšetření viz obr. 17. [16]

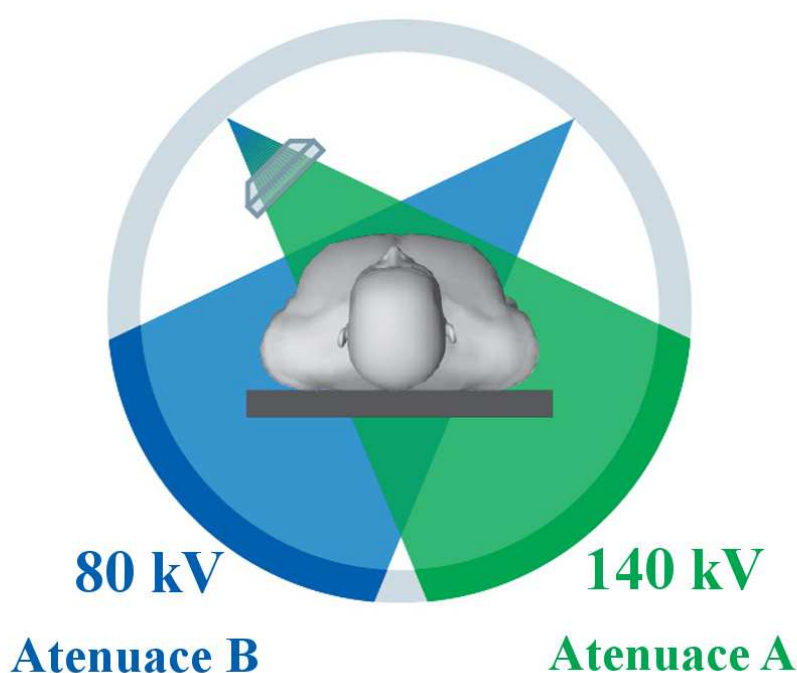


Obrázek 17 Srovnání singleslice a multislice CT.²²

²² VALDEZ, Yvette a Charles TRAN. Computed Tomography. In: [online]. 2010 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://radioactivityci2010.pbworks.com/w/page/32777811/Computed%20Tomography>

6.8 Dual source/energy

U tohoto provedení se jedná o použití dvou snímacích soustav rentgenka detektor v jednom gantry. Tyto dvě soustavy jsou vůči sobě pootočený o 90° viz obr. 18. Při skenování, kdy obě rentgenky generují RTG záření o stejné energii, je možné nabírat každou soustavou data pouze z 50% otočky gantry, což zdvojnásobuje rychlost vyšetření. Urychlením vyšetření se zamezí případným pohybovým artefaktům u neklidných pacientů, které by znehodnotily výstupní obraz. Výhodou je možnost použití tohoto rychlého systému pro snímání pohybujícího se srdce dle průběhu EKG křivky.

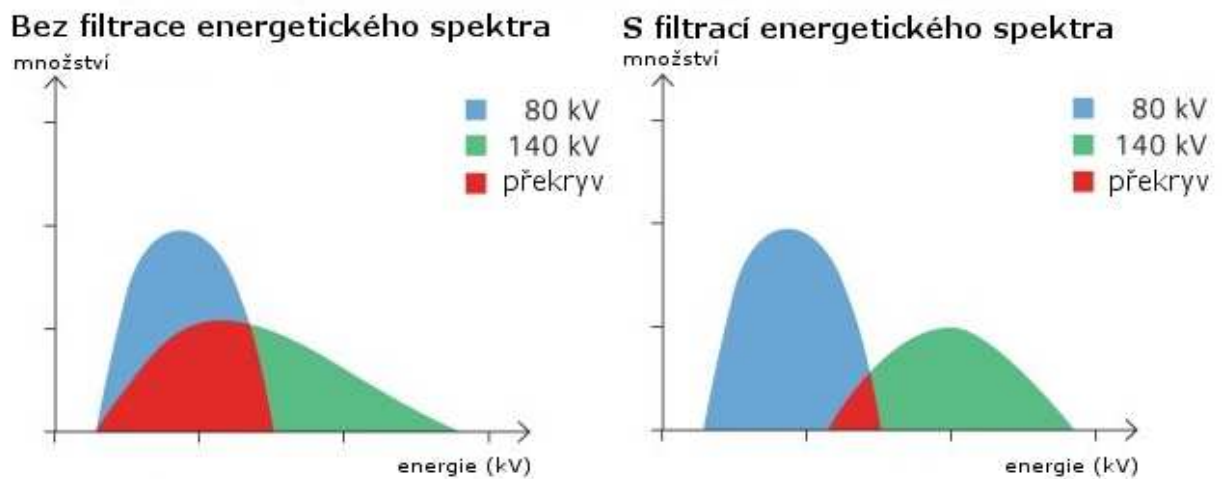


Obrázek 18 Schéma dual-energy CT.²³

Druhou možností je použití rozdílných skenovacích energií na každé rentgence tzv. dual-energy. Standardně se používá anodové napětí 140 kV a 80 kV viz obr. 18. Pro nízké napětí se používají vysoké mAs a naopak. Skeny vytvořené duální energií mají výrazně vyšší poměr kontrastu než monoenergetické z důvodu rozdílné atenuace svazku RTG záření. Ve výsledném obrazu je snazší rozlišit rozhraní měkkých orgánů, také je lepší zobrazení

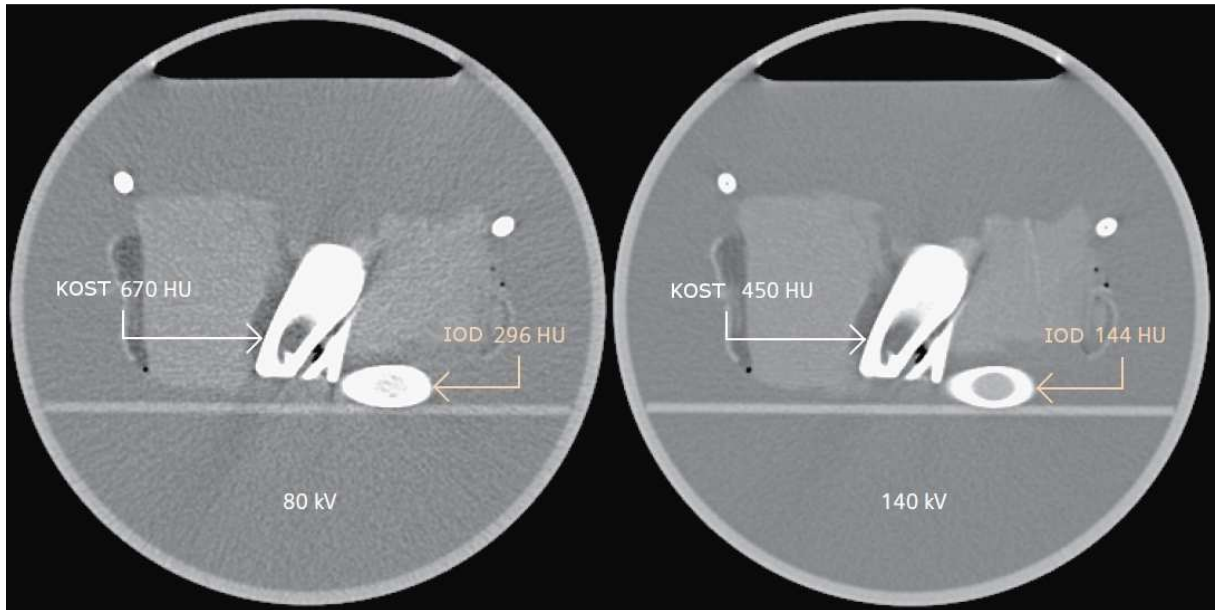
²³ SIEMENS. Siemens healthcare: computed tomography [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://usa.healthcare.siemens.com/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash/features>

kontrastních vyšetření. Skeny dual-energy radiační zátěž pacienta zvyšují, jelikož je potřeba stejné oblasti naskenovat s použitím dvou energií, které po sfúzování vytvoří požadovaný denzitně rozdílný obraz. Ovšem používá se výrazné filtrace nepotřebné části energetických spekter, čímž se dosáhne většího rozdílu mezi použitými energiemi a omezí se jejich překryv, který především zvyšuje radiační zátěž pacienta viz obr. 19. To přináší větší diferenciaci v absorpci kostního jódu viz obr. 20. Výsledkem toho je výrazně kontrastnější obraz pořízený s nižší dávkou záření. U některých vyšetření lze použít dual-energy sken místo konvenčního provedení nativního a následně kontrastního skenu. Tím se značně sníží dávka při vyšetření, jelikož se neprovádí dva skeny, ale pouze jeden s mírně vyšší dávkou. [18, 20, 21]



Obrázek 19 RTG spektrum dual-energy CT.²⁴

²⁴ SIEMENS. Siemens healthcare: computed tomography [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://usa.healthcare.siemens.com/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash/features>



Obrázek 20 Rozdílná atenuace v kosti a iodu pro RTG záření rozdílné energie.²⁵

²⁵ SIEMENS. Dual energy CT. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2008, s. 58 [cit. 2013-04-21].
Dostupné z:
https://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/gg_ct_FBAs/files/Options_Portal/Case_Studies/Dual_Energy_CT.pdf

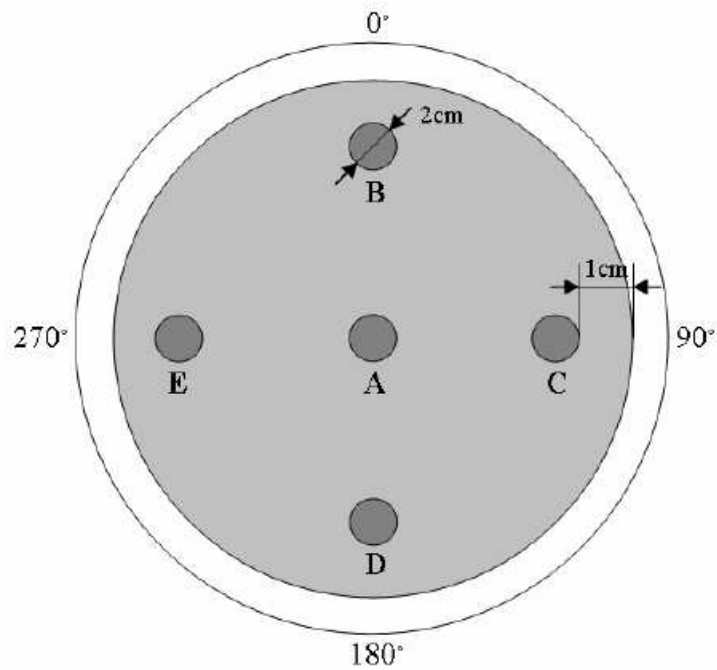
6.9 Šum

Šum je nežádoucí signál, který degraduje výsledný obraz. Tento signál nenes žádnou diagnostickou hodnotu a neodpovídá žádné denzitní oblasti ve skenovaném objektu. Opticky rozmazává přechody mezi denzitně rozdílnými strukturami snímaného objektu. Znatelně snižuje rozlišení na nízkém kontrastu, což v případě skenů z výpočetních tomografií snižuje rozlišovací schopnosti přechodů měkkých tkání a drobných lézí.

Šum vzniká na mnoha místech obrazového řetězce. Generují ho comptonovsky rozptýlené fotony dopadající na detektor, konverze RTG záření na fotony světla a elektrony nesoucí náboj z detektoru. Dále šum generuje elektronika a konverze analogového signálu na diskretní, případně útlumy v elektronickém vedení. Velké množství šumu pak generují rekonstrukční metody obrazů a interpolační metody obrazových dat.

Pro odstranění elektronického šumu se používají například korekce na offset, jde o kalibraci výstupní úrovně signálu z elektronických obvodů a součástek, aniž by byl přiváděn vstupní signál. Vlivem různých teplotních změn, magnetických polí a dalších generují elektronické obvody nepatrná množství signálu, která je potřeba korigovat. Stejně tak se provádí kalibrace elementů detektoru, aby při dopadu stejného množství fotonů generovali shodný výstupní signál, tzv. homogenita detektoru.

Šum se měří na vodním QA fantomu viz obr. 21, kde se hodnotí jeho úroveň v obraze (poměr signál-šum). Homogenita obrazu na vodním QA fantomu se měří i při zkouškách provozní stálosti a dlouhodobé stability. Výsledky těchto testů musí být v normě, jelikož šum stejně tak homogenita a střední CT číslo jsou základními parametry výpočetního tomografu udávající jeho správnou funkčnost a tím jeho nízkou radiační zátěž, stejně tak i další měření v rámci zkoušek správné funkčnosti.



Obrázek 21 Oblasti měření na vodním QA fantomu.²⁶

Zlepšení poměru signál/šum je možné získat zvýšením signálu, to ale znamená dodat více proudu a tím zvýšit i radiační zátěž pacienta. Proto výrobci výpočetních tomografů hledají různá technická řešení rentgenek, detektorů, ale i algoritmů pro výpočet obrazů z naskenovaných dat, která by snížila šum v obraze, což by umožnilo snížit efektivní mAs při skenování nebo přímo redukuje dávku během vyšetření, např. adaptivní kolimací. [15]

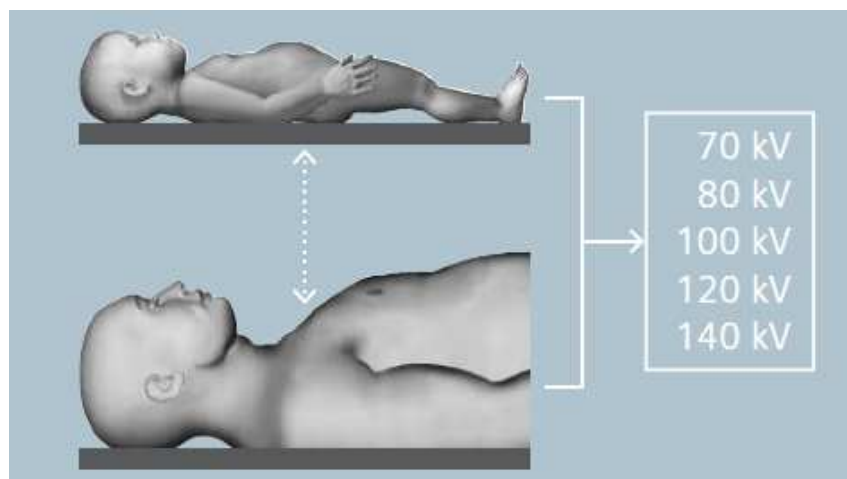
²⁶ Česká republika. Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii: Zobrazovací proces výpočetní tomografie - zkoušky provozní stálosti. In: Praha: SUJB, 2004, roč. 2004. Dostupné z: http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/29-ZPS_tomografie.pdf

7 SW vybavení pro redukci dávky

7.1 Automatické nastavení napětí

Tento systém je založen na principu automatického nastavení energie záření vzhledem k atenuaci svazku RTG záření prošlého pacientem. Software odhaduje z pořízeného toposcanu, jakou energii záření bude vhodné použít pro následné vyšetření při dosažení optimálního poměru obrazu. Standardní skenování probíhá při anodovém napětí 120kV, software dle vyhodnocení atenuace může změnit napětí v rozsahu 70kV až 140kV viz obr. 22. Změna napětí probíhá na základě udržení předdefinovaného poměru kontrast-šum v obraze. Tím by měly být obrázky pořízené s automatickou redukcí napětí u pacientů kvalitativně srovnatelné. Snížení napětí s sebou nese potřebu mírného zvýšení mAs, ale i přesto se dosáhne snížení výsledné dávky v závislosti na mohutnosti pacienta.

S automatickou volbou energie záření souvisí i pediatrické protokoly, u kterých se dle atenuace ve tkáni napětí se nastavuje na 70kV, 80kV nebo 100kV, což snižuje dávku záření oproti starým výpočetním tomografům. Ušetření dětí před radiační zátěží je velmi důležité, protože děti jsou až třikrát senzitivnější na vznik pozdních následků z ozáření proti dospělým. [16, 22]

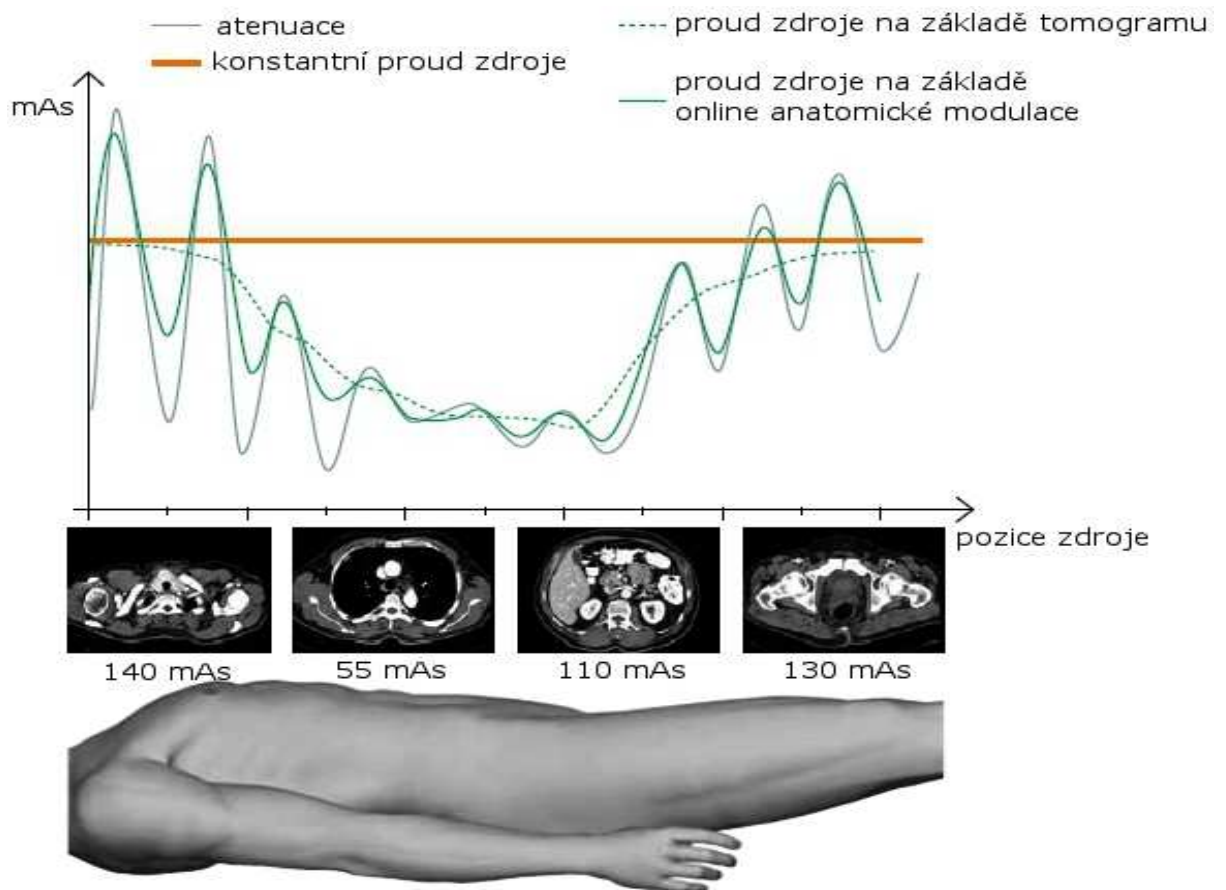


Obrázek 22 Automatické nastavení napětí.²⁷

²⁷ SIEMENS. How to scan with CARE kV. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2011, s. 13 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_How_to_reduce_dose_CAR_E_kV_final_96953626_2.pdf

7.2 Adaptivní nastavení proudu

Adaptivní nastavení fotonového množství koresponduje s automatickým nastavením anodového napětí. Na rozdíl od napětí, které je nastaveno stejné pro celý sken pacienta, dochází k modulaci fotonového množství v průběhu 360° rotace gantry i při posuvu stolu v ose Z viz obr. 23. V případě skenu, např. pánve, dochází k výrazně vyšší atenuaci při bočním skenování oproti skenování předozadnímu. Tyto atenuační rozdíly jednotlivých tkání se získají na základě toposkenu nebo v reálném čase v průběhu skenu, kdy je proud modulován v průběhu vyšetření. Software vypočte snížení fotonového množství v průběhu rotace soustavy. Změna fotonového množství probíhá plynule po celou dobu skenu v závislosti na rotaci a poloze gantry. Elektrické množství se mění dle snímané anatomické struktury, kdy nejnižší dávky dostává oblast plic při AP pozici z důvodu nízkého zeslabení svazku a nejvyšší dávky, oblast pánve a ramen při laterální pozici, kde je zeslabení nejvyšší. Automatická redukce fotonového množství se stejně jako redukce napětí uplatňuje i u pediatrických protokolů. [23]



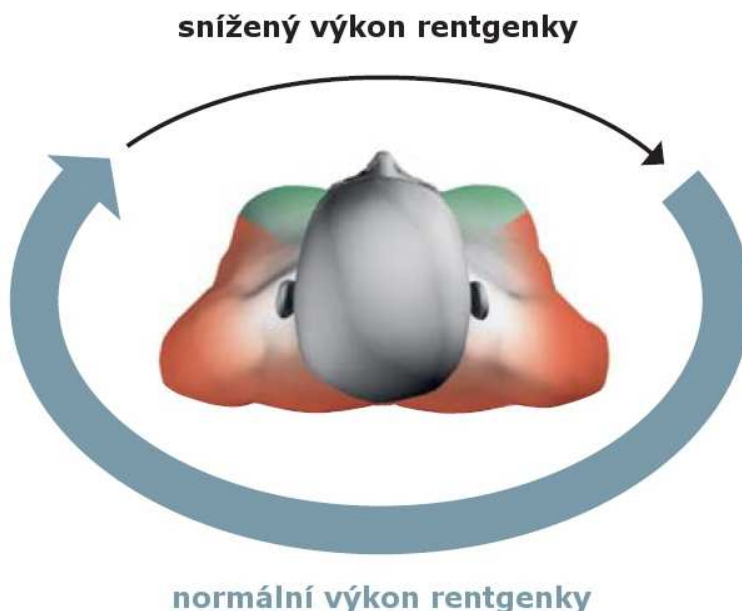
Obrázek 23 Modulace proudu dle atenuace RTG svazku.²⁸

Při použití systému automatického nastavení napětí i fotonového množství je každý pacient ozářen co nejnížší možnou dávkou. Dávka se u pacientů různí, je odpovídající jejich tělesné konstituci. Nejvyšší dávky při CT vyšetřeních obdrží obézní pacienti, u kterých je atenuace svazku záření velmi výrazná.

²⁸ SIEMENS MEDICAL. Guide to low dose. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2010, s. 130 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/brochures/LowDose_Guide_Final.pdf

7.3 Řízené vypínání záření v kritických polohách

Řízené vypínání záření v kritických polohách funguje na základě odstavení proudu na rentgence při pojezdu rentgenky přes kritickou oblast. Tento systém se využívá ve dvou případech, jedním je omezení ozáření rukou radiologa při intervenčních výkonech a druhým snížení radiační zátěže na požadované anatomické struktury těla pacienta. U intervenčních radiologů je každé snížení přijaté dávky důležité, jelikož jejich roční příjem dávek se blíží limitním hodnotám, z důvodu každodenní práce v blízkosti zdrojů ionizujícího záření. U pacientů se vypínání záření v kritických polohách využívá hlavně u rizikových oblastí. Těmito oblastmi jsou oční čočka a prsní žláza u žen viz obr. 24. U obou anatomických struktur byla v posledních letech dokázána výrazně vyšší citlivost k ionizujícímu záření, než se doposud předpokládalo. Nadměrné ozařování způsobuje do budoucna zvýšenou pravděpodobnost ke vzniku kancerogeneze u prsou a zvýšení rizika katarakty u oční čočky. Ohledně šetření radiační zátěže na oční čočky se běžně u CT přístrojů používá metoda sklápění gantry, která umožní skenovat nad horní linií oční čočky. Gantry je možné sklápět až o 30° z polohy kolmé k vyšetřovacímu stolu. [19]

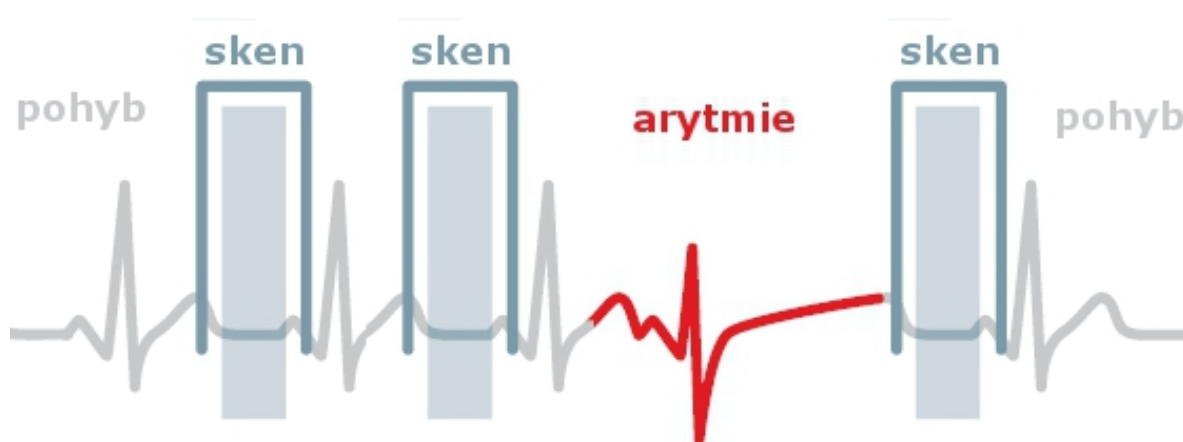


Obrázek 24 Výkon rentgenky během skenu.²⁹

²⁹ SIEMENS MEDICAL. Guide to low dose. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2010, s. 130 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/brochures/LowDose_Guide_Final.pdf

7.4 Spouštěný scan EKG

S příchodem moderních multislice výpočetních tomografů s velkou rotační rychlostí gantry bylo umožněno zobrazení srdečního svalu i jeho cévního zásobení. Základním principem tohoto zobrazování je snímání EKG pacienta, které zpracovává software výpočetního tomografu, ten z EKG křivky odhaduje následující průběh srdečního rytmu a řídí stroj v pulzním režimu skenování viz obr. 25. Zvolíme si oblast zájmu neboli moment skenování. Obvykle se volí mezi T a P vlnami EKG křivky. V daném momentě probíhá skenování srdce po dobu přibližně 0.25s, za tuto dobu je potřeba načíst maximum dat, proto se k těmto vyšetřením používají jen přístroje s velkou rychlostí rotace a schopností pojmout co nejdelší oblast v ose Z. Jsou to přístroje s počtem řad vyšším než 256, případně v dual-source provedení. Při zobrazení koronárních tepen jsou detekovatelné i případné kalcifikace, je možné použití kontrastního vyšetření pro přehled zásobení srdce krví. Pulzní snímání srdce umožňuje snížení dávky ionizujícího záření až o 50% oproti předešlým kontinuálním skenováním. Vyšetření lze u rychlých CT provádět bez aplikace betablokátorů. [24]



Obrázek 25 Pulzní skenování dle průběhu EKG křivky.³⁰

³⁰ SIEMENS MEDICAL. Cardiac CT acquisition modes: Adaptive cardio sequence. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2011, s. 4 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/Case_Studies/Cardiac_CT_Acquisition_Modes.pdf

7.5 Rekonstrukce obrazu výpočetního tomografu

Rekonstrukcí obrazu myslíme převod hrubých dat (tzv. raw data) do obrazové podoby transverzálních řezů tělem pacienta na monitor. Sběr hrubých dat začíná dopadem modulovaného fotonového svazku na detektor, kde dochází k přeměně na analogový elektrický signál, který je následně přes integrátory veden na AD převodník, kde se pomocí vzorkování a kvantování převádí na digitální elektrický signál k následujícímu zpracování. V celé elektronické soustavě, tvořené elektronickými operátory i vodiči, dochází k útlumu signálu a vzniku šumu, který spolu s kvantovým šumem z detektoru snižuje výsledný poměr signál/šum v obraze. Proto se snažíme používat co nejmenší množství elektronických součástek, zkracovat elektronické obvody a udržet je v konstantní teplotě.

Proces rekonstrukce obrazu zastává obrovské množství elektronických operátorů, které na základě provedení milionů matematických operací tvoří postupně výsledný obraz. Pro rekonstrukci obrazu se používají výpočetní algoritmy, které velkou měrou ovlivňují kvalitu výsledného obrazu. Každé snížení úrovně šumu a zkvalitnění kontur obrazu nám dovoluje snížit referenční mAs použité při skenování. To má za následek udržení diagnostické kvality obrazu za nízké dávky záření obdržené pacientem při vyšetření.

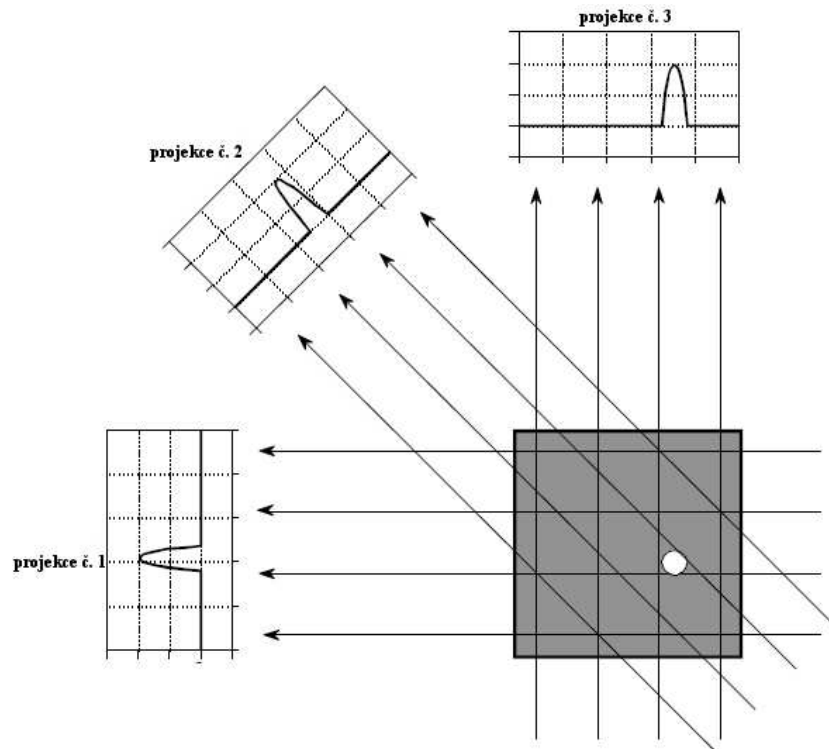
Způsob rekonstrukce obrazu u výpočetního tomografu byl jedním z jeho technických problémů už pro jeho strůjce Sira Godfreye N. Hounsfielda a Allana Mc. Cormacka z důvodu výpočetní náročnosti na hardware počítače. Dá se říci, že konstrukci výpočetního tomografu dovolila až doba příchodu výkonných počítačů postavených na integrovaných obvodech a mikroprocesorech zkonstruovaných v 70. letech 20. století, i když byl princip rekonstrukce obrazu znám už o 50 let dříve. [14, 15]

7.5.1 Zpětná projekce

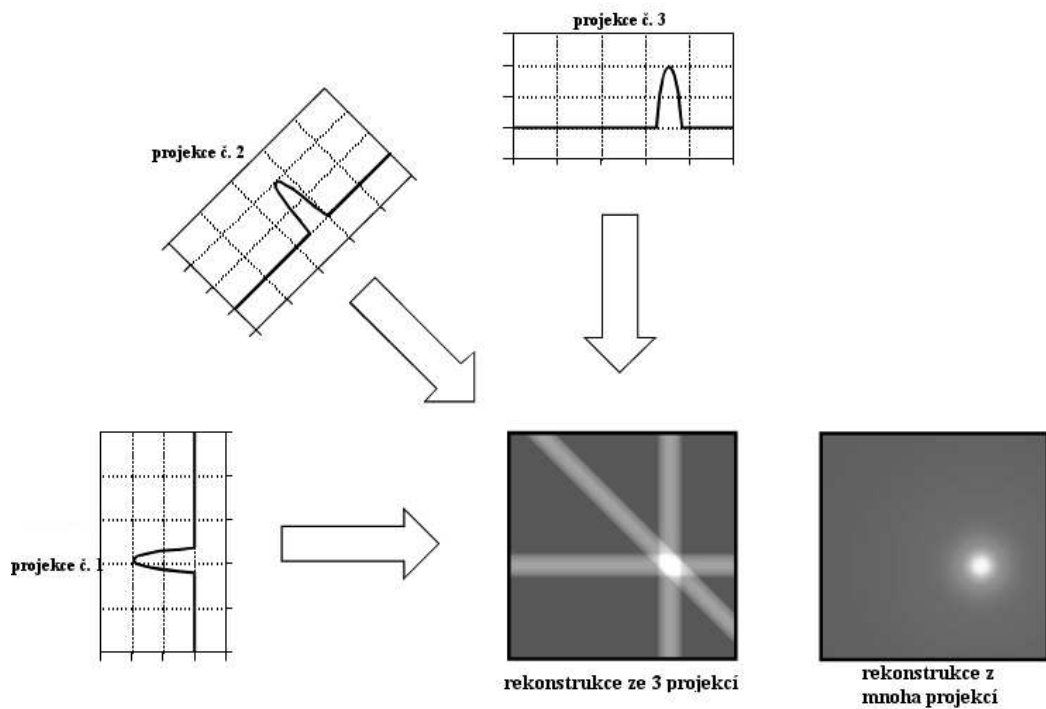
Zpětná projekce je základním rekonstrukčním principem využívaným při rekonstrukci radiodiagnostických obrazů v transverzální rovině, s následnou možností dopočtu obrazů v rovině sagitální a frontální. Z obrazových dat v těchto rovinách se dají rekonstruovat tzv. VRT (volume rendering techniques) obrázky, což jsou 3D rekonstrukce požadovaných tkání těla pacienta. Používají se i 4D rekonstrukce, které jsou rozšířeny o časovou složku, tvoří tak jakési video rekonstrukce vyšetřené tkáně, využívané jsou především u skenů srdce.

Obrazová data nabíráme v mnoha projekcích daného řezu v průběhu rotace gantry o 360° viz obr. 26. Elektrický signál z detektoru je kódován pro následnou rekonstrukci obrazu. Kódování elektrického signálu odpovídá poloze gantry a souřadnici matice detektoru. Na základě tohoto kódování se data rekonstruovaného řezu načítají do Radonova prostoru, jakési obrazové matice transverzálního řezu, tato matice je postupně vyplňována hodnotami pod definovanými úhly, které odpovídají úhlu gantry při náběru dat viz obr. 27. Úroveň hodnoty vyplňované do matice odpovídá úrovni elektrického signálu a nepřímo úměrně útlumu dané tkáně. Tomuto získání obrazu z naměřených dat říkáme zpětná projekce.

Jednoduchá zpětná projekce se dnes již pro rekonstrukci obrazu nepoužívá, protože obraz je příliš zašuměný od star efektu a kontury obrazu nejsou dostatečně kvalitní. Zpětné projekce mají ovšem jednu výhodu oproti iterativní rekonstrukci, tou jsou relativně nízké nároky na výpočetní výkon obrazového počítače. [7, 15, 25, 26]



Obrázek 26 Náběr dat řezu z několika projekcí.³¹

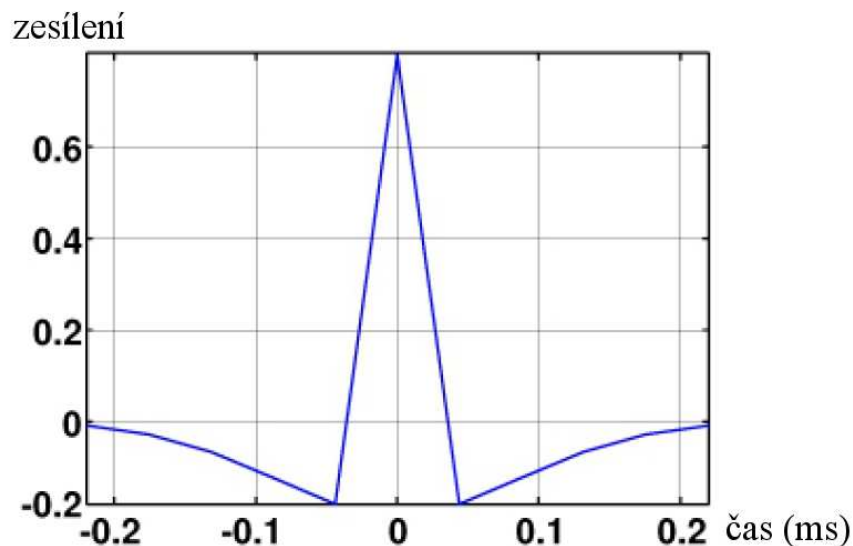


Obrázek 27 Rekonstrukce řezu obrazu metodou zpětné projekce.³⁰

³¹ SMITH, W. Digital signal processing: scientist and engineer's guide. Vyd. 1. California: California Technical Publishing, 1997, 626 s. ISBN 09-660-1763-3. Dostupné z: <http://www.dspguide.com/pdfbook.htm>

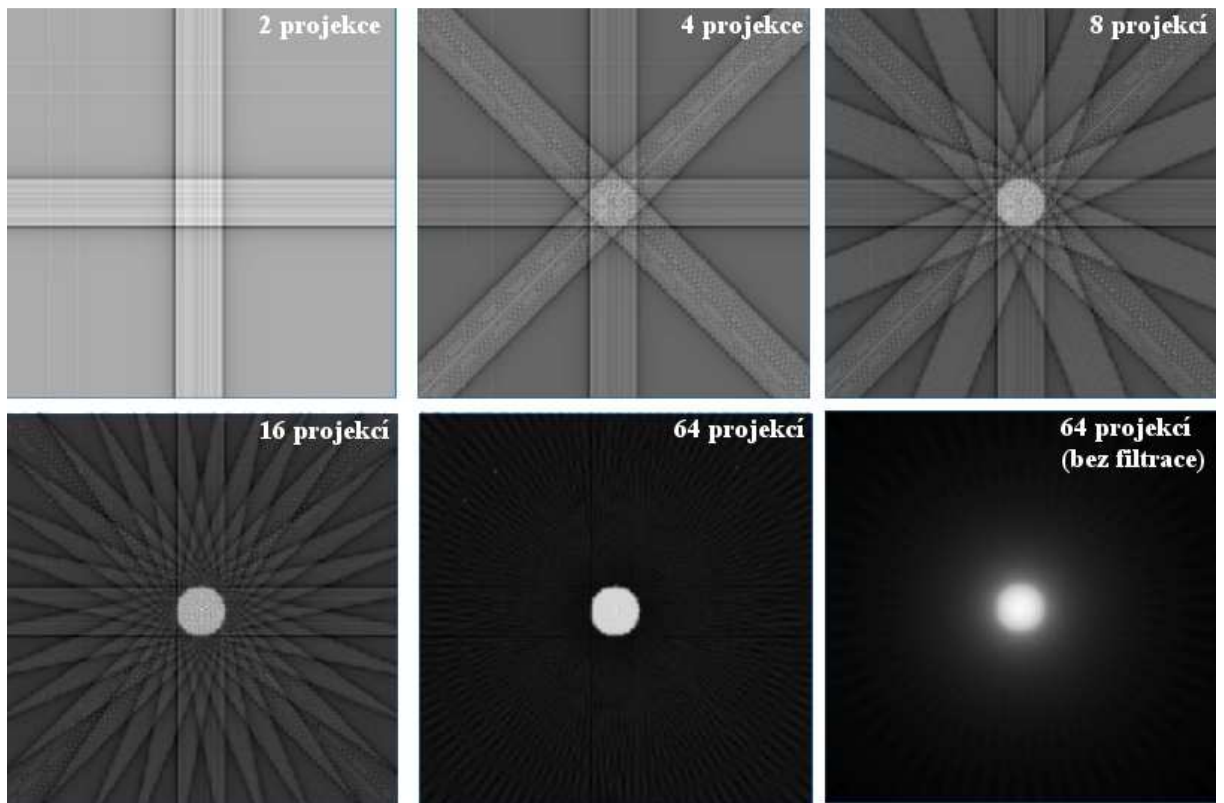
7.5.2 Zpětná filtrovaná projekce

Zpětná filtrovaná projekce - Filtered back projection (FBP). Dnes stále používaná obrazová rekonstrukce u většiny výpočetních tomografů je zpětná filtrovaná projekce. Tato rekonstrukční metoda je principiálně stejná jako nefiltrovaná zpětná projekce. Ovšem z důvodu silného narušení zrekonstruovaných obrazů nežádoucím star efektem se před rekonstrukci obrazu zařazuje filtrace. Používá se tzv. konvoluční filtr (kernel) viz obr. 28, který dle otestovaného algoritmu přepočte nabraná data a upraví jejich výstupní hodnoty. Na výběr máme z několika typů kernelů, které volíme na základě požadavků na obraz. Konvoluční filtr svým algoritmem přepočtu v nabraných datech zvýrazňuje rychlé změny signálu a pomalé změny potlačuje (změní průběh elektrického signálu). Tak dochází ve výsledném obrazu ke zvýraznění hran denzit a znatelnému útlumu star efektu. Tím dosáhneme výrazného snížení celkového obrazového šumu, jelikož šum vzniklý ze star-efektu na rychlých přechodech rozdílných denzit silně ovlivňuje kvalitu celého tomografického řezu. Star efekt je možné utlumit velkým množstvím projekcí v jednom řezu viz obr. 29 (moderní CT vykonají cca 1150 projekcí na řez). Tento jev je značně viditelný především na extrémních změnách denzity skenovaného objektu jako jsou rozhraní tkáň/kost nebo tkáň/kov, kde se nazývá beam-hardening artefakt, neboli artefakt z utvrzení svazku viz obr. 30. [7, 15, 25, 26]

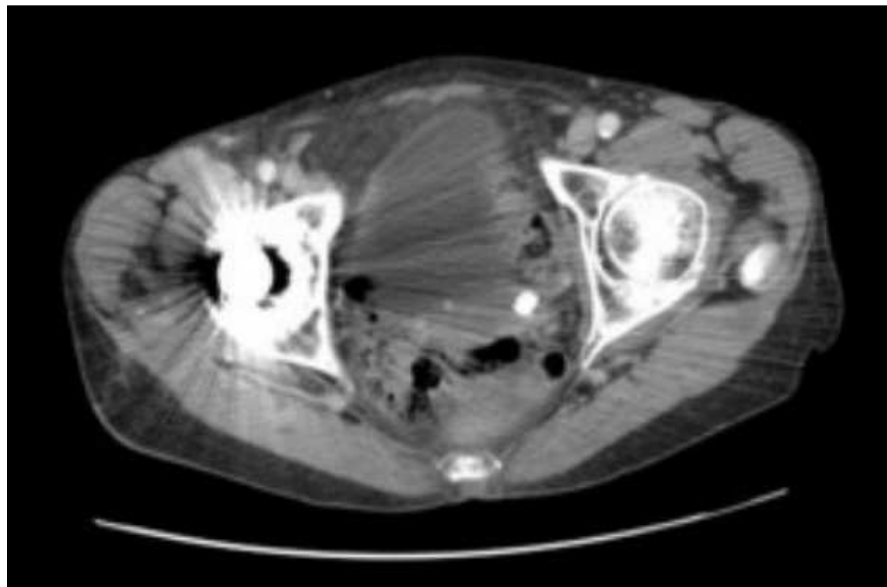


Obrázek 28 Příklad konvolučního filtru použitého k filtraci signálu, typ horní propust'.³²

³² SRINIVASAN, Vivek J., Sava SAKADŽIĆ, Iwona GORCZYNSKA, Svetlana RUVINSKAYA, Weicheng WU, James G. FUJIMOTO a David A. BOAS. Quantitative cerebral blood flow with Optical Coherence



Obrázek 29 Projev star efektu v závislosti na počtu projekcí v řezu a jeho ovlivnění filtrací.³³



Obrázek 30 Beam-hardening artefakt.³⁴

Tomography. Optics Express [online]. 2010, roč. 18, č. 3, s. 2477- [cit. 2013-04-22]. ISSN 1094-4087. DOI: 10.1364/OE.18.002477. Dostupné z: <http://www.opticsinfobase.org/abstract.cfm?URI=oe-18-3-2477>

³³ Impactscan. [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/slides/eam2002/sld014.htm>

7.5.3 Iterativní rekonstrukce

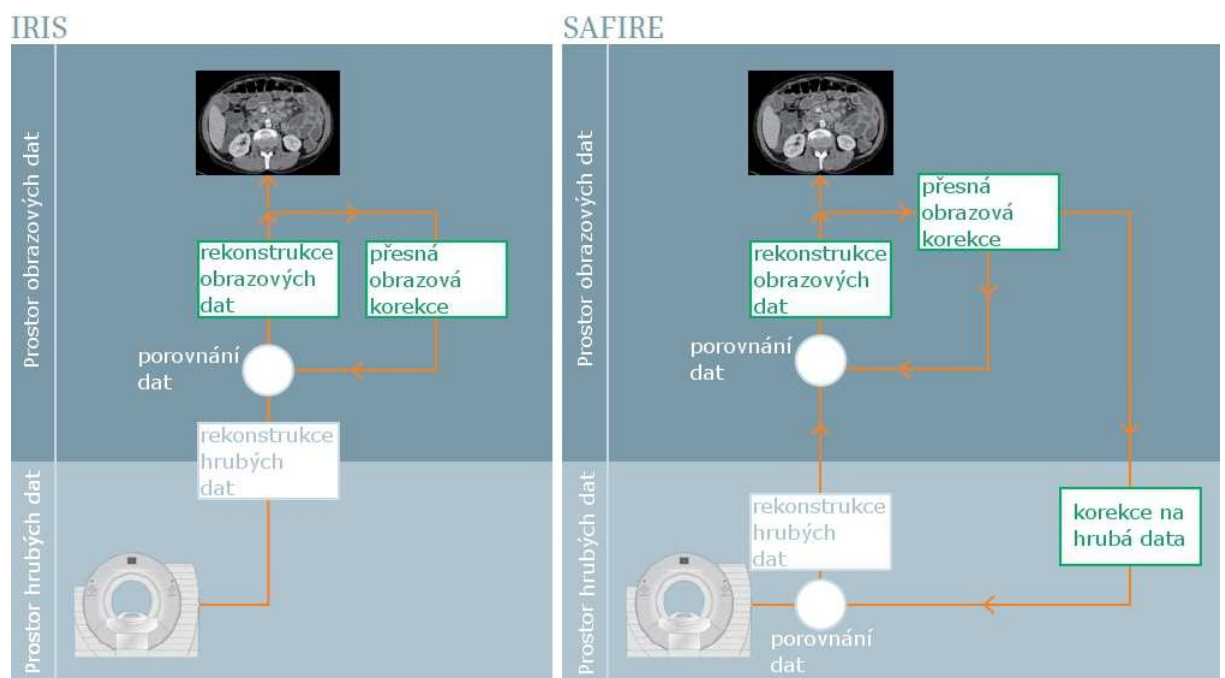
Iterativní rekonstrukce (IR) je nejmodernějším používaným způsobem rekonstrukce obrázků z výpočetních tomografů i v diagnostice nukleární medicíny. V případě výpočetních tomografů se začala iterativní rekonstrukce u jednotlivých výrobců uvádět na trh až kolem roku 2009, to bylo mnohem později než v případě nukleárně medicínské diagnostiky, z důvodu enormních nároků na výpočetní výkon obrazových počítačů. Právě u CT scannerů je potřeba zpracovat mnohonásobně větší množství dat, z nichž se rekonstruuje jednotlivé axiální řezy než v případě SPECT a PET scannerů. Už jenom rozdíl v počtu projekcí, z nichž se skládá jeden řez, je u CT kolem 1150, kdežto u SPECT asi 120, nehledě na hustotu řezů ve skenu. Důvodem dřívějšího nasazení iterativní rekonstrukce v diagnostice nukleární medicíny je i fakt, že tamní vyšetření trvají v podstatě desítky minut a časově náročná rekonstrukce mohla začít ještě v průběhu skenování pacienta, díky čemuž byly obrázky k dostání chvíli po ukončení vyšetření pacienta. Naproti tomu po několikavteřinovém vyšetření na výpočetním tomografu následovalo více než 20 minutové čekání na zrekonstruování obrazových dat. Ovšem u moderních výkonných obrazových počítačů dodávaných k výpočetním tomografům s iterativní rekonstrukcí je problematika zpracování obrazových dat časově méně náročná a axiální skeny těla pacienta můžeme shlédnout během pár vteřin po vyšetření. [16, 26, 27]

Princip iterativní rekonstrukce spočívá ve vytvoření korekcí na jednotlivé body základního obrazu, tyto opakující se korekce probíhají až do té chvíle, než získáme na výstupu obraz co nejvěrnější skenovanému objektu a s redukováným šumem. Iterace se skládá z dat, jejich korekcí a srovnání výsledku korekce s daty před korekcí viz obr. 31. Základní obraz je v podstatě matematická matice, tvořená hodnotami odpovídajícím elektrickým signálům na daných souřadnicích. Hodnota signálu je ekvivalentem atenuace v daném bodě. Na tuto základní "obrazovou" matici jsou maticí o stejné hodnotě aplikovány korekce. Korekční matice je tvořena definovanými hodnotami. Po každém opakování neboli iteraci, kdy je tvořena další a další korekce na původní obrazovou matici, software provádí hodnocení výsledného obrazu a určuje, zda je již obraz věrný skutečnosti. Pokud obraz vyhodnotí jako nedostatečně kvalitní, nastávají další iterace a korekce obrazu, poté co je obraz vyhodnocen za kvalitní, iterační cyklus je ukončen. Iterace a síla korekcí mají definovaný

³⁴ Mypacs. [online]. [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: <http://www.mypacs.net/cases/BEAM-HARDENING-ARTIFACT-FROM-THR-ON-77-YO-CT-PELVIS-11552856.html>

počet a intenzitu, jelikož při nedostatečném množství iterací nebude šum v obraze dostatečně eliminován a při nadměrném počtu iterací bude naopak šum do obrazu generován, což jsou nežádoucí výsledky. [16, 26, 27, 28]

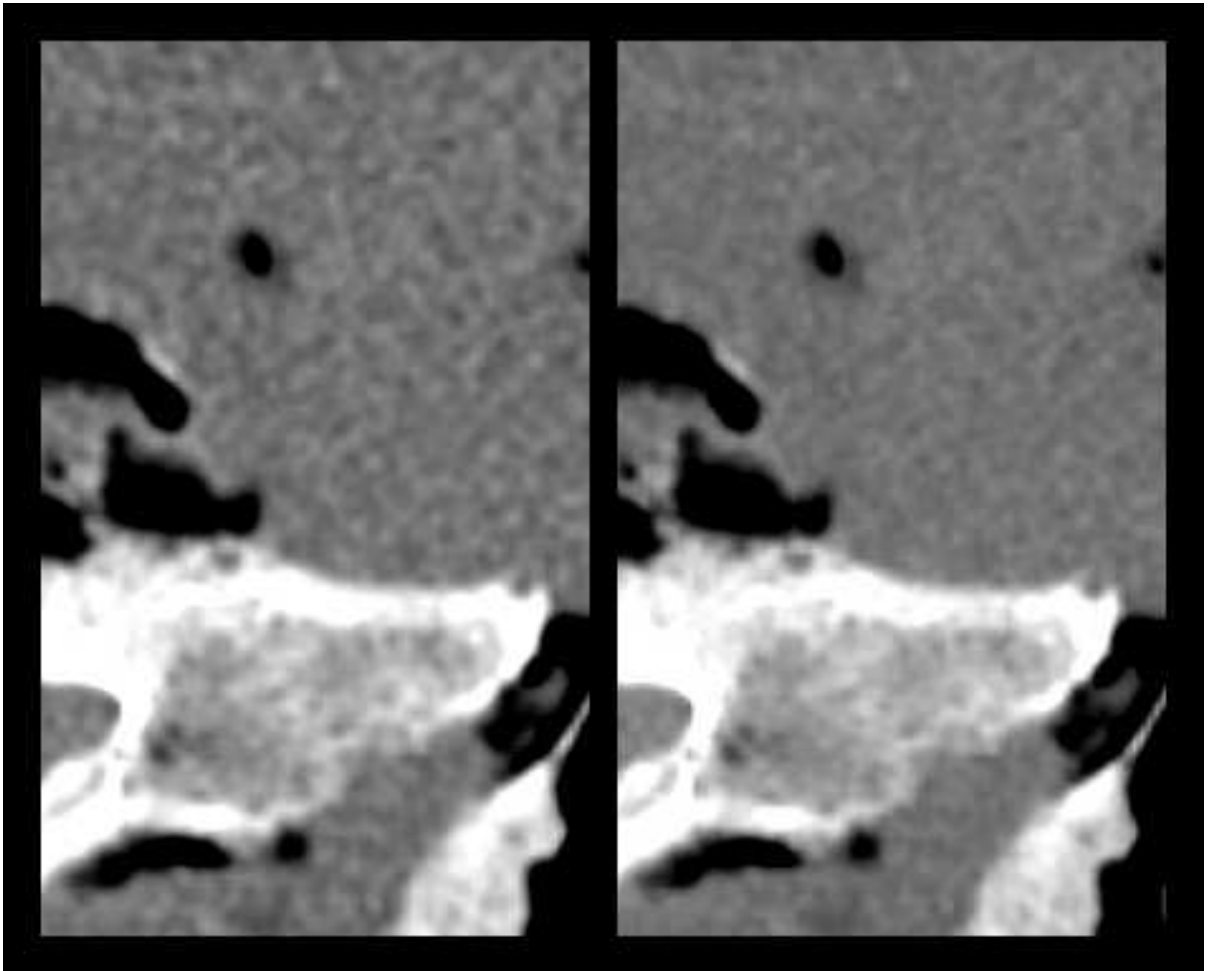
I iterativní rekonstrukce jsou vyvíjeny a zdokonalovány, jelikož se jedná o mnohačetné výpočty na maticích velkých hodnot, hledají se možnosti zjednodušení matematických algoritmů zajišťujících tyto výpočty. Zjednodušení výpočetních algoritmů umožňuje snížit nároky na hardware obrazových počítačů. Druhým směrem vývoje iterativních rekonstrukcí je snaha o zrekonstruování věrnějších obrázků s co nejnižší úrovní šumu. Proto nejmodernější iterativní rekonstrukce neprovádějí korekce pouze na úrovni základního vstupního obrazu, ale zpětně korigují i obrazová raw data viz obr. 31. [16, 26, 27, 28]



Obrázek 31 Schéma funkce dvou typů iterativních rekonstrukcí, IRIS a SAFIRE.³⁵

³⁵ SIEMENS MEDICAL. SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2010, s. 36 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: https://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/gg_ct_FBAs/files/brochures/SAFIRE_Brochure.pdf

Iterativní rekonstrukce se vyznačuje značným snížením kvantového šumu v obraze viz obr. 32. To nám dává možnost při zachování stejné kvality obrazu, respektive poměru signál/šum v obraze, snížit mAs a tím dosáhnout snížení dávky ionizujícího záření, které obdrží pacient nebo dle potřeby zvýšit kvalitu obrazu i za předpokladu nižší dávky záření než při použití zpětné filtrované rekonstrukce.



Obrázek 32 Obrazový šum při rekonstrukci zpětnou filtrovanou projekcí (vlevo) a iterativní rekonstrukcí (vpravo), redukce šumu o 32% při použití IR.³⁶

³⁶ Vlastní zdroj.

PRAKTICKÁ ČÁST

8 Měření na fantomu

Cílem praktické části práce bylo na základě měření na fantomu prokázat efektivitu snížení dávky ionizujícího záření při vyšetření na výpočetním tomografu za použití iterativní rekonstrukce obrazu.

Měření probíhalo na výpočetním tomografu SOMATOM Definition AS+ firmy Siemens s iterativní rekonstrukcí SAFIRE, 64 řadým detektorem a rychlostí rotace gantry 0,5s. Nastaveny byly běžně používané traumatologické protokoly s rekonstruovaným řezem o síle 5mm. Kernel byl nastaven pro zobrazení měkkých tkání, pro mozek na H30s u FBP a J30s\3 u SAFIRE, pro pánev byl kernel B30f u FBP a I31f\3 u SAFIRE. Obraz se rekonstruoval pomocí zpětné filtrované rekonstrukce i iterativní rekonstrukce SAFIRE.

Měřil se tzv. RANDO fantom viz obr. 33. Tento fantom je konstruován především pro využití v radioterapii, kde slouží pro měření rozložení dávky záření v těle pacienta. V radioterapii se měření provádí pomocí termoluminiscenčních dozimetrů, z tohoto důvodu je fantom provrtán v ose Z. Fantom je složen z 2,5 cm vrstev, ve kterých jsou zabudovány kostní struktury.

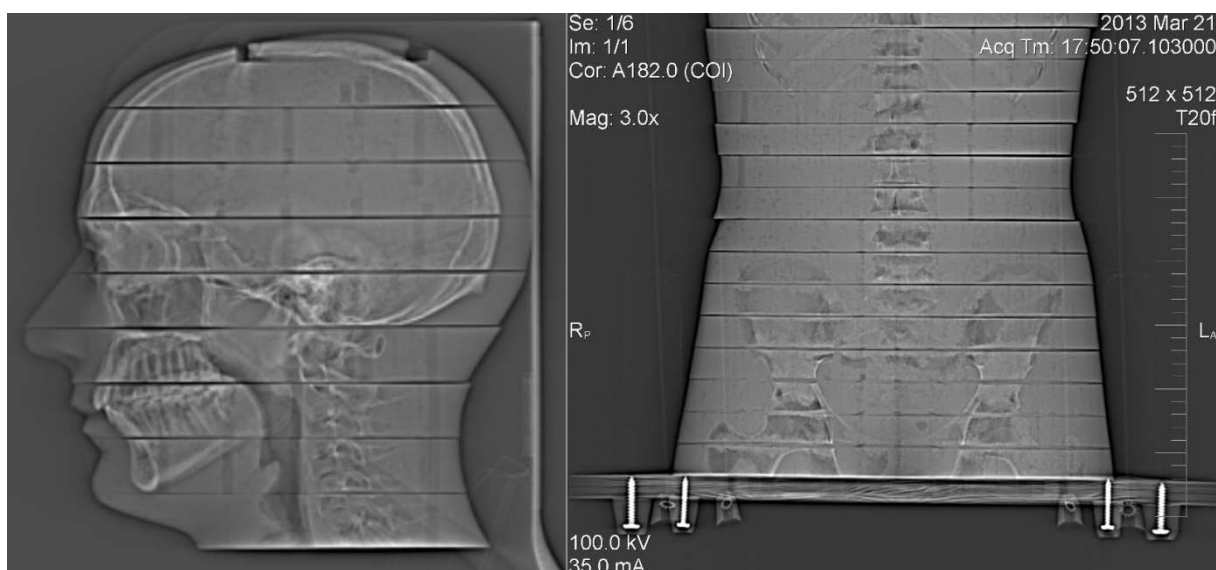


Obrázek 33 Fantom na CT.³⁷

³⁷ Vlastní zdroj.

RANDO fantom byl zvolen pro měření na výpočetním tomografu z důvodu co nejvěrohodnější podobnosti s reálným tělem pacienta viz obr 34. Tato podobnost je důležitá, jak v dávkovém měření v radioterapii, kvůli věrohodnosti rozložení dávky pro následující ozáření pacientů, tak při našem měření, kdy se výsledky dají ztotožnit s reálnými skeny pacientů. Fantom konstitučně odpovídá standardnímu 70kg pacientovi.

Při měření byl fantom na vyšetřovacím stole zajištěn proti pohybu.



Obrázek 34 Toposcan fantomovy hlavy (vlevo) a pánve s břichem (vpravo).³⁸

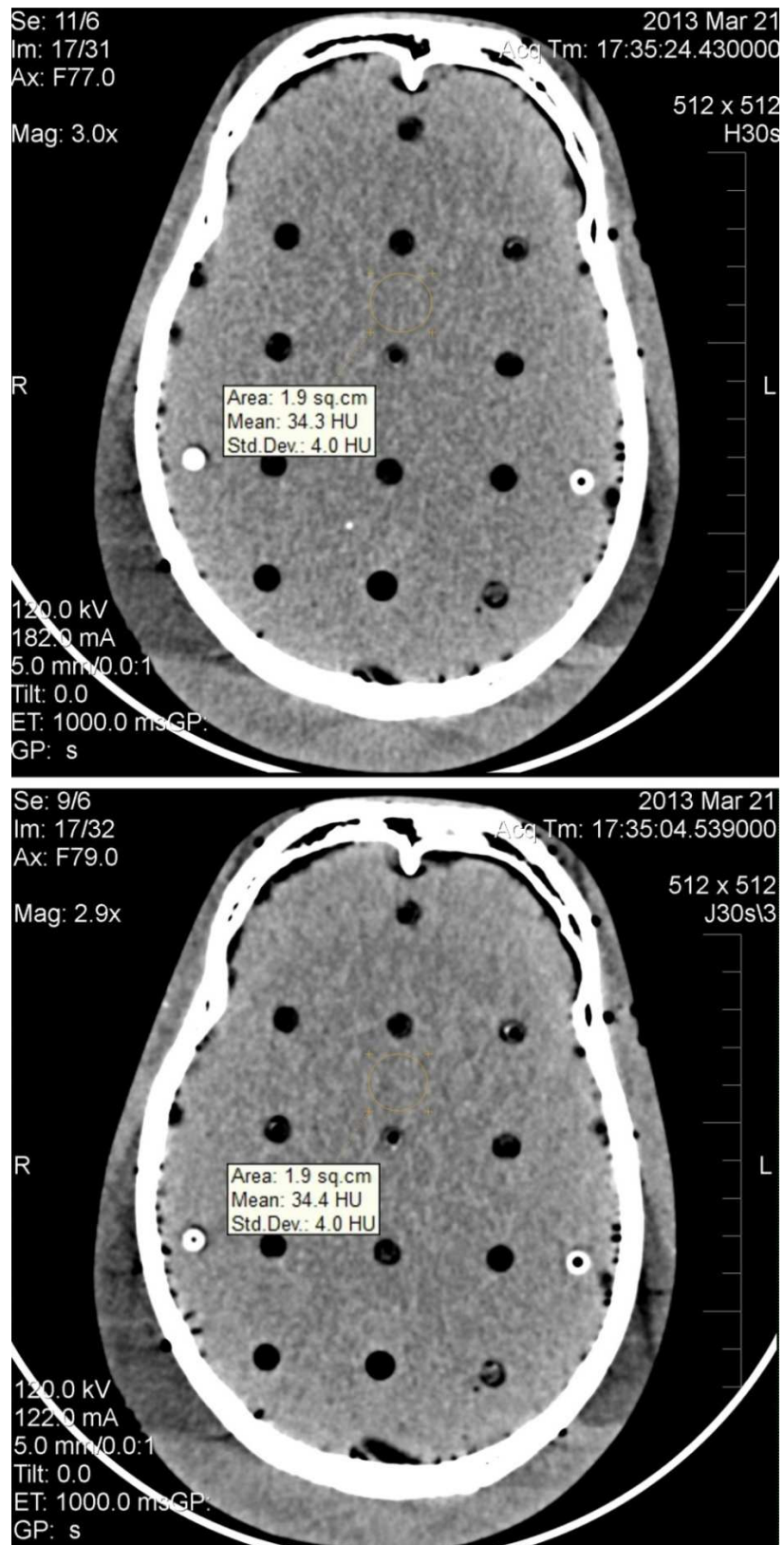
Prováděly se dva typy měření.

V prvním typu měření došlo ke skenování mozku a pánve fantomu se spuštěným režimem adaptivní modulace proudu tzv. CARE Dose 4D. Pro obě anatomické struktury se prováděly dvě měření s rozdílným nastavením referenčních mAs, ke každému měření se následně rekonstruoval obraz pomocí FBP i iterativní rekonstrukce SAFIRE.

Iterativní rekonstrukce SAFIRE měla při stejném skenovacím proudu použitým pro filtrovanou zpětnou projekci doložit snížení obrazového šumu.

Rozdílný skenovací proud měl docílit při různých typech rekonstrukce stejného šumu v obrazu a tím doložit snížení dávky dané rozdílným skenovacím proudem.

³⁸ Vlastní zdroj.



Obrázek 35 CT mozku, rekonstrukce FBP (nahore) a iterativní rekonstrukcí SAFIRE (dole).³⁹

³⁹ Vlastní zdroj

Z obrázků mozku viz obr. 35 vyplývá, že hladina obrazového šumu (Std. Dev.) je stejná pro oba řezy, toho bylo dosaženo rozdílným skenovacím proudem. Řez s použitím iterativní rekonstrukce SAFIRE byl pořízen pouze se 122mA, zatímco obrázek rekonstruovaný filtrovanou zpětnou projekcí vyžadoval použití 182mA pro udržení stejného obrazového šumu. Z toho vyplývá snížení dávky záření o 33% pro daný řez při použití iterativní rekonstrukce obrazu.

Při zrekonstruování výše uvedených obrázků řezu mozku filtrovanou zpětnou i iterativní rekonstrukcí se stejným skenovacím proudem vychází hladina obrazového šumu (Std. Dev.) o 20% nižší u iterativní rekonstrukce oproti filtrované zpětné projekci.

Spuštěný režim adaptivní modulace proudu CARE Dose 4D snížil hodnotu skenovacího proudu z 360mAs referenčních na 303mAs efektivních u filtrované zpětné projekce, u iterativní rekonstrukce SAFIRE došlo ke snížení proudu z 240mAs referenčních na 201mAs efektivních.

Dávkový objemový index $CTDI_{vol}$ byl pro sken mozku u filtrované zpětné projekce 43,67mGy, u iterativní rekonstrukce 29,03mGy (diagnostická referenční úroveň je $CTDI_w$ 60mGy pro mozek [29]). Při délce skenu 17cm by u vyšetření mozku hodnota DLP byla pro FBP 743mGy*cm, u SAFIRE by DLP bylo 494mGy*cm. To by znamenalo ušetření radiační zátěže pacienta při CT vyšetření mozku o 33,5% na celý sken. Při srovnání efektivních dávek při vyšetření dospějeme k výsledku 1,56mSv pro FBP rekonstrukci a 1,04mSv pro iterativní rekonstrukci obrazu. Rozdíl 0,52mSv efektivní dávky je velmi dobrým výsledkem pro pacienta, ale především je významný z pohledu kolektivní dávky záření. Dávka záření přijatá z toposcenu byla $CTDI_{vol}$ 0,14mGy. Soubor výše zmíněných hodnot pro mozek viz tabulka 3.

Tabulka 3 Redukce skenovacích parametrů a dávky pro mozek.⁴⁰

<i>mozek</i>	U [kV]	I_{řez} [mA]	CTDI_{vol} [mGy]	DLP [mGy*cm]	E_{ef} [mSv]
FBP	120	182	43,67	743	1,56
SAFIRE	120	122	29,03	494	1,04
úspora	0%	33%	33,5%	33,5%	33,5%

⁴⁰ Vlastní zdroj

Obrázky pánve viz obr. 36 byly získány stejným postupem jako obrázky mozku. Hladina obrazového šumu (Std. Dev.) je u obou obrázků stejná při rozdílných proudech, 518mA pro rekonstrukci FBP a 248mA pro iterativní rekonstrukci SAFIRE. Z toho vyplývá snížení dávky záření o 52,1% pro daný řez při použití iterativní rekonstrukce.

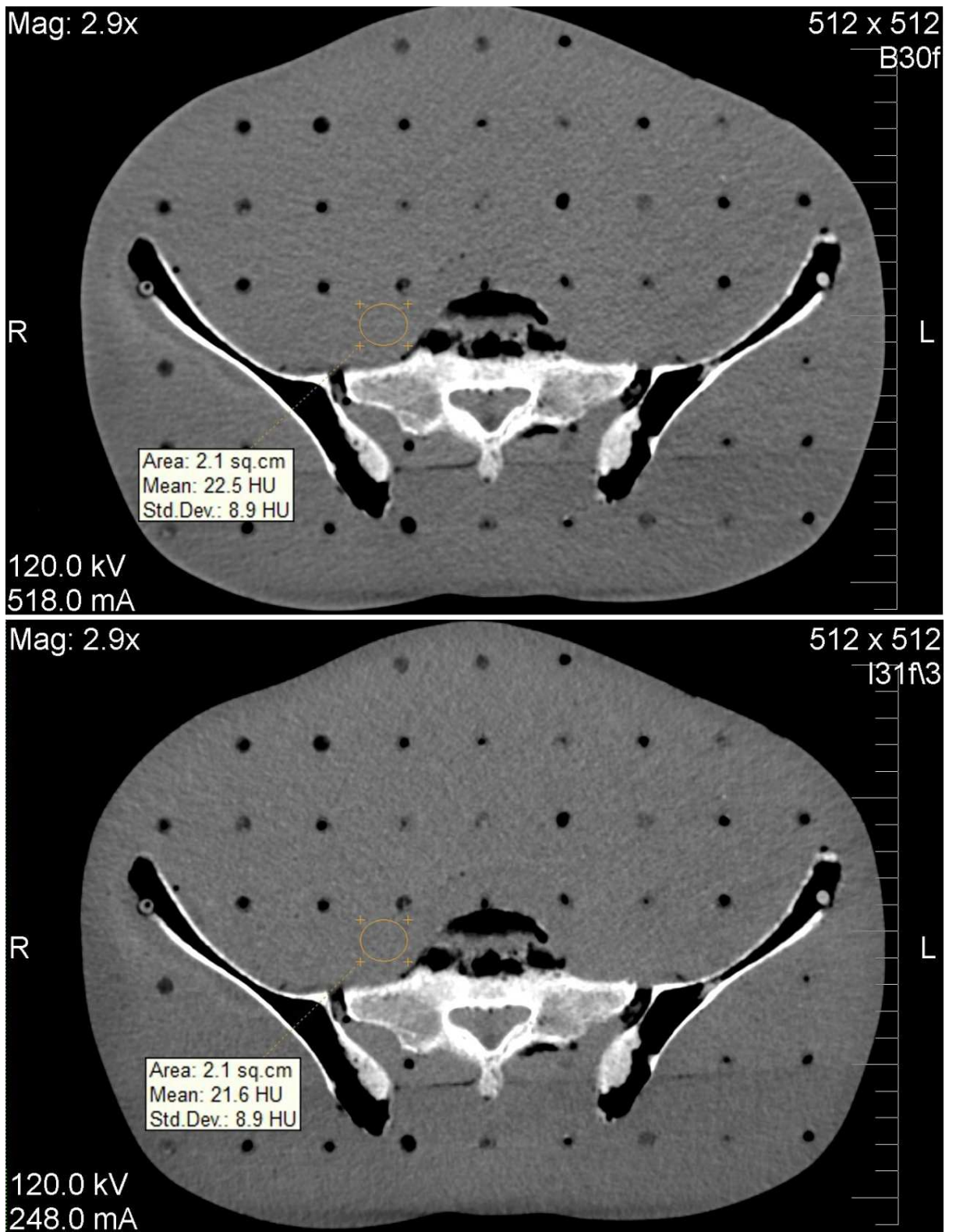
Při zrekonstruování výše uvedených obrázků řezu pánve filtrovanou zpětnou i iterativní rekonstrukcí se stejným proudem vychází hladina obrazového šumu (Std. Dev.) o 31% nižší u iterativní rekonstrukce oproti zpětné filtrované rekonstrukci viz obr. 32.

Dávkový objemový index $CTDI_{vol}$ byl pro oblast pánve u filtrované zpětné projekce 14,15mGy, u iterativní rekonstrukce 9,12mGy (diagnostická referenční úroveň je $CTDI_w$ 35mGy pro břicho i bederní páteř [29]). Při délce skenu 30cm by u vyšetření pánve hodnota DLP byla pro FBP 425mGy*cm, u SAFIRE by DLP bylo 274mGy*cm. To by znamenalo ušetření radiační zátěže pacienta při CT vyšetření pánve o 35,5%. Při srovnání efektivních dávek při vyšetření dospějeme k výsledku 6,38mSv pro FBP rekonstrukci a 4,11mSv pro iterativní rekonstrukci obrazu. Rozdíl 2,27mSv efektivní dávky je velmi dobrým výsledkem pro pacienta, ale především je významný z pohledu kolektivní dávky záření. Dávka záření přijatá z toposcany byla $CTDI_{vol}$ 0,08mGy. Soubor výše zmíněných hodnot pro pánev viz tabulka 4.

Tabulka 4 Redukce skenovacích parametrů a dávky pro pánev.⁴¹

<i>pánev</i>	U [kV]	$I_{řez}$ [mA]	$CTDI_{vol}$ [mGy]	DLP [mGy*cm]	E_{ef} [mSv]
FBP	120	518	14,15	425	6,38
SAFIRE	120	248	9,12	274	4,11
úspora	0%	52,1%	35,5%	35,5%	35,5%

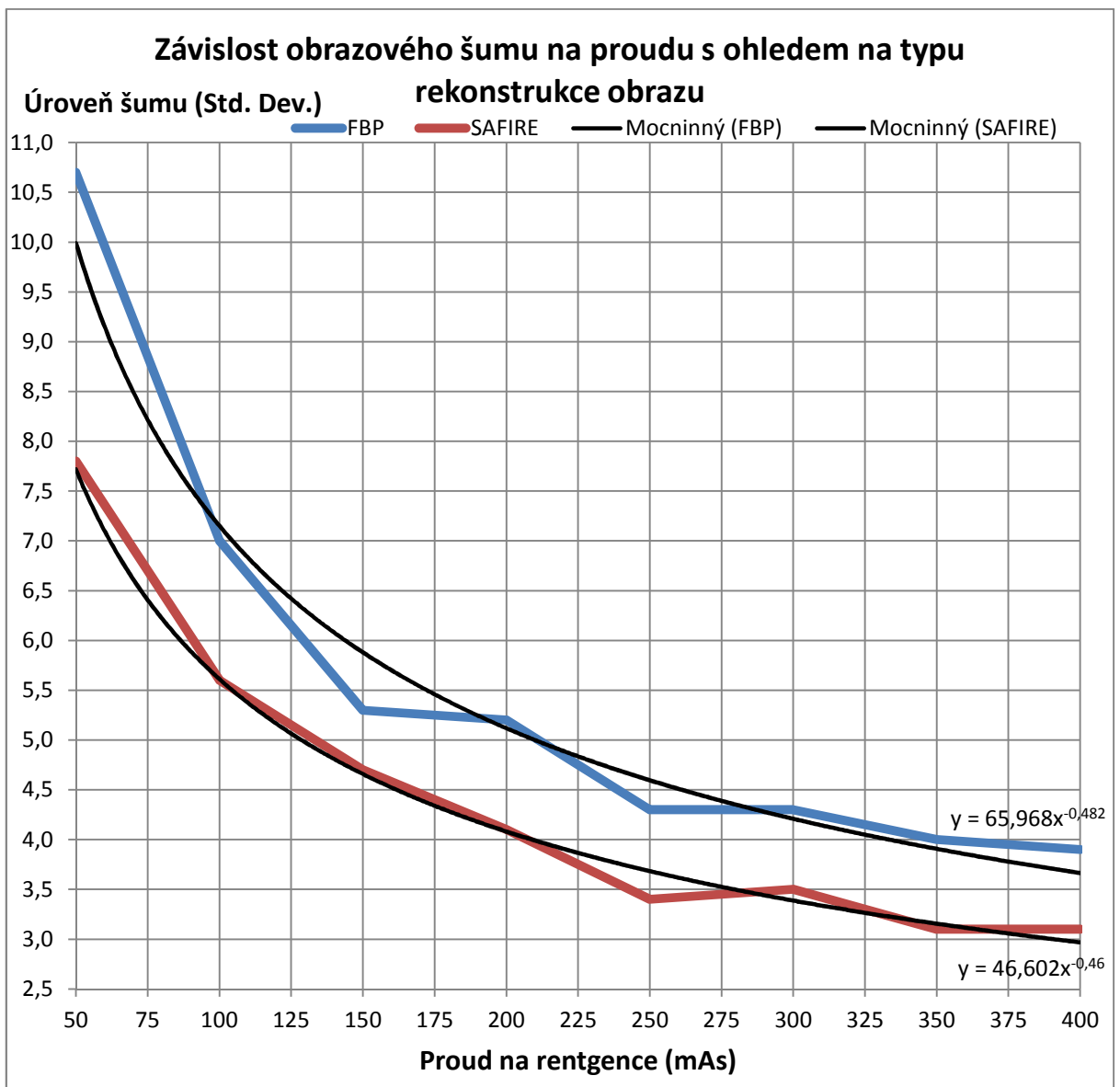
⁴¹ Vlastní zdroj



Obrázek 36 CT pánve, rekonstrukce FBP (nahore) a iterativní rekonstrukcí SAFIRE (dole).⁴²

⁴² Vlastní zdroj

V druhém typu měření se skenoval mozek s vypnutým režimem adaptivní modulace proudu tzv. CARE Dose 4D. Prováděla se měření s rozdílnými hodnotami referenčních mAs, v rozsahu 50 až 400mAs, s krokem po 50mAs. Každý sken se následně rekonstruoval pomocí FBP i iterativní rekonstrukce SAFIRE. U všech obrazových dat se ve stejném místě obrazu měřila úroveň šumu, jak při rekonstrukci FBP, tak i SAFIRE. Výsledkem tohoto měření je porovnání redukce šumu iterativní rekonstrukcí oproti zpětné filtrované rekonstrukci. Po vynesení dat do grafu získáme dva průběhy úrovně obrazového šumu v závislosti na skenovacím proudu, jeden z FBP a druhý ze SAFIRE rekonstrukce viz obr. 37.



Obrázek 37 Závislost obrazového šumu na proudu s ohledem na typu rekonstrukce.⁴³

⁴³ Vlastní zdroj

Ze vzájemné závislosti obrazového šumu a proudu lze odečíst redukci obrazového šumu nebo dávky ionizujícího záření při použití iterativní rekonstrukce viz tabulka 5. Tabulka je zkonstruována na základě hodnot ze spojnic trendu (mocninných křivek) FBP a SAFIRE z grafu.

Tabulka 5 Redukce obrazového šumu a dávky ionizujícího záření iterativní rekonstrukcí.⁴⁴

redukce šumu	šum SAFIRE (Std. Dev.)	šum FBP (Std. Dev.)	proud FBP (mAs)	proud SAFIRE (mAs)	redukce dávky
21,4 %	5,62	7,15	100	59	41,0 %
21,2 %	4,65	5,90	150	90	40,0 %
20,0 %	4,08	5,10	200	122	39,0 %
19,8 %	3,69	4,60	250	154	38,4 %
19,3 %	3,39	4,20	300	187	37,7 %
19,2 %	3,15	3,90	350	219	37,4 %
17,8 %	3,00	3,65	400	254	36,5 %

Z údajů v tabulce 5 i obr. 37 je vidět významnější redukce obrazového šumu při použití iterativní rekonstrukce v případě pořízení skenů s nižším proudem. Předpokládám, že tento fakt je vysvětlitelný tím, že při skenování s nižší úrovní proudu vzniká více obrazového šumu než při skenování s vyšším proudem, což má za následek větší uplatnění algoritmu iterativní rekonstrukce oproti filtrované zpětné rekonstrukci, která větší množství obrazového šumu více potlačuje.

Tabulka 5 i obr. 37 nám dávají k dispozici data na jejichž základě lze konstatovat, že při použití iterativní rekonstrukce se docílí snížení obrazového šumu přibližně o 20% nebo dávky ionizujícího záření přibližně o 40% oproti zpětné filtrované rekonstrukci obrazu. To jsou údaje, které jednoznačně hovoří ve prospěch iterativních rekonstrukcí a jejich oprávněnému uplatnění ke snížení dávky ionizujícího záření při CT vyšetřeních.

Dle výsledků měření lze říci, že pro vyšetřování mozku na výpočetním tomografu nemá příliš velký význam využívat efektivní vyšetřovací proud vyšší než cca 300mAs pro FBP a cca 200mAs pro iterativní rekonstrukci obrazu, jelikož při použití vyššího efektivního proudu nedochází k dostatečné redukci obrazového šumu v absolutních číslech. Právě naopak se iterativní rekonstrukce značně uplatní při tzv. Low Dose skenech pacienta. Dle úrovně šumu v obraze by se daly tyto výsledky aplikovat na protokoly zbylé části těla a upravit efektivní vyšetřovací proud těchto protokolů dle principu ALARA.

⁴⁴ Vlastní zdroj

9 Diskuze

V průběhu zhruba posledních 15 let, kdy se začali jednotliví výrobci zabývat řešením snížení radiační zátěže při CT vyšetřeních, se v tomto ohledu udělal opravdu velký pokrok. Přibližně v první polovině evoluce systémů uplatňovaných pro snížení radiační zátěže převládala hardwarová řešení, ovšem postupem času převládla řešení softwarová, na která se pravděpodobně budou výrobci nadále zaměřovat z důvodu postupného vyčerpávání možností hardwarových úprav výpočetních tomografů.

Pro snížení kolektivní radiační zátěže je možné se vydat i jiným směrem, než jen vylepšováním CT techniky, jelikož je nepravděpodobné, že se podaří ještě nějak zásadně snížit radiační zátěž při CT vyšetřeních. Tímto směrem může být větší rozšíření magnetických rezonancí, které by mohly přebrat velkou část vyšetření za výpočetní tomografy a ušetřit tak ozáření mnoha pacientů. To by bylo žádoucí především pro dětské pacienty. Ovšem pro větší možnost nahrazení vyšetření na výpočetním tomografu by bylo potřeba ještě o mnoho urychlit vyšetření magnetickou rezonancí.

V případě dalšího snižování radiačního zatížení pacientů při vyšetření výpočetní tomografií se jeví jako možné směry vývoje např. konstrukce monochromatického zdroje RTG záření, který by emitoval pouze záření přesně definované energie. Toto řešení by rapidně snížilo radiační zátěž pacienta, jelikož bychom odstranili velkou část dnes širokého energetického spektra generovaného zdrojem. To by vedlo i ke snížení šumu v obrazu neboli další možnosti snížení vyšetřovacího proudu. Dalším zlepšením by mohlo být pulzní snímání projekcí během rotace, což by vedlo k další značné redukci dávky ionizujícího záření. S těmito vylepšeními souvisí i konstrukce moderního polovodičového detektoru s přímou konverzí, jehož účinnost by se blížila sta procentům, taktéž by zvládal režim pulzního snímání dat. V potaz reálně přichází také možnost kvalitnějších rekonstrukčních metod obrazových dat potlačujících obrazový šum. Těžko odhadovat, zda by bylo možné dnešní dávky záření při vyšetření zredukovat ještě na 10% nebo 1% dnešních hodnot u moderních výpočetních tomografů?

Nebo se objeví naprosto nová a revoluční technologie nahrazující současné výpočetní tomografy? Případně přijde nová generace CT přístrojů jako tato? Viz obr. 38.



Obrázek 38 Somatom definition fruit⁴⁵

⁴⁵ Auntminnie. [online]. [cit. 2013-05-03]. Dostupné z:
http://www.auntminnie.com/index.asp?sec=rca&sub=rsna_2008&pag=pho&photoID=700

10 Závěr

Díky psaní této bakalářské práce jsem získal mnoho cenných poznatků a informací o současné moderní zdravotnické technice, mezi kterou výpočetní tomografy bezesporu patří. Dozvěděl jsem se hodně o historickém vývoji výpočetních tomografů, jejich konstrukci a funkci. Ale především jsem se dozvěděl, jakými inovacemi byly za posledních 15 let výpočetní tomografy vylepšeny pro snížení radiační zátěže pacientů při vyšetření a nejen té. Všechny tyto hlavní technické inovace, jak z oblasti hardware, tak software, jsou v této práci popsány a vysvětleny. V závěru práce je na praktickém měření na fantomu doložena redukce dávky ionizujícího záření při použití iterativní rekonstrukce. Právě výsledky měření potvrdili velký přínos této metody pro snížení dávky ionizujícího záření oproti předešlé používané rekonstrukční metodě FBP. Iterativní rekonstrukce je jednou z nejmladších technických novinek uplatňovanou pro snížení radiační zátěže při vyšetření na výpočetním tomografu. Vysvětlit a měřením doložit tato fakta bylo i cílem této bakalářské práce.

I přes provedení všech opatření pro snížení radiační zátěže při CT vyšetřeních není dosahováno snížení ani stagnace kolektivní dávky záření populaci. Tento nepříznivý vývoj je ovlivněn stále větší dostupností výpočetních tomografů nejen v České republice, ale i v ostatních zemích světa. Dalším nepříznivým faktorem v nárůstu kolektivní dávky je každoroční nárůst počtu vyšetření provedených pomocí výpočetních tomografů, doložený statistickými údaji organizací pro radiační ochranu. Vzhledem k výše uvedeným faktům je důležité pokračovat ve vývoji dalších inovací, které sníží dávky ionizujícího záření při CT vyšetřeních, jelikož výpočetní tomografy patří v radiodiagnostice k největším zdrojům radiační zátěže. Právě z důvodu velkého nárůstu počtu CT vyšetření v posledních letech je téma snižování radiační zátěže velmi aktuální. I to byl důvod mého výběru daného tématu pro zpracování v této závěrečné práci.

Tato bakalářská práce je přínosná jak pro laickou, tak odbornou veřejnost, jelikož přináší souhrn problematiky vyšetření na výpočetním tomografu z pohledu radiační zátěže a hlavních metod aplikovaných pro její redukci. Tyto metody jsou uceleně popsány a vysvětleny, což čtenáře zasvěťí do dané problematiky. Práce popisuje metody snižování radiační zátěže, jež jsou používány u moderních výpočetních tomografů, ovšem ne všechny tyto inovace jsou instalovány u výpočetních tomografů současně fungujících ve zdravotnických zařízeních, zejména pak iterativní rekonstrukce obrazových dat přiblížená v praktické části této práce.

11 Seznam bibliografických citací

1. SMITH-BINDMAN, Rebecca a Diana L. MIGLIORETTI. Use of Diagnostic Imaging Studies and Associated Radiation Exposure for Patients Enrolled in Large Integrated Health Care Systems, 1996-2010<alt-title>Diagnostic Imaging and Radiation Exposure</alt-title>. JAMA: The Journal of the American Medical Association [online]. 2012-06-13, roč. 307, č. 22, s. 2400- [cit. 2013-04-10]. ISSN 0098-7484. DOI: 2012.5960. Dostupné z: <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.2012.5960>
2. OPOČENSKÝ, Martin. Epidemický nárůst zobrazovacích metod v USA. [online]. 2012 srpen 13 [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: <http://www.medop.cz/medop/ostatni/epidemicky-narust-zobrazovacich-metod-v-usa>
3. The National Council on Radiation Protection: NCRP [online]. [cit. 2013-04-10]. Dostupné z: <http://www.ncrppublications.org>
4. EINSTEIN, Andrew J. Effects of Radiation Exposure From Cardiac Imaging : How Good Are the Data?. In: Journal of the American College of Cardiology [online]. 2012 February 7, s. 553-565 [cit. 2013-04-10]. ISSN 0735-1097. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735109711049217>
5. Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR: ÚZIS. [online]. [cit. 2013-04-14]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/category/tematicke-rady/zdravotnicka-statistika/radiologie-zobrazovaci-metody>
6. TRUELLOVÁ, Iva. Přístroje vybrané zdravotnické techniky v České republice. Praha, 2002. Dostupné z: <http://www.apra.ipvz.cz/download.ashx?item=170>. Atestační práce v rámci specializační přípravy. Škola veřejného zdravotnictví IPVZ. Vedoucí práce Antonín Malina.
7. ŠMORANC, Pavel. Rentgenová technika v lékařství. 1. vyd. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola Pardubice, 2004, 264 s. ISBN 80-854-3819-4.
8. SVOBODA, Milan. Základy techniky vyšetřování rentgenem. 2. vydání. Praha : Avicenum, 1976. 605 s.
9. SIEMENS MEDICAL. Computed Tomography: Its History and Technology. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, s. 36 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z:

http://www.medical.siemens.com/siemens/zh_CN/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_History_and_Technology.pdf

10. GOLDMAN, Lee W. Principles of CT and CT Technology. Journal of Nuclear Medicine Technology [online]. 2007, č. 3, s. 35 [cit. 2013-04-17]. Dostupné z: <http://tech.snmjournals.org/content/35/3/115.full>
11. KLENER, Vladislav. Principy a praxe radiační ochrany. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.
12. ULLMANN, Vojtěch. Astro Nukl Fyzika: jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz>
13. Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany: ICRP 103. In: SUJB, 2007. Dostupné z: http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/ICRP103_dokument.pdf
14. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.
15. DRASTICH, Aleš. Tomografické zobrazovací systémy. 1. vyd. Brno: VUT, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
16. TOSHIBA. Toshiba medical [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: <http://medical.toshiba.com/products/ct/index.php>
17. TSALAFOUTAS, I. A. a S. I. METALLIDIS. A method for calculating the dose length product from CT DICOM images. British Journal of Radiology [online]. roč. 84, č. 999, s. 236-243 [cit. 2013-04-20]. ISSN 0007-1285. DOI: 10.1259/bjr/37630380. Dostupné z: <http://bjr.birjournals.org/cgi/doi/10.1259/bjr/37630380>
18. SIEMENS MEDICAL. Siemens healthcare: computed tomography [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://healthcare.siemens.com/computed-tomography>
19. SIEMENS MEDICAL. Guide to low dose. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2010, s. 130 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/brochures/LowDose_Guide_Final.pdf
20. SIEMENS MEDICAL. Dual energy CT. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2008, s. 58 [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: https://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/gg_ct_FBAs/files/Options_Portal/Case_Studies/Dual_Energy_CT.pdf

21. Dual Source CT experts community [online]. [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: <http://www.dsct.com>
22. GRANT, Katharine a Bernhard SCHMIDT. SIEMENS MEDICAL. CARE kV: Automated Dose-Optimized Selection of X-ray Tube Voltage. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2011, s. 6 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/Case_Studies/Car ekV_White_Paper.pdf
23. FLOHR, Thomas. SIEMENS MEDICAL. CARE Dose 4D: Real-time Anatomic Exposure Control. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2011, s. 4 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/Case_Studies/A9115-111236_Care_Dose_4D.pdf
24. FLOHR, Thomas. SIEMENS MEDICAL. Cardiac CT aquisition modes: Adaptive cardio sequence. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2011, s. 4 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/Case_Studies/Cardiac_CT_Acquisition_Modes.pdf
25. SMITH, W. Digital signal processing: scientist and engineer's guide. Vyd. 1. California: California Technical Publishing, 1997, 626 s. ISBN 09-660-1763-3. Dostupné z: <http://www.dspguide.com/pdfbook.htm>
26. HOZMAN, Jiří a Karel ROUBÍK. Tomografické zobrazovací metody v lékařství - CT. In: [online]. Praha: audiovizuální studio ČVUT, 2001 [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: <http://www.youtube.com/watch?v=eLI8hQAtixs&list=FLxgJH5MTgVvdasG9UTUuJ4g&index=4>
27. SIEMENS MEDICAL. SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. [online]. Germany, Erlangen: Siemens medical, 2010, s. 36 [cit. 2013-04-16]. Dostupné z: https://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/gg_ct_FBAs/files/brochures/SAFIRE_Brochure.pdf
28. ŽIŽKA, Jan. Česká radiologie: Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? [online]. Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, roč. 2011, č. 3 [cit. 2013-04-22]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf
29. Česká republika. Atomový zákon: Diagnostické referenční úrovně. In: Sbíрка zákonů č. 499 / 2005. SÚJB, 2005. Dostupné z: <http://www.vf.cz/data/files/v307-2002np9-197-272-cz.pdf>