

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Možnosti redukce dávky ionizujícího záření na pacienta
při CT vyšetření

Bakalářská práce
2018

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2016/2017

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Vojtěch Vlasák**
Osobní číslo: **Z13320**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Možnosti redukce dávky ionizujícího záření na pacienta při CT vyšetření**
Zadávací 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. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

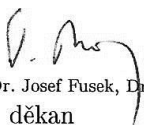
1. HUŠÁK, Václav. **Radiační ochrana pro radiologické asistenty**. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, ISBN 978-80-244-2350-0.
2. SEIDL, Zdeněk. **Radiologie pro studium i praxi**. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
3. ŠMORANC, Pavel. **Rentgenová technika v lékařství**. 1. vyd. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola, 2004. ISBN 80-854-3819-4.
4. UNEP [United Nations Environment Programme], 2016. **Ionizující záření: účinky a zdroje** [online]. Přeložil Státní úřad pro jadernou bezpečnost. In: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. ISBN 978-92-807-3600-7. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/dokumenty/RadiationInsidePart-Czech-Feb_2017-1.pdf.
5. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. **Zobrazovací metody pro radiologické asistenty**. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Petr Dvořák, Ph.D.**

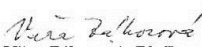
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2016**

Termín odevzdání bakalářské práce: **26. června 2018**


prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.
děkan

L.S.


Věra Záhorová, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 25. června 2018

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji, že jsem tuto práci 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 25.6. 2018

Vojtěch Vlasák

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce MUDr. Petru Dvořákovi, PhD. za jeho odborné vedení. Současně bych rád poděkoval Mgr. Jaroslavu Stormovi, Mgr. Věře Záhorové, PhD. a paní Jitce Součkové za cenné rady a neocenitelnou pomoc při zajišťování praktické části mé bakalářské práce. V neposlední řadě patří velké díky mé přítelkyni a rodině za psychickou a finanční podporu při studiu, a hlavně za možnost vzdělávat se. Za „pevnou ruku“, kterou nade mnou po celou dobu studia drželi a naděje, které do mne vkládali.

ANOTACE

Bakalářská práce ve své teoretické části popisuje principy radiační ochrany a nastavitelné parametry CT, které mají vliv na velikost radiační zátěže pacienta, a také metody používané k úpravě obrazu. Na základě těchto poznatků a studia odborné literatury byly stanoveny hypotézy, které byly ve výzkumné části ověřeny měřením na antropomorfním fantomu.

KLÍČOVÁ SLOVA

CT, MDCT, výpočetní tomografie, radiační ochrana, radiodiagnostika, ionizující záření, radiační zátěž,

TITTLE

Possible radiation dose reduction of patients during computed tomography examination

ANNOTATION

In theoretic part of the bachelor thesis there is a description of main principles of radiation protection and adjustable parameters of CT, that persuade radiation dose of patients. There are also mentioned methods used for image adjustment. Based on the knowledges and professional literature there were defined hypotheses, that were verified in research part by anthropomorphic phantom measuring.

KEY WORDS

CT, MDCT, computed tomography, radiation protection, radiology, ionizing radiation, radiation dose

Obsah

1. Teoretická část	15
1.1. CT pracoviště	15
1.2. CT vyšetření	15
1.3. Historické mezníky výpočetní tomografie	16
1.4. Konstrukce CT přístrojů	17
1.4.1. Rentgenka	17
1.4.2. Generace CT přístrojů	19
1.4.3. Helikální CT	20
1.4.4. Multidetektorové CT	21
1.5. Parametry CT přístroje ovlivňující radiační zátěž pacienta	21
1.5.1. Napětí rentgenky	21
1.5.2. Proud rentgenky	22
1.5.3. Perioda rotace rentgenky	22
1.5.4. Pitch faktor	22
1.5.5. Efektivní elektrické množství	23
1.5.6. Expoziční automatika	23
1.6. Rekonstrukce CT obrazu	23
1.6.1. Filtrovaná zpětná projekce	23
1.6.2. Iterativní rekonstrukce	24
1.6.3. Adaptivní statistická iterativní rekonstrukce	25
1.6.4. Iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru	25
1.7. Radiační ochrana	25
1.7.1. Radiační zátěž populace	26
1.7.2. Rentgenové záření	28
1.7.3. Interakce RTG záření s látkou	30

1.7.4.	Biologické účinky RTG záření	30
1.7.5.	Principy radiační ochrany	30
1.7.6.	Využití diagnostických referenčních úrovní (DRÚ)	31
1.7.7.	Metody ochrany před účinky ionizujícího záření	32
1.7.8.	Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně.....	32
1.7.8.1.	Absorbovaná dávka.....	32
1.7.8.2.	Ekvivalentní dávka	32
1.7.8.3.	Efektivní dávka	33
1.7.8.4.	Vážený kermový index výpočetní tomografie.....	33
1.7.8.5.	Objemový kermový index výpočetní tomografie	33
1.7.8.6.	Dose lenght product	33
1.7.8.7.	Size-Specific Dose Estimate	34
1.7.9.	Zásady radiační ochrany	34
2.	Výzkumná část.....	36
2.1.	Výzkumné otázky	36
2.1.1.	Umožňuje iterativní rekonstrukce snížení radiační zátěže pacienta?.....	36
2.1.2.	Vede automatická modulace proudu ke snížení radiační zátěže pacienta?.....	36
2.1.3.	Jak ovlivňuje pitch faktor radiační zátěž pacienta?.....	36
2.2.	Metodika výzkumu	36
2.2.1.	Iterativní rekonstrukce a radiační zátěž pacienta	38
2.2.2.	Automatická modulace proudu a radiační zátěž pacienta	39
2.2.3.	Pitch faktor a radiační zátěž pacienta.....	39
2.3.	Prezentace výsledků.....	40
2.3.1.	Iterativní rekonstrukce a radiační zátěž pacienta	40
2.3.2.	Automatická modulace proudu a radiační zátěž pacienta	43
2.3.3.	PITCH faktor a radiační zátěž pacienta	47
3.	Diskuze	51

4.	Závěr	53
5.	Seznam zdrojů a použité literatury:	54

Seznam obrázků

Obrázek 1 Schéma historické rentgenky s pevnou anodou (UNEP 2016, s. 5).....	18
Obrázek 2 Schéma rotační rentgenky typu Straton (Súkupová 2013b).....	19
Obrázek 3 Rozdělení radiační expozice dle zdrojů (UNEP 2016, s. 27).....	27
Obrázek 4 Vývoj celosvětové expozice IZ z lékařské radiologie v 1988-2008 (UNEP 2016, s. 35)	28
Obrázek 5 Brzdné záření – převažující typ záření produkovaného rentgenkou (Seidl 2012, s. 29).....	29
Obrázek 6 Charakteristické záření, vznikající při srážce letícího elektronu z anody s elektronem z elektronového obalu katody (Seidl 2012, s. 29).....	29
Obrázek 7 Antropomorfní fantom připravený k měření, fantom model PH-2 PBU-50 simulující pacienta. Jedná se o model člověka v životní velikosti, s umělou kostrou i vnitřními orgány (zdroj: foto autor).....	37
Obrázek 8 Nativní CT mozku pomocí FBP, oblast pravé postranní komory, elektrické množství 170 mAs	40
Obrázek 9 Porovnání parametru signál - šum v závislosti na redukci dávky IZ při použití IR (FBP=100%)	42
Obrázek 10 Nativní CT trupu, s ATCM, oblast malé pánve, elektrické množství 117 mAs	43
Obrázek 11 Graf - Porovnání zátěže IZ s použitím automatické modulace proudu při CT pánve.....	44
Obrázek 12 Graf - Porovnání zátěže IZ s použitím automatické modulace proudu při CT břišní krajiny	45
Obrázek 13 Graf - Porovnání zátěže IZ s použitím automatické modulace proudu při CT trupu - hrudní krajiny	46
Obrázek 14 Nativní CT trupu, oblast srdce, P=0,70	47
Obrázek 15 Nativní CT trupu, volná tekutina nad bránicí, P=1,0	47
Obrázek 16 Graf - Možnost redukce zatížení pacienta IZ při CT vyšetření nad bránicí změnou PITCH faktoru.....	48
Obrázek 17 Graf - Možnost redukce zatížení pacienta IZ při CT vyšetření v oblasti jater změnou PITCH faktoru.....	49
Obrázek 18 Graf-Možnost redukce zatížení pacienta IZ při CT vyšetření v oblasti srdce změnou PITCH faktoru.....	50

Seznam tabulek

Tabulka 1 – naměřené a upravené hodnoty	41
Tabulka 2 Vývoj hodnot SNR v závislosti na elektrickém množství v oblasti pánve....	44
Tabulka 3 Vývoj hodnot SNR v závislosti na elektrickém množství v oblasti malé pánve	45
Tabulka 4 Vývoj hodnot SNR v závislosti na elektrickém množství v oblasti srdce.....	46
Tabulka 5 Vývoj hodnot SNR a I/PITCH v závislosti na pitch faktoru v oblasti nad bránicí	48
Tabulka 6 Vývoj hodnot SNR a I/PITCH v závislosti na pitch faktoru v oblasti jater ..	49
Tabulka 7 Vývoj hodnot SNR a I/PITCH v závislosti na pitch faktoru v oblasti srdce .	50

Seznam použitých zkratk

AEC – expoziční automatika

ALARA – As low as reasonably achievable

ASIR – adaptivní interaktivní rekonstrukce

ATCM – automatická modulace proudu

CT – výpočetní tomografie

CTDI_{VOL} – objemový kermový index výpočetní tomografie

CTDI_w – vážený kermový index výpočetní tomografie

DLP – součin dávky a délky

DRÚ – diagnostické referenční úrovně

FBP – filtrovaná zpětná projekce

GE - General Electric

Gy - Gray

H_T – ekvivalentní dávka

HU – Hounsfieldova jednotka

I – elektrický proud

IR – iterativní rekonstrukce

IRIS – iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru

IT – informační technologie

IZ – ionizující záření

K. L. – kontrastní látka

kV - kilovolt

mA – miliampér

mAs – miliampér-sekunda

MDCT – multidetektorová výpočetní tomografie

PACS - Picture Archiving and Communication System

Pb - olovo

Po - polonium

PPK – pravá postranní komora

Ra - radium

Rn - radon

RTG – rentgenový

SNR – poměr signál - šum

SSDE – veličina pro odhad dávky na konkrétní rozměr těla

Sv - Sievert

Th - thorium

U - napětí

UNEP – United Nations Environment Programme

UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

W - wolfram

W_R – radiační váhový faktor

W_T – tkáňový váhový faktor

ZIZ – zdroj ionizujícího záření

Úvod

Objev paprsků X Wilhelmem Conradem Röntgenem v roce 1895 znamenal již od počátků svého využití v oblasti medicíny obrovský pokrok. Již na přelomu devatenáctého a dvacátého století byly zhotovovány první rentgenové snímky, současně se rozvíjela i skiaskopie. *“Nedostatky rentgenových snímků však spočívají v tom, že jednotlivé orgány jsou zobrazeny sumárně (překrývají se). Nelze vždy proto jednoznačně určit, kterými orgány rentgenový paprsek prošel, a touto metodou nelze vytvořit skutečný (anatomický) řez těla.”*

(Seidl 2012, s. 44)

V 60. letech minulého století položil britský fyzik Godfrey Newbolt Hounsfield základní kámen výpočetní tomografii. Prvním komerčně vyráběným CT přístrojem byl již na počátku sedmdesátých let EMI Mark I. V tehdejší Československu byl jako první v roce 1978 instalován CT přístroj firmy Ohio-Nuclear ve Fakultní nemocnici v Hradci Králové. Zpočátku bylo CT vyšetření časově velmi náročné, využívalo bylo především v oblasti neuroradiologie. S prudkým rozvojem technologie na přelomu milénia dochází k výraznému nárůstu počtu instalovaných přístrojů i prováděného spektra vyšetření. S rozvojem multidetektorové výpočetní tomografie (MDCT), kdy se doba vyšetření pacienta redukuje do řádu několika sekund, získává CT nezastupitelné místo v traumatologii, kardiologii a mnoha dalších oblastech moderní medicíny. S nárůstem diagnostických možností však výrazně roste i radiační zátěž populace spojená s CT vyšetřováním. Publikace United Nations Environment Programme (UNEP 2016, s. 34) uvádí: *“V důsledku širokého využívání CT spojeného s významnou dávkou na jedno vyšetření se celosvětová průměrná efektivní dávka spojená s diagnostickými radiologickými výkony téměř zdvojnásobila z hodnoty 0,35 mSv v roce 1988 na 0,62 mSv v roce 2007. Podle posledního přehledu United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) odpovídá CT skenování za 43 % celosvětové kolektivní dávky z radiologických procedur.”* (UNEP 2016, s. 34)

Výpočetní tomografie je dnes nezastupitelnou diagnostickou metodou, její použití je však pro pacienta spojeno s poměrně významnou radiační zátěží a nárůstem rizika iatrogenních nádorových onemocnění. Radiační zátěž spojená s CT vyšetřováním je z pohledu celosvětové kolektivní dávky nejvýznamnějším umělým zdrojem ionizujícího záření. Redukce dávky ionizujícího záření na pacienta při CT vyšetření má tedy zásadní vliv na celkovou radiační zátěž populace.

Cíl práce

Cílem mé bakalářské práce je studium odborných zdrojů se zaměřením na možnosti optimalizace radiační zátěže pacienta v souvislosti s CT diagnostickými postupy. Účinnost metod redukce dávky na pacienta bude ve výzkumné části práce ověřena měřeními na antropomorfním fantomu.

1. Teoretická část

1.1. CT pracoviště

Vyšetření výpočetní tomografií je jednou z radiodiagnostických metod využívajících vlastností RTG záření. Především jeho schopnost diferencovaně se absorbovat v tkáních s různou mírou pohlcení (denzitou). (Vomáčka 2012, s. 42)

Denzita je matematicky vyjádřitelná v "Hounsfieldových jednotkách (HU).

„Škála HU umožňuje stanovit denzity jednotlivých materiálů v rozmezí -1000 HU až 3096 HU“. (Vomáčka 2012, s. 42-43) Hodnotu -1000 má vzduch, 0 má voda, kostěné struktury mají hodnotu 1000 a kovové artefakty nabývají hodnot až 3096 HU. (Vomáčka 2012, s. 42)

„Základní vyšetřovací protokoly se provádějí ve standardizovaných oknech. Stejně skeny je někdy nutné doplnit i v jiných oknech“. (Vomáčka 2012, s. 43)

Vlastní pracoviště je vybaveno vyšetřovacím „tunelem“ (gantry – kde je mimo jiné uložena rentgenka s detektory), posuvným stolem a dalšími přídatnými zařízeními, například tlakovým injektorem kontrastní látky nebo anesteziologickým přístrojem. Dále se zde nachází obslužný stůl (ovladovna) a vyhodnocovací stůl (popisovna). Nesmí chybět pracovní stanice pro zpracování specializovaných programů nebo 3D obrazů. (Vomáčka 2012, s. 43)

Výstupem CT vyšetření je zpravidla grafické zobrazení anatomických struktur, s možností výběru nebo fúze (sloučení) více obrazů do konečného zobrazení. Výsledkem mohou být například 3D obrazy zobrazující jednotlivé zájmové anatomické struktury, nebo 2D obrazy se zvýrazněním/potlačením signálu, případně 3D rekonstrukce jednotlivých funkčních soustav. (Vomáčka 2012, s. 43)

1.2. CT vyšetření

Vlastní vyšetření může být indikováno s kontrastní látkou (K.L.) nebo tzv. může jít o nativní vyšetření. V obou případech je nutné pacienta informovat o průběhu vyšetření a zajistit podepsání informovaného souhlasu. Je nezbytné zjistit, zda pacient nemá potíže, které by mohly komplikovat vyšetření. (Vomáčka 2012, s.44)

Vyšetření s K.L. předchází standartní příprava pacienta. Ta spočívá nejen v tom, že pacient musí minimálně 6 hodin před vyšetřením lačnit, ale i v důkladné znalosti osobní anamnézy pacienta, zejména je nutné odebrat alergologickou anamnézu a znát kvalitu renálních funkcí. „*U pacientů s pozitivní alergologickou anamnézou je nezbytné pacienta premedikovat, případně ještě zajistit přítomnost anesteziologa během vyšetření. Před intravenózní aplikací musí být zabezpečen nitrožilní přístup zavedením plastické kanyly. a následně je připojen přetlakový injektor. Pacient musí být uložen na vyšetřovaném stole tak, aby vyšetřované orgány byly v ose, která probíhá kolmo na rovinu gantry*“.

 (Vomáčka 2012, s.44)

Pro dosažení maximální kvality obrazu je důležité, aby nedocházelo k pohybu vyšetřovaného, proto by měla být cílená oblast zafixována. „*To zejména platí při vyšetřování hlavy a mozku. Každé kontrastní vyšetření je zahájeno nastavením parametru na displeji tlakového injektoru*“.

 (Vomáčka 2012, s.44)

Dalším krokem je zhotovení plánovacích skenů (topogramů) ve vyšetřované oblasti, která by měla být optimalizována tak, aby nadbytečně vyšetřované struktury nezvyšovaly expoziční dávku snímaného pacienta. (Vomáčka 2012, s. 44)

Po správném napolohování pacienta na vyšetřovacím stole, obsluha CT (radiologický asistent) odejde do ovladovny, kde nastaví příslušná akviziční data, jako jsou například expoziční čas, kolimace, rychlost posunu stolu a rychlost otáčky rotoru gantry o 360 stupňů. Všechny tyto parametry jsou závislé na konstituci pacienta a na cíli vyšetření.

Poté informuje pacienta přes mikrofon o zahájení vyšetření. Po ukončení vlastního vyšetření pacient odchází z vyšetřovny. (Vomáčka 2012, s.44)

Hrubá data (raw data) jsou využívána pro tvorbu rekonstrukčních obrazů. Zhotovené obrazy včetně rekonstrukcí nebo 3D obrazy vytvořené na pracovních stanicích jsou odeslány do digitálního archivu. Jedním z možných uložišť může být systém PACS.”

 (Vomáčka 2012, s.44)

1.3. Historické mezníky výpočetní tomografie

Přestože vznik CT přístrojů je datován od šedesátých let dvacátého století, matematickou teorií rekonstrukce tomografických obrazů se zabýval již v roce 1924 děčínský rodák Johann Radon (Mikšík 2014).

Ve třicátých letech dvacátého století vynalezl italský lékař Alessandro Vallebona metodu tomografického řezu založenou na současném protisměrném pohybu rentgenky a filmu kolem osy definované rovinou oblasti zájmu. Anatomické struktury blízké ose rotace se na rentgenovém filmu zobrazovaly ostře, struktury mimo tuto osu (rovinu) byly rozostřené. Tato metoda byla využívána až do masívního nástupu výpočetních tomografů (Mikšík 2014).

Teoretický základ výpočetní tomografie položili nezávisle na sobě okolo roku 1963 Allan McLeod Cormack a Sir Godfrey Hounsfield, který v roce 1971 představil první komerční CT přístroj EMI Mark I (Mikšík 2014).

Vývoj CT technologie byl velmi rychlý a již v roce 1974 byly instalovány první CT přístroje III. generace. Přestože v dalších letech byly vyvinuty i další generace CT přístrojů, princip III. generace CT přístrojů má značný potenciál a nadále se vyvíjí (Mikšík 2014 [online]).

V roce 1979 obdrželi pánové Allan McLeod Cormack a Sir Godfrey Hounsfield Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu (Mikšík 2014).

Další vývoj výpočetní tomografie se od roku 1989, kdy bylo představeno jednořadé helikální (spirální) CT, zaměřil směrem ke zvyšování počtu řad detektorů. Multidetektorové CT poskytuje přesnější diagnostické informace a spolu s pokročilejšími metodami zpracování obrazu i tvorbu detailních 3D modelů. Od roku 2007 je k dispozici MDCT vybavené až 320 řadami detektorů (Mikšík 2014).

1.4. Konstrukce CT přístrojů

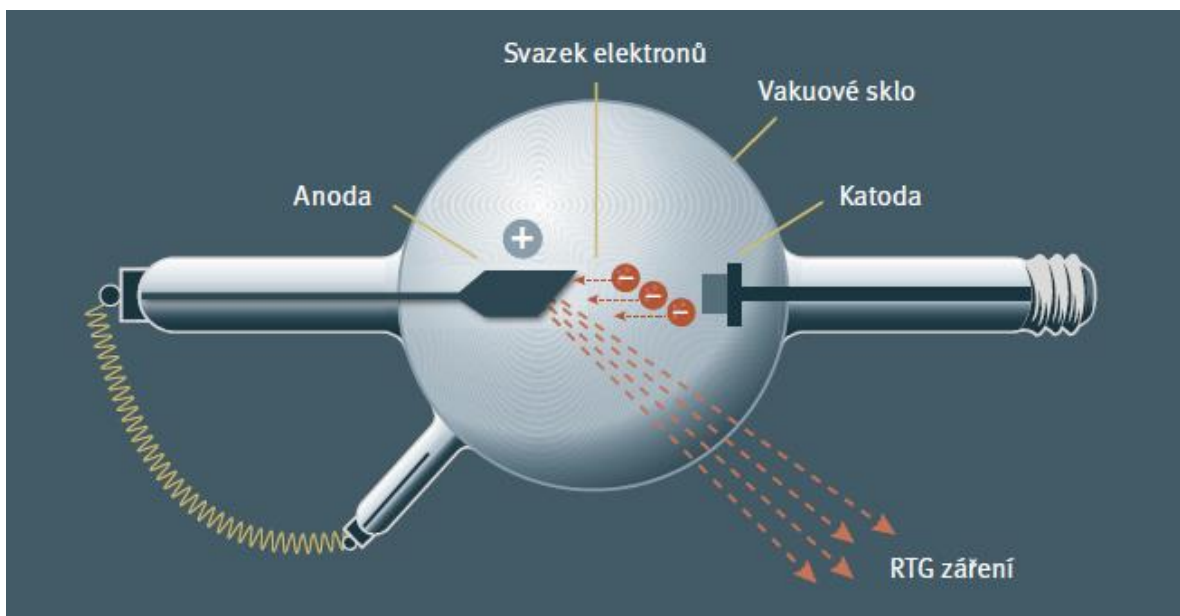
1.4.1. Rentgenka

Rentgenka patří mezi základní umělé zdroje rentgenového záření. Jedná se o elektronku, skleněnou, evakuovanou trubici, ve které se nachází žhavená katoda ve formě spirály a anoda.

Konstrukčně rozlišujeme dva typy rentgenek, a to se stacionární (pevnou) anodou, která má tvar terčíku a rentgenky s rotační anodou, která má tvar talíře. Jako materiál vhodný pro zhotovení katody a anody je používán wolfram, což je kov, který se vyznačuje

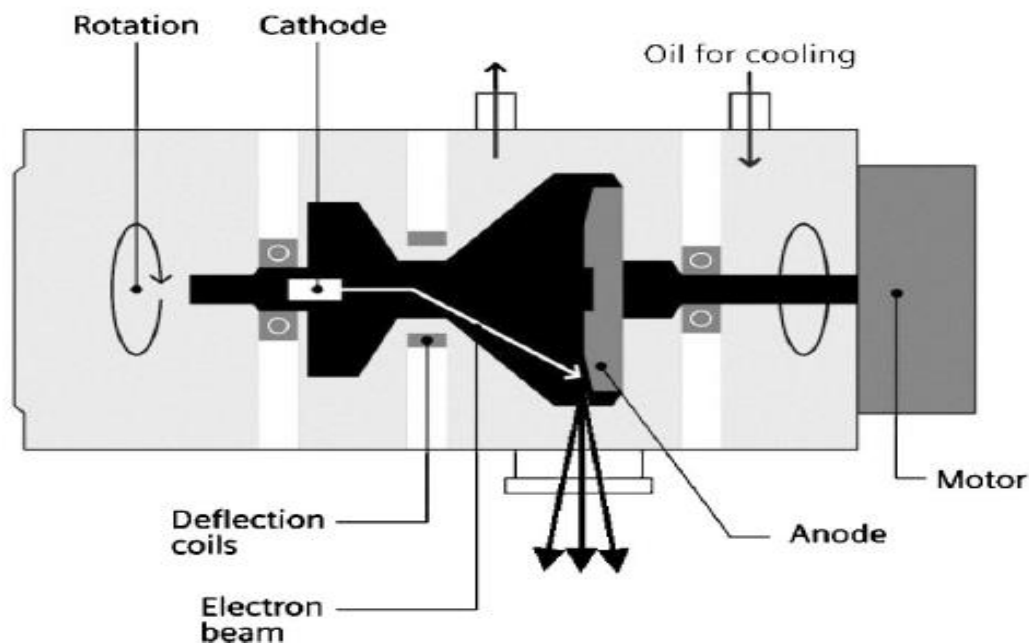
vysokým protonovým číslem, což má význam při zpomalování prudce letících elektronů, a vysokým bodem tání. Pokud přivedeme mezi katodu a anodu napětí v řádu desítek až stovek kilovoltů, z katody jsou emitovány směrem k anodě rychle se pohybující elektrony. Při interakci s anodou dojde k jejich prudkému zpomalení. Při tomto procesu se kinetická energie rychle letících elektronů přemění na teplo a nepatrná část (méně než 1%) v rentgenové záření.

Vzhledem k vysoké produkci tepla při provozu rentgenky je nutné toto teplo odvádět (chladit rentgenku). Chlazení může být založeno na principu odvodu tepla vzduchem, olejem, vodou, případně jejich kombinací. (Súkupová 2013a)



Obrázek 1 Schéma historické rentgenky s pevnou anodou (UNEP 2016, s. 5)

CT přístroje vzhledem ke způsobu snímání využívají rentgenku odlišné konstrukce než skiagrafické přístroje.



Obrázek 2 Schéma rotační rentgenky typu Straton (Súkupová 2013b)

1.4.2. Generace CT přístrojů

Vývoj výpočetní tomografie zaznamenal od objevu v 60. letech 20. století do dnešních dnů významný pokrok. Jednotlivé fáze vývoje jsou označovány termínem “X-tá” generace.

“Výpočetní tomografy konvenční jsou realizovány na základě dvou konstrukčních principů. Lze rozlišit konstrukce vějířové (třetí generace)”, nebo kruhové (čtvrtá generace). Rozdíl spočívá v tom, že u vějířového přístroje se otáčí jak rentgenka, tak detektorová soustava, zatímco u kruhového tomografu pouze rentgenka a detektory jsou umístěné po celém obvodu přístroje. V praktickém využití zvítězily vějířové CT přístroje.“ (Seidl 2012, s. 45)

Pro **první generaci** CT byl charakteristický tenký svazek (tužkového tvaru) rentgenového záření. „Po prozáření pacientem bylo RTG záření detekováno protilehlým jedním detektorem rotujícím spolu s rentgenkou.“ (Seidl, s. 45) Tento systém vykonával translačně rotační pohyb. Vyšetření CT přístrojem, který využíval tuto technologii, bylo velmi časově náročné, protože bylo nutné provést až 160 měření. (Seidl 2012, s. 45)

Druhá generace CT fungovala na stejném principu jako první generace. Tzn., že translačně-rotační pohyb systému zůstal zachován. Rozdíl spočíval ve větším počtu

detektorů, čímž byla tato technologie schopna provést vyšetření o něco rychleji, než tomu bylo u předešlé generace. Rovněž došlo ke změně tvaru svazku rentgenového záření, když se změnil na částečně vějířovitý. (Seidl 2012, s. 45)

Třetí generace CT pracuje vějířovitým svazkem a rozšířeným počtem detektorů, který obsáhne celý vyšetřovaný objem, to umožnilo vynechání translačního pohybu a CT je již čistě rotační.

„Přímo naproti rentgence se na společné ose nachází soustava detektorů uspořádaných do oblouku. Během vyšetření rotuje celý systém rentgenka-detektory kolem pacienta a jednotlivé projekce jsou získávány buď pulsací rentgenového svazku, nebo velmi rychlým vzorkováním signálu detektorů.“ (Atomová energie, zpravodajství 2013)

Díky opětovnému a tentokrát o dost markantnějším nárůstu počtu detektorů se výrazně zkrátila doba vyšetřování. Třetí generace přístrojů se vyvíjí i v současné době. V návaznosti na tuto technologii vznikla multidetektorová výpočetní tomografie. (Seidl 2012, s. 45)

U **čtvrté generace** jsou detektory soustředěny tak, že vytváří pravidelný kruh. Místo rotace systému rentgenka-detektor, rotuje jenom rentgenka. Technologie čtvrté generace je však velmi konstrukčně náročná, a proto nedošlo k jejímu rozšíření do praxe. (Seidl 2012, s. 45)

Specifikem **páté generace** CT je elektronové dělo, které produkuje rychle se pohybující elektrony. Elektronový svazek je systémem „vychylovacích cívek“ kolimován směrem ke kruhové anodě. Avšak stejně jako u čtvrté generace CT nedošlo k rozšíření této technologie do klinické praxe. Důvodem jsou vysoké pořizovací náklady a vysoká náročnost na konstrukční řešení. Navíc ve srovnání s třetí generací CT nepřináší do praxe významné výhody. (Seidl 2012, s. 46)

1.4.3. Helikální CT

Jedná se o konstrukci CT, kde systém rentgenka-detektor provádí rotační pohyb a lehátko s pacientem současně pojíždí v ose rotace gantry. Výsledná dráha rentgenky opisuje heliku (spirálu). Helikální CT je často označováno jako „spirální“. (Seidl 2012, s. 44)

1.4.4. Multidetektorové CT

“Jde o způsob akvizice dat, kdy je současně získávána více než jedna datová stopa. Metoda využívá rotačního pohybu rentgenky a stovky řad detektorů kolem pacienta. Jsou tak získávána data, hodnoty absorpce rentgenového (RTG) záření v jednotlivých obrazových elementech. V gantry je umístěna jedna rentgenka a několik detektorů.” (Vomáčka 2012, s. 43)

Oproti předešlým výpočetním tomografům má MDCT řadu výhod jako je například konstrukce velmi tenkých řezů (v šíři od 0,6 od 0,75mm), což poskytuje radiologovi obraz s vyšším rozlišením a lepší diagnostikovatelnost (Mikšík 2014).

Rovněž byla zkrácena doba akvizice na až 0,3 s za otočku a díky zkrácení celkového expozičního času se snížila radiační zátěž pro vyšetřovaného pacienta (Mikšík 2014).

Díky rozvoji informačních technologií (IT) rekonstruují soudobé počítače až 6 obrázků za sekundu (Mikšík 2014).

1.5. Parametry CT přístroje ovlivňující radiační zátěž pacienta

1.5.1. Napětí rentgenky

Napětí rentgenky (U) je jedním ze základních provozních parametrů CT přístroje. Ovlivňuje energii fotonů v RTG spektru a její distribuci v rámci vyšetřovaného objektu. Změna napětí způsobuje změnu absorpce v různých materiálech. Toho lze využít k dosažení požadovaného kontrastu, případně eliminace šumu. (Súkupová 2016a)

„Typicky jsou při CT skenování používány hodnoty napětí v rozmezí 80-140 kV. Napětí ovlivňuje i střední energii spektra, která pak ovlivňuje lineární součinitele zeslabení. Změna napětí vede ke změně absorpce v jednotlivých materiálech, což má vliv na kontrast, šum a dávku pacientovi. Obecně platí, že fotony vyšší energie mají menší pravděpodobnost interakce, mají větší penetraci.” (Súkupová 2016a)

Při volbě napětí [kV] je třeba brát zřetel na velikost pacienta. Nízká hodnota napětí není vhodná pro objemově velké pacienty, z důvodu nedostatečné penetrační schopnosti fotonů vyzářených při nízkém napětí rentgenky. Pro děti a štíhlé pacienty lze naopak s výhodou použít napětí nižší. (Súkupová 2016a)

1.5.2. Proud rentgenky

Proud rentgenky je dalším provozním parametrem CT přístroje. V radiodiagnostice se používají hodnoty od 50 do 500 miliampér (mA). Pokud zvýšíme hodnotu proudu, dojde k potlačení šumu. Sukupová (2016x) uvádí, že „*radiační zátěž pacienta je přímo úměrná hodnotě proudu, proto zdvojnásobení proudu znamená i dvojnásobnou dávku pacienta, ačkoliv je šum v takovém případě pouze o 30 % menší. Pokud při vyšetření nevadí větší podíl šumu, lze snížit i proud a rovněž snížit radiační zátěž pacienta.*”

(Súkupová 2016b)

1.5.3. Perioda rotace rentgenky

Obecně platí, že pokud je pacient vystaven záření kratší dobu, snižuje se jeho radiační zátěž. Z toho vyplývá, že zkrátíme-li periodu rotace rentgenky, snížíme radiační zátěž pacienta. Na druhou stranu, abychom dosáhli dostatečně kvalitních snímků, je potřeba s ohledem na pacienta použít dostatečně dlouhou expozici. (Súkupová 2016b)

„*Typicky se doba rotace rentgenky pohybuje mezi 0,25 s a 1 s. Pomalejší rotace rentgenky umožňuje použití vyššího množství rentgenových (RTG) fotonů v daném objemu pacienta, čímž se snižuje šum v obraze a zlepšuje se rozlišení při nízkém kontrastu. Nicméně celková doba trvání CT skenu je úměrná době rotace rentgenky, proto pomalejší rotace prodlužuje celkovou dobu trvání CT skenu.*” (Súkupová 2016b)

Kratší čas rotace rentgenky vede ke zkrácení doby vyšetření, čímž se sníží i radiační zátěž, avšak dochází ke snížení kvality obrazu. Naopak delší čas rotace rentgenky zvyšuje kvalitu obrazu, ale i radiační zátěž pacienta. (Súkupová 2016b)

1.5.4. Pitch faktor

Pitch faktor je vstupní parametr CT, který vyjadřuje „*poměr velikosti posunu stolu na jednu rotaci gantry a celkové kolimace svazku*“ (Súkupová 2018a)

Jeho hodnota ovlivňuje tvar pomyslné spirály, která vzniká lineárním pohybem vyšetřovacího stolu a současným rotačním pohybem gantry, konkrétně určuje vzdálenost mezi jednotlivými závity.

Pokud je pitchfaktor roven jedné, skenovaná data (skeny) jsou řazena těsně za sebou. Pokud je pitchfaktor větší než jedna, mezi jednotlivými skenovanými daty dochází k posunu a vznikají mezi nimi mezery. Pokud má tento parametr hodnotu nižší než jedna, nastává překrytí jednotlivých skenovaných dat. (Súkupová 2018a)

Obecné povědomí přisuzuje pitch faktoru významný vliv na dávku záření. S rostoucí hodnotou pitch faktoru se snižuje podíl exponované oblasti a dávka klesá, naopak s jeho poklesem pod hodnotu 1, se pole překrývají, a odpovídajícím způsobem se zvyšuje i radiační zátěž pacienta. Toto tvrzení však neplatí u moderních CT, kdy je v závislosti na nastavené hodnotě pitch faktoru dávka automaticky normalizována. (Súkupová 2015)

1.5.5. Efektivní elektrické množství

Pro vyjádření hodnoty součinu elektrického proudu a času (mAs) a tedy i radiační zátěže pacienta u helikálních CT přístrojů je vhodné používat tzv. efektivní elektrické množství, respektive efektivní mAs. „*Efektivní mAs je rovno podílu aktuálního mAs a pitch faktoru.*“ (Súkupová 2013c)

1.5.6. Expoziční automatika

Standartním vybavením moderních CT přístrojů jsou systémy expoziční automatiky (AEC) s modulací proudu [mA]. Technologie AEC umožňuje rozpoznat, jaká hodnota proudu má být použita pro optimální „prozáření“ v určitém úhlu určité oblasti. Systémy různých výrobců CT přístrojů jsou založeny na různých principech. U přístrojů Siemens a Philips je modulace odezvou na aktuální zeslabení, AEC přístrojů GE a Toshiba vycházejí z topogramu, Společnou vlastností systémů expoziční automatiky je redukce dávky pacientovi. (Súkupová 2017a)

1.6. Rekonstrukce CT obrazu

Surová data získaná z detektorů je třeba pro další zpracování a vyhodnocení složit do podoby obrazu, který je čitelný pro vyhodnocujícího radiologa.

Analytická metoda rekonstrukce CT obrazu, tzv. filtrovaná zpětná projekce (FBP), která byla používána od sedmdesátých let minulého století, je dnes nahrazována původně užívanými statistickými postupy iterativní rekonstrukce obrazu (IR). (Žižka 2011, s. 170)

1.6.1. Filtrovaná zpětná projekce

Důvodem rozšíření filtrované zpětné projekce byly výrazně nižší nároky na výpočetní výkon a související významně kratší čas potřebný pro zpracování CT obrazu.

„Vlastní princip FBP spočívá v tom, že projekční data, která skener sbírá z každé úhlové projekce během rotace okolo vyšetřovaného objektu, jsou poté hromadně zpětně promítnuta do přibližného obrazu objektu. Jednotlivé projekce se v případě výpočetní tomografie konstruktivně interferují na strukturách objektu, které zeslabily průchod rentgenového svazku.

K vlastnímu výpočtu je nutné vyřešit soustavu lineárních integrálů. Zásadní nevýhodou FBP je fakt, že funguje přesně pouze s přesnými daty. Projekční data z výpočetního tomografu ale obsahují signifikantní podíl šumu. Tento šum je navíc při použití filtru v rámci FBP nežádoucím způsobem zesilován. Z toho vyplývá, že použití FBP má v CT technologii své jasné limity: Zásadní snížení dávky (mAs a/nebo kV) totiž vede k dramatickému nárůstu obrazového šumu a k nehodnotitelnému výsledku. (Žižka 2011, s. 171)

V současné době se používá tzv. hybridní CT, které kombinuje algoritmy FBP a IR. Vzájemný poměr mezi FBP a IR lze uživatelsky volit, například 60:40 nebo 30:70. Platí, že čím větší podíl IR, tím méně šumu, avšak delší rekonstrukční čas.” (Žižka 2011, s. 171)

1.6.2. Iterativní rekonstrukce

Možností, jak snížit radiační zátěž při CT vyšetření je použití výpočetního algoritmu iterativní rekonstrukce obrazu (IR). Žižka (2011, s. 170) uvádí: “Iterativní rekonstrukce obrazu je z matematického hlediska postup, kdy se v mnoha jednotlivých krocích (iteracích) postupuje metodou pokus/omyl od velmi hrubého odhadu struktury zkoumaného objektu až po finální obraz. Ten co nejpřesněji odpovídá naměřeným hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí.

Nesmírně cennou vlastností IR je skutečnost, že s narůstajícím počtem iterací se obraz nejen více přibližuje originálu, ale efektivněji se potlačuje i obrazový šum. Tato metoda byla již vyzkoušena u první generace CT skenerů, ale kvůli dlouhému času pro provedení výpočtu a rekonstrukce tehdy nedosáhla praktického uplatnění. (Žižka 2011, s. 170)

Při hledání alternativ vedoucích ke snížení radiační zátěže a současnému enormnímu nárůstu výpočetního výkonu hardwaru, došlo k v posledních 10-ti letech k renesanci iterativní rekonstrukce. Její předností je schopnost výrazně redukovat podíl šumu a obrazu nebo alespoň snížit radiační expozici o až desítky procent se zachováním kvality obrazu filtrované zpětné projekce.” (Jandura 2012, s. 82)

“Techniky IR lze tedy využít i pro zvýšení kvality obrazů u vyšetření, která standardně obsahují vysokou míru šumu, tedy u low-dose vyšetření (HRCT plic, CT vedlejších nosních dutin, nativní CT břicha k vyloučení urolitiázy) nebo při vyšetřování velmi obézních pacientů, kde jsou vyšetření zatížena vysokou měrou šumu.” (Žižka 2011, s. 170)

1.6.3. Adaptivní statistická iterativní rekonstrukce

“První komerčně dostupnou variantou IR byla adaptivní statistická iterativní rekonstrukce (ASIR). Jde o tzv. hybridní metodu, která pro výrazné zkrácení rekonstrukčního času využívá nejprve rychlou FBP pro tvorbu iniciálního, základního obrazu, který je poté finalizován opakovanými iteracemi do výsledné podoby vyznačující se nižší hladinou šumu v obrazu než při samotné FBP.” (Žižka, 2011, s. 171)

1.6.4. Iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru

Tato metoda využívá v současné době dostatečné výpočetní kapacity, metodou opakovaných iterací v prostoru obrazových dat. Přes svou náročnost na výpočetní kapacitu je dosahováno lepších výsledků v oblasti redukce šumu obrazu.

“Tzn., že použití IRIS algoritmu pro rekonstrukci CT snímků umožňuje výrazně snížit radiační zátěž pacienta. Rekonstrukce pomocí tohoto algoritmu jsou vhodné zejména pro vyšetření hrudníku, břicha a malé pánve, kde lze dosáhnout až 50% redukce dávky u astenických a normostenických pacientů. U obézních pacientů je vhodné spíše provést vyšetření s klasickým protokolem (IR). Snímky je nutno následně zrekonstruovat pomocí IRIS algoritmu, čímž se dosáhne požadovaného snížení šumu v obraze.” (Kozubíková 2011, s. 182)

1.7. Radiační ochrana

Radiační ochrana si klade za cíl, zcela vytěsnit deterministické účinky ionizujícího záření, není však schopna plně vyloučit účinky stochastické, které se snaží minimalizovat.

Pro určení míry rizika účinků malých dávek ionizujícího záření a pro vzájemné porovnávání účinků různých způsobů ozáření využívá radiační ochrana dvě důležité veličiny: ekvivalentní dávku a efektivní dávku. Jednotkou ekvivalentní i efektivní dávky je Sievert (Sv).

Tato jednotka je definována jako množství absorbované energie v látce o hmotnosti 1 kilogram, zohledňující charakter IZ pro ekvivalentní dávku a současně i rozsah ozáření tkání a orgánů pro dávku efektivní. (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

Pro jednotlivé orgány je stanoven tkáňový váhový faktor (W_T). Tyto veličiny udávají radiobiologickou účinnost daného způsobu ozáření a stanovují se za pomoci radiobiologických a epidemiologických studií. (Rentgen Bulletin 2009, s.4)

Pro stanovení efektivní dávky se používají tkáňové váhové faktory, které vyjadřují relativní radiosenzitivitu jednotlivých orgánů a tkání v lidském těle vzhledem ke stochastickým účinkům. Všeobecně platí pravidlo, že tkáně s velkým počtem nediferencovaných buněk (například buňky krvetvorby) mají vyšší radiosenzitivitu oproti tkáním, ve kterých jsou buňky více diferencované, jako jsou například kosti. (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

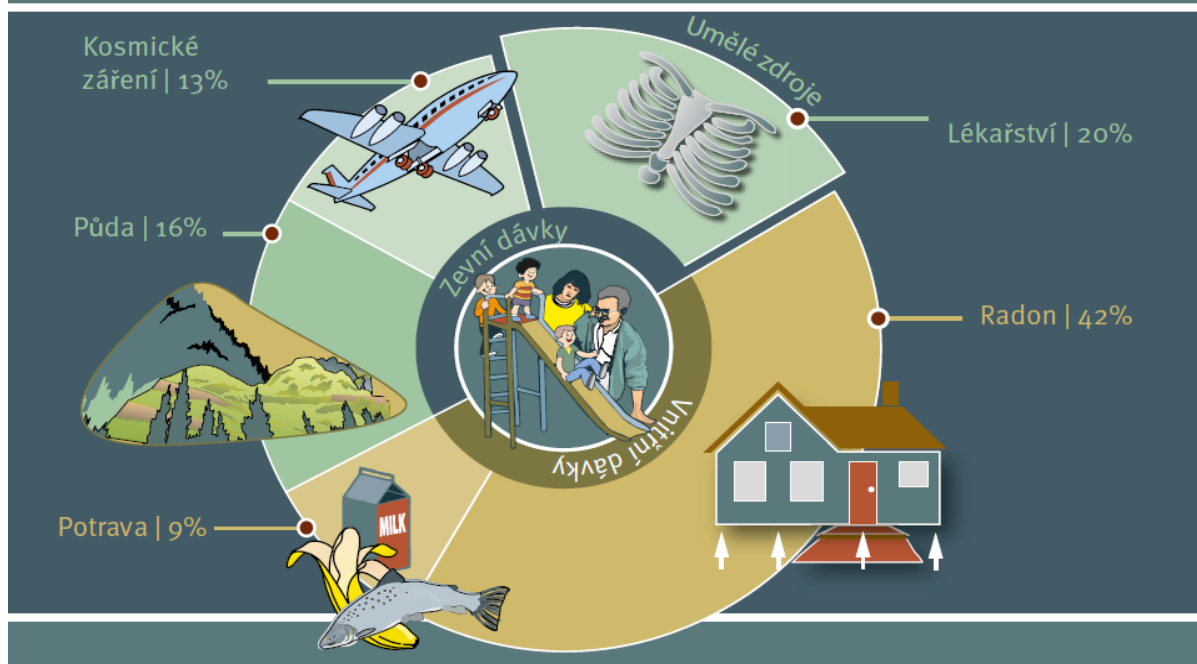
Velikosti různých expozičních nebo posouzení dané expoziční situace lze hodnotit a porovnávat pomocí efektivní dávky. *„Použití veličiny efektivní dávka v radiologii je cenné především pro možnost porovnávání dávek různých diagnostických procedur a pro porovnání použití podobných technologií a procedur v různých nemocnicích a zemích za předpokladu, že referenční pacient, či populace pacientů jsou podobné ve vztahu k věku a pohlaví.“*

(Rentgen Bulletin 2009, s. 4)

1.7.1. Radiační zátěž populace

Zdroje ionizujícího záření nejsou jen uměle vytvářené člověkem, ale lze je najít i v přírodě. Souhrnně se tyto zdroje označují termínem přírodní pozadí. Následující obrázek vyjadřuje rozdělení jednotlivých zdrojů záření na člověka.

Celosvětové rozdělení radiální expozice



Obrázek 3 Rozdělení radiální expozice dle zdrojů (UNEP 2016, s. 27)

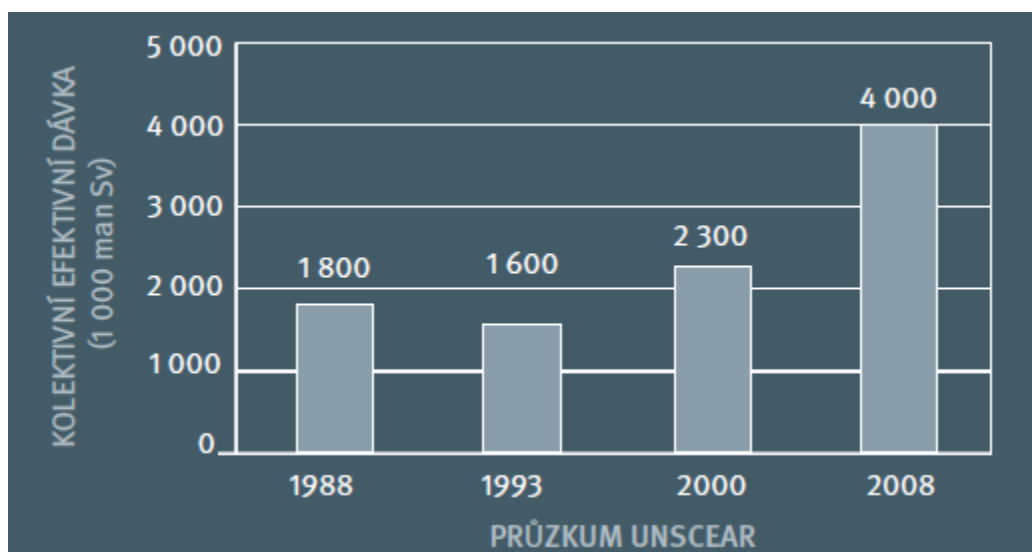
Největší podíl na ozáření populace obyvatel ČR má **radon (^{222}Rn)** a jeho dceřiné produkty. Radon je radioaktivní plyn, který se uvolňuje z podloží. Jeho dceřinými produkty jsou polonium (^{218}Po) a olovo (^{214}Pb). Polonium a olovo jsou pevné látky, které se usazují v plicních alveolách a kontaktně ozařují parenchym.

Mezi přírodní zdroje ionizujícího záření patří rovněž **kosmické záření**, které je zeslabováno v atmosféře. Úroveň expozice stoupá přímo úměrně s nadmořskou výškou, z důvodu úbytku vrstvy vzduchu, která působí jako stínění proti tomuto záření. Vyšší expozici jsou vystaveny především osoby, které často cestují letadlem nebo astronauti operující ve vesmíru. (Státní ústav radiální ochrany 2018b)

Radionuklidy obsažené v povrchových vrstvách zemské kůry nazýváme **terestrální**. Patří mezi ně například radium (^{226}Ra) a thorium (^{232}Th). Poslední skupinou přírodních zdrojů ozáření jsou radionuklidy obsažené **v potravinách**. (Státní ústav radiální ochrany 2018b)

Druhou skupinu tvoří tzv. **umělé zdroje** ionizujícího záření, mezi které patří energetika, radioaktivní spad a některé průmyslově vyráběné nevýznamné zdroje záření (např. požární hlásiče). (Státní ústav radiální ochrany 2018b)

Nejvýznamnějším zástupcem umělých zdrojů ionizujícího záření je lékařské ozáření. Rozhodující podíl na radiační zátěži z lékařského ozáření tvoří radiodiagnostika. (UNEP 2016, 33)

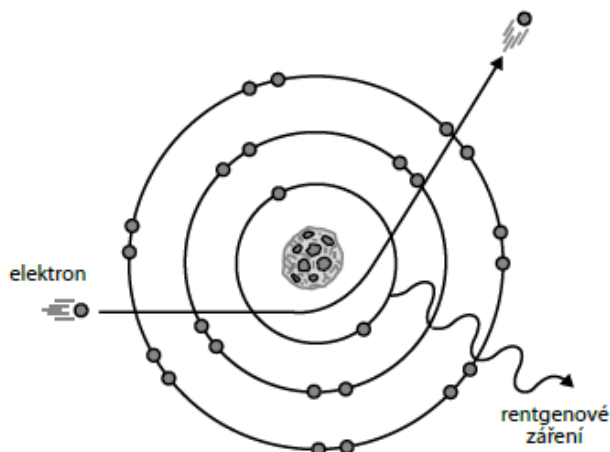


Obrázek 4 Vývoj celosvětové expozice IZ z lékařské radiologie v 1988-2008 (UNEP 2016, s. 35)

1.7.2. Rentgenové záření

V přírodě je rentgenové záření (RTG) přítomné zejména ve formě kosmického záření. Pro využití v radiodiagnostice se jako jeho zdroj používá rentgenka. Jedná se o elektromagnetické záření o krátkých vlnových délkách v intervalu 10^{-9} - 10^{-13} m. Při činnosti rentgenky vznikají dva druhy rentgenového záření, brzdné a charakteristické. (Reichl 2017a)

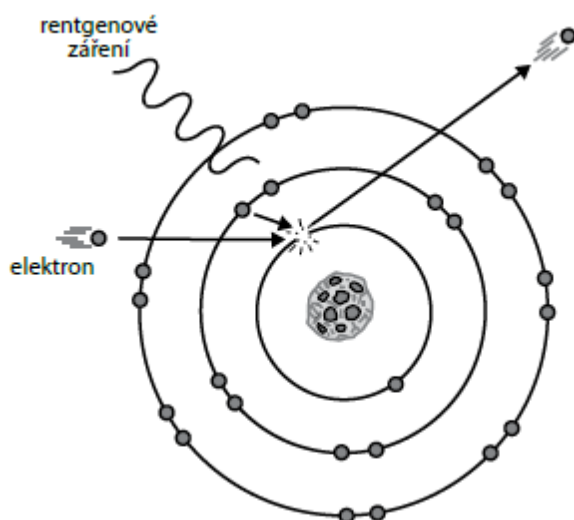
„Brzdné záření vzniká jako důsledek zpomalování pohybu elektronů, které dopadají velkou rychlostí na povrch kovu. Změna rychlosti elektronů, brzdění jejich pohybu vzájemným působením s atomy kovu má za následek vyzařování elektromagnetických vln, jejichž frekvence se spojitě mění. Proto je spektrum brzdného záření spojitě.“ (Reichl 2017a)



Obrázek 5 Brzdné záření – převažující typ záření produkovaného rentgenkou (Seidl 2012, s. 29)

Vznik charakteristického rentgenové záření je spojen s dopadem elektronů o vysokých energiích na anodu. Súkupová na svých webových stránkách uvádí:

„Je-li energie elektronu dopadajícího na rentgenový terčik větší než vazebná energie elektronu, dojde k uvolnění elektronu z dané slupky, čímž dochází k ionizaci atomu. Díra po elektronu na vnitřní slupce, např. K slupce, je nestabilní, proto dojde k zaplnění tohoto místa elektronem z vyšší slupky, např. L. Rozdíl vazebné energie mezi slupkou K a L je vyzářen ve formě charakteristického záření. Jedná se o diskrétní spektrum, na rozdíl od spektra brzdného záření, které je spojitě.“ (Súkupová 2013d)



Obrázek 6 Charakteristické záření, vznikající při srážce letícího elektronu z anody s elektronem z elektronového obalu katody (Seidl 2012, s. 29)

1.7.3. Interakce RTG záření s látkou

Při dopadu rentgenových fotonů, jejichž energie se radiodiagnostice pohybuje v rozmezí 20-150 kV, na pacienta dochází ke dvěma interakcím, Comptonovu rozptylu a fotoelektrickému jevu.

V případě Comptonova rozptylu se jedná o interakci fotonů RTG záření z elektrony daného prostředí za vzniku záření o jiné vlnové délce. Sekundární fotony mají nejen jinou energii, ale i jiný směr než fotony primárního svazku a jsou příčinou obrazového šumu.

Fotoelektrický jev „je interakce, při které dochází k přenosu energie dopadajícího fotonu elektronu na vnitřní elektronové slupce atomu materiálu, na který foton dopadá. Elektron z vnitřní elektronové slupky se uvolní, energie dopadajícího fotonu však musí být větší, než je vazebná energie elektronu na dané slupce.“ (Súkupová 2014)

1.7.4. Biologické účinky RTG záření

Deterministické účinky IZ jsou spojeny s úbytkem počtu buněk a je pro ně charakteristická tzv. prahová dávka, kterou je výskyt deterministických účinků podmíněn. (UNEP 2016, s. 14)

Mezi deterministické účinky patří účinky **časné** (radiační dermatitida, dočasná či trvalá sterilita, akutní nemoc z ozáření) a **pozdní** (katarakta, chronická radiační dermatitida). (UNEP 2016, s. 14)

U **stochastických účinků** IZ prahová dávka neexistuje, s rostoucí dávkou se zvyšuje pravděpodobnost genetických změn a výskyt onkologických onemocnění, nikoliv jejich závažnost. (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

1.7.5. Principy radiační ochrany

K dosažení hlavních cílů radiační ochrany, vyloučit riziko vzniku deterministických účinků a omezit stochastické účinky na přijatelnou mez, slouží čtyři základní principy radiační ochrany.

Prvním z nich je **princip optimalizace**. Ozáření musí být nejenom pod úrovněmi příslušných dávkových limitů, ale pokud možno, s ohledem na ekonomická a společenská hlediska, tak nízké, jak je rozumně dosažitelné – ALARA (As low as reasonably achievable). (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

Pro **princip zdůvodnění** platí, že diagnostický přínos musí být vyšší než riziko spojené s aplikací IZ. (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

Dalším principem radiační ochrany bylo zavedení **systému limitů** jednak pro běžnou populaci a za druhé pro zdravotnický a jiný personál, který je vystaven profesnímu ozáření. Tyto limity se však nevztahují na lékařskou aplikaci ionizujícího záření pro diagnostické nebo terapeutické účely (lékařské ozáření pacienta). (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

Princip **zabezpečení zdroje** ionizujícího záření byl formulován, jako preventivní opatření k možnému zneužití při teroristickém útoku a zamezení použití ZIZ neoprávněnými osobami. (Státní ústav radiační ochrany 2018a)

1.7.6. Využití diagnostických referenčních úrovní (DRÚ)

Jak z názvu vyplývá, jedná se o hodnoty, které slouží jako doporučené úrovně aplikovaných dávek při různých druzích vyšetření. Hodnoty jsou vztaženy na „referenčního pacienta“, proto při vyšetření pacientů odlišných anatomických rozměrů je s touto skutečností nutné počítat.

Podle zákona č. 263/2016-Sb.: „*Pro posouzení optimalizace lékařského ozáření při zdravotních výkonech v radiodiagnostice a intervenční radiologii a při diagnostických zdravotních výkonech v nukleární medicíně musí být používány diagnostické referenční úrovně.*

Držitel povolení nebo registrant provádějící lékařské ozáření jsou povinni stanovit místní diagnostickou referenční úroveň pro každý zdravotní výkon v radiodiagnostice a intervenční radiologii běžně prováděný na jejich pracovišti a pro diagnostický zdravotní výkon v nukleární medicíně běžně prováděný na jejich pracovišti.

Místní diagnostická referenční úroveň může být vyšší než národní diagnostická referenční úroveň pouze v odůvodněném případě.

Soustavné odchylování od místní diagnostické referenční úrovně v běžné klinické praxi musí držitel povolení nebo registrant prošetřit, výsledek prošetření zaznamenat a bez zbytečného prodlení přijmout opatření k optimalizaci radiační ochrany.

Pokud dojde k významnému překročení místní diagnostické referenční úrovně, musí držitel povolení nebo registrant toto překročení prošetřit, zejména zvážit, zda nedošlo k

radiologické události, a výsledek prošetření zaznamenat.“ (Česko, zákon č. 263/2016-Sb.)

1.7.7. Metody ochrany před účinky ionizujícího záření

Velmi efektivní způsobem ochrany před účinky ionizujícího záření je **ochrana vzdáleností**. Pro bodové zdroje ionizujícího záření platí, že absorbovaná dávka klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření – vzdálíme-li objekt od zdroje ionizujícího záření na dvojnásobnou vzdálenost, absorbovaná dávka klesne na jednu čtvrtinu. (Ullmann 2010)

Druhou metodou je **ochrana časem**. Zkrátíme-li dobu expozice pacienta úměrně tomuto zkrácení, klesne i jeho radiační zátěž. (Ullmann 2010)

Poslední metodou je **ochrana stíněním**, která je v praxi aplikována používáním osobních ochranných pomůcek, ochranných stínění ovladoven apod. Velmi efektivním způsobem pro snížení radiační zátěže pacienta je rovněž důsledné používání clon vymezujících pole záření. (Ullmann 2010)

1.7.8. Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně

Aby bylo možno kvantifikovat, objektivně sledovat a vyhodnocovat expozici IZ, byly zavedeny veličiny a jednotky, které vyjadřují, jaké radiační zátěži a jaké míře rizik jsou pacienti a radiační pracovníci vystavováni.

1.7.8.1. Absorbovaná dávka

”Popisuje energii absorbovanou v daném místě látky a je rovna podílu střední sdělené energie předané ionizujícím zářením látky v malém prostoru a hmotnosti této látky. Jednotkou je Gray, zkratka Gy, rozměr J/kg .” (Súkupová 2018a)

1.7.8.2. Ekvivalentní dávka

Tato veličina *”je dána součtem ekvivalentních dávek H_{TR} jednotlivých typů záření, kterým je organismus vystaven. H_{TR} ekvivalentní dávka daného typu záření je součin radiačního váhového faktoru W_R a dávky D_R daného typu záření absorbovanou v organismu nebo v jeho části. tedy:*

$$H_T = \sum H_{TR} = \sum W_R D_R; [H_T] = J \cdot kg^{-1} (Sv).” \quad (\text{Reichl 2018b})$$

1.7.8.3. Efektivní dávka

„je součtem vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v různých tkáních lidského těla, tedy $E = \sum W_T H_T$, kde H_T je ekvivalentní dávka v dané tkáni a W_T je tkáňový váhový faktor vyjadřující relativní příspěvek dané tkáně k celkové zdravotní újmě způsobené při rovnoměrném ozáření celého těla. pro jednotku této fyzikální veličiny platí:

$$[E] = [H_T] = J \cdot kg^{-1} (Sv)''$$

(Reichl 2018b)

1.7.8.4. Vážený kermový index výpočetní tomografie

Vážený kermový index výpočetní tomografie ($CTDI_w$) je definován jako množství dávky IZ sdělené snímanému objektu za jednu rotaci rentgenky.

„Je výchozí veličinou pro stanovení $CTDI_{VOL}$, která se využívá u multidetektorových CT“
(Súkupová 2018a)

1.7.8.5. Objemový kermový index výpočetní tomografie

Objemový kermový index výpočetní tomografie ($CTDI_{VOL}$) je jedním z odvozených výstupních CT parametrů a vyjadřuje s jakou mírou intenzity je daný objekt skenovaný. Nevýhodou tohoto výstupního parametru je skutečnost, že nezohledňuje reálnou velikost vyšetřovaného pacienta, nýbrž je kvantifikován na pacienta o referenční velikosti. Tzn., že pokud je tento hodnotící parametr použit při skenování dvou velikostně naprosto odlišných pacientů, nemůže být aplikovaná dávka v jejich tělech shodná, tudíž ho nelze považovat v tomto případě za zcela objektivní. (Súkupová 2015, s. 195)

1.7.8.6. Dose length product

Dose length product (DLP) je definován jako součin kermy a délky skenované oblasti u CT. Bohužel podobně jako u objemového kermového indexu výpočetní tomografie se tento je úplně nezávislý na objemnosti pacienta. (Súkupová 2015, s. 195)

1.7.8.7. Size-Specific Dose Estimate

Vzhledem k tomu, že ani jeden z předchozích výstupních CT parametrů nepočítá se skutečnou velikostí pacienta, došlo k doplnění, a tak vznikl parametr se zkratkou SSDE (Size-Specific Dose Estimate). Sūkupová podle svých webových stránek definuje takto: „Veličina SSDE je stanovena z veličiny $CTDI_{VOL}$ pomocí konverzních faktorů, které jsou zvoleny na základě anatomických rozměrů pacienta, které jsou převedeny na efektivní průměr.“

(Sūkupová 2017b)

1.7.9. Zásady radiační ochrany

Radiační ochrana si klade za cíl, zcela vytěsnit deterministické účinky IZ, avšak není schopna plně vyloučit účinky stochastické.

Pro určení míry rizika účinků malých dávek ionizujícího záření a pro vzájemné porovnávání účinků různých způsobů ozáření využívá radiační ochrana dvě důležité veličiny: ekvivalentní dávku a efektivní dávku. Jednotkou ekvivalentní i efektivní dávky je Sievert (Sv).

Tato jednotka je definována jako množství absorbované energie v látce o hmotnost 1 kilogram, zohledňující charakter IZ. (Ullmann 2010)

Pro jednotlivé orgány je stanoven tkáňový váhový faktor (W_T). Tyto veličiny udávají radiobiologickou účinnost daného způsobu ozáření a stanovují se za pomoci radiobiologických a epidemiologických studií. (Rentgen Bulletin 2009, s. 4)

Pro stanovení efektivní dávky se používají tkáňové váhové faktory, které vyjadřují relativní radiosenzitivitu jednotlivých orgánů a tkání v lidském těle vzhledem k tzv. stochastickým účinkům. Všeobecně platí pravidlo, že tkáň s velkým počtem nediferencovaných buněk (například buňky krvetvorby) mají vyšší radiosenzitivitu oproti tkáním, ve kterých jsou buňky více diferencované, jako jsou například kosti. (Rentgen Bulletin 2009, s. 5)

“Velikosti různých expozic nebo posouzení dané expoziční situace lze hodnotit a porovnávat pomocí efektivní dávky. Použití veličiny efektivní dávka v radiologii je cenné především pro možnost porovnávání dávek různých diagnostických procedur a pro porovnání použití podobných technologií a procedur v různých nemocnicích a zemích za

předpokladu, že referenční pacient, či populace pacientů jsou podobné ve vztahu k věku a pohlaví.”

(Rentgen Bulletin 2009, s. 4-5)

S ohledem na deterministické účinky, které jsou typické velkým úbytkem buněk a mají svou prahovou dávku, byla vytvořena (odvozena) veličina nazvaná ekvivalentní dávka, vztahující se na určitou tkáň nebo orgán. (Rentgen Bulletin 2012, s.3)

2. Výzkumná část

2.1. Výzkumné otázky

V teoretické části jsou uvedeny různé parametry ovlivňující radiační zátěž pacienta při CT vyšetření, se kterými jsem se seznámil v rámci studia odborných zdrojů. Ve výzkumné části jsem se rozhodl tři z uvedených parametrů prověřit měřením.

2.1.1. Umožňuje iterativní rekonstrukce snížení radiační zátěže pacienta?

Hypotéza: Pomocí algoritmu iterativní rekonstrukce lze získat kvalitní obraz i při nižší radiační zátěži pacienta než při zpracování obrazu filtrovanou zpětnou projekcí.

2.1.2. Vede automatická modulace proudu ke snížení radiační zátěže pacienta?

Hypotéza: Systémem expoziční automatiky, který moduluje proud v závislosti na objemu a tvaru těla pacienta, lze dosáhnout snížení radiační zátěže.

2.1.3. Jak ovlivňuje pitch faktor radiační zátěž pacienta?

Hypotéza: Změna pitch faktoru při současném zapojení funkce expoziční automatiky nemá významný vliv na radiační zátěž pacienta.

2.2. Metodika výzkumu

Výzkumná část bakalářské práce vychází z teoretických poznatků získaných studiem odborných zdrojů. Byly stanoveny cíle a výzkumné otázky, které byly následně ověřeny měřeními na antropomorfním fantomu. Kvalitativní výzkum byl proveden na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Hradec Králové na CT přístroji Siemens Definition AS+.

Měření prováděná na antropomorfním fantomu jsou blízká klinickým výsledkům. Na rozdíl od zpravidla retrospektivních studií vycházejících z dat získaných měřeními diagnostických obrazů získaných v klinickém provozu nejsou provedená měření zatížena rozptylem v habitu jednotlivých pacientů, pohybem pacienta apod. Výhodou fantomu je rovněž snadná reprodukovatelnost prováděných měření.



Obrázek 7 Antropomorfní fantom připravený k měření, fantom model PH-2 PBU-50 simulující pacienta. Jedná se o model člověka v životní velikosti, s umělou kostrou i vnitřními orgány (zdroj: foto autor).

Pro porovnání kvality výsledných obrazů byla stanovena veličina poměr signál – šum (SNR).

Jak uvádí MUDr. Bell a kol.: „*SNR in CT roughly follows the same principles as those of plain radiographs. It is calculated by comparing the level of the desired signal to the background deviation from normal pixel values. In general, the larger the number of photons absorbed, the greater the SNR. In CT the SNR is determined by mAs, slice thickness and patient size.*“ (Bell 2014)

Přeloženo z angličtiny: Poměr signál – šum je založen na stejných principech, jako je tomu u skiografie. Je vyjádřitelný porovnáním úrovně vyžadovaného signálu k

odchylce pozadí z normálních pixelových hodnot. Obecně se dá říct, že s rostoucím množstvím absorbovaných fotonů se přímo úměrně zvyšuje hodnota poměru signál-šum. U CT přístrojů je tato veličina ovlivněna elektrickým množstvím [mAs], šířkou CT řezu a velikostí pacienta. (Bell 2014)

Pro výpočet hodnoty poměru signál – šum byla od naměřené střední hodnoty signálu [HU] v zájmové oblasti odečtena hodnota pozadí -1000 HU (vzduch) a rozdíl byl vydělen směrodatnou odchylkou.

Podmínkou pro volbu anatomických oblastí, ve kterých bylo měření prováděno, byla vysoká homogenita tkáně.

2.2.1. Iterativní rekonstrukce a radiační zátěž pacienta

Jako první výzkumnou otázku, kterou jsem se rozhodl ověřit bylo, zda užití rekonstrukčního protokolu iterativní rekonstrukce vede při nativním CT vyšetření mozku ke snížení radiační zátěže pacienta a při jakých hodnotách elektrického množství (mAs) je kvalita obrazu srovnatelná s rekonstrukcí filtrovanou zpětnou projekcí.

Jako ukazatel radiační zátěže pacienta jsem použil veličinu elektrické množství (součin elektrického proudu přivedeného na anodu při konstantním napětí a expozičního času). S rostoucí hodnotou elektrického množství se lineárně zvyšuje i radiační zátěž pacienta.

Horní hranice elektrického množství při obou rekonstrukčních protokolech (FBP a IR) byla nastavena na 170 mAs. Další měření již byla prováděna pouze s protokolem iterativní rekonstrukce, přičemž s každým měřením byla hodnota elektrického množství postupně snižována vždy o 20 mAs.

Data byla čerpána z transverzálních řezů, kde byly vybrány 2 zájmové oblasti (pravá postranní komora a calva). Celkem bylo v definovaných oblastech mozku provedeno jedno měření s rekonstrukcí filtrovanou zpětnou projekcí a šest měření s iterativní rekonstrukcí při různých hodnotách elektrického množství.

Porovnáním vypočítaných hodnot poměru signál – šum byla stanovena hodnota elektrického množství, při níž bylo se systémem iterativní rekonstrukce dosaženo kvality obrazu odpovídající hodnotám vypočítaným při elektrickém množství 170 mAs a rekonstrukci filtrovanou zpětnou projekcí.

2.2.2. Automatická modulace proudu a radiační zátěž pacienta

Automatická modulace proudu CT přístrojů Siemens je odezvou na aktuální zeslabení RTG svazku tělem pacienta. Užitečná je zejména při skenování nehomogenních oblastí a u pře-chodu mezi oblastmi s různou denzitou. (Súkupová 2018b)

Pro ověření hypotézy automatické modulace proudu (ATCM) byly podle hodnoty elektrického množství v jednotlivých axiálních rovinách vybrány tři zájmové oblasti: minimální hodnota 27 mAs (srdce), průměrná hodnota 80 mAs (nad játry) a maximální hodnota 117 mAs (malá pánev).

Tyto hodnoty elektrického množství byly použity i při simulaci vyšetření, tentokrát však v manuálním režimu skenování.

Pro ověření redukce radiační zátěže pacienta systémem ATCM byly porovnány hodnoty produktu dávky a délky (DLP) pro režim ATCM, nejnižší 27 mAs, střední 80 mAs a nejvyšší hodnotě elektrického množství 117 mAs. Rovněž byla provedena měření, výpočty a porovnání hodnot poměru signál – šum v definovaných oblastech.

2.2.3. Pitch faktor a radiační zátěž pacienta

Pro ověření hypotézy spojené s možností využití pitch faktoru pro snížení radiační zátěže pacienta byla provedena tři skenování s použitím tří hodnot pitch faktoru. První skenování bylo provedeno s pitch faktorem 0,70, druhé s pitch faktorem 0,85 a třetím s pitch faktorem 1,0. Všechna tři skenování byla prováděna v režimu AEC.

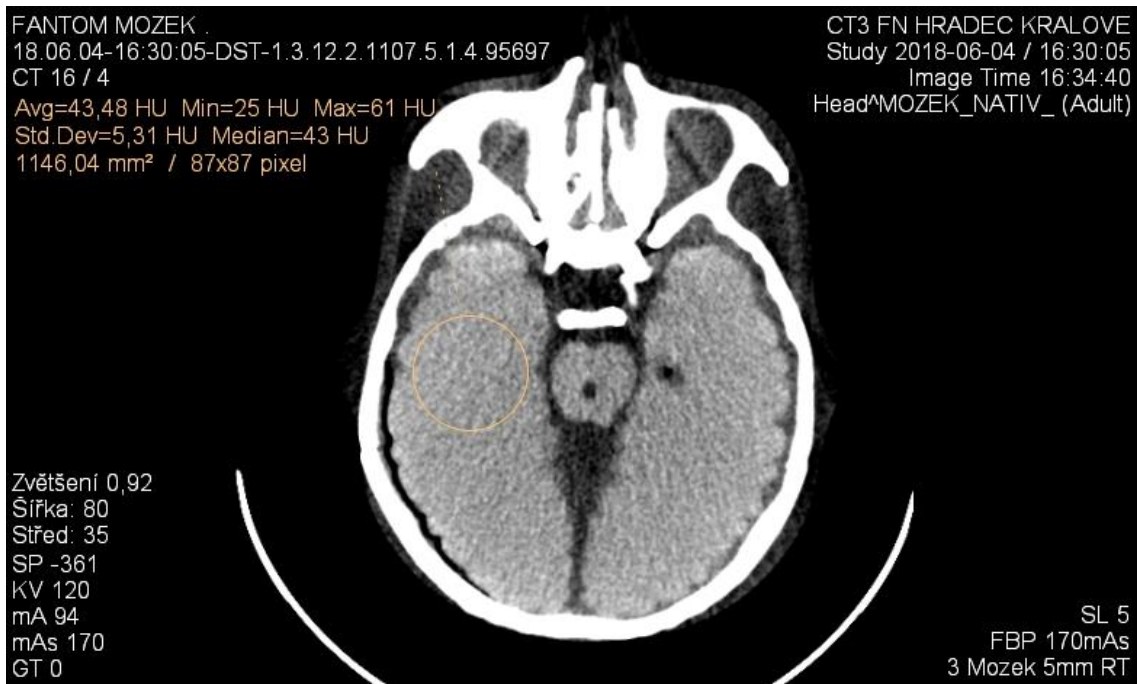
Data byla měřena ve třech předem stanovených oblastech: srdce, oblast nad játry a játra. Z naměřených dat byly stanoveny a vzájemně porovnány hodnoty poměru signál – šum.

Pro skenování s různými pitch faktory bylo od oblasti nad bránicí po oblast ledvin vzbr8no třicet řezů. Z hodnot elektrického množství v těchto rovinách byly vypočítány a porovnány hodnoty efektivního elektrického množství.

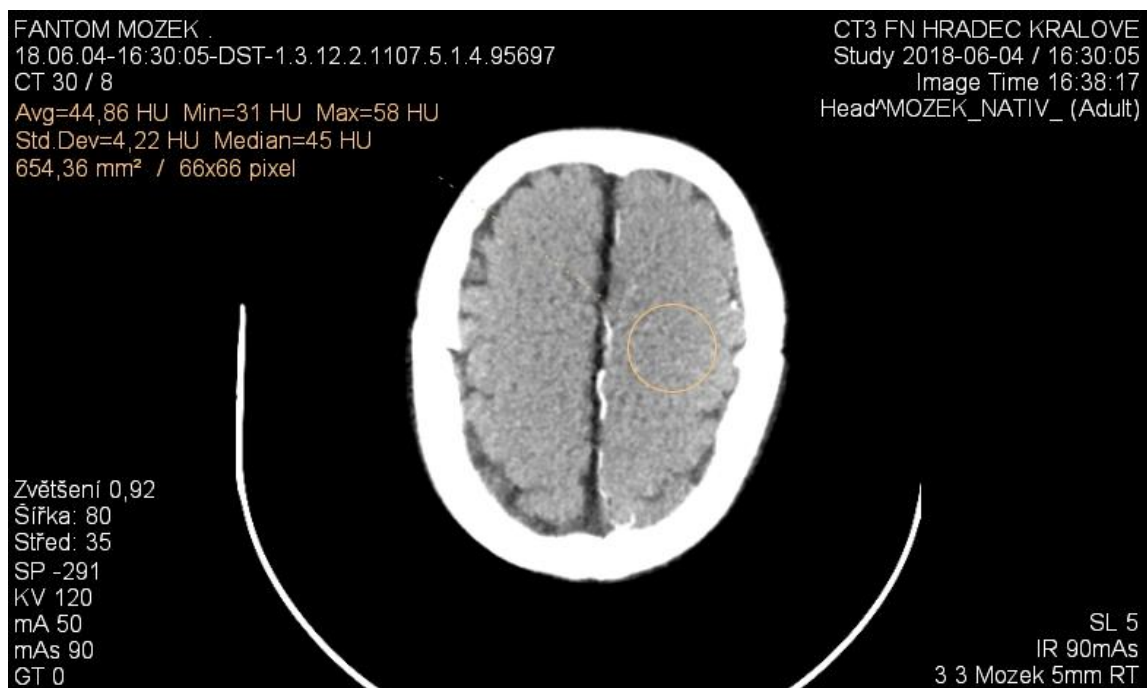
2.3. Prezentace výsledků

2.3.1. Iterativní rekonstrukce a radiční zátěž pacienta

Příklady diagnostických obrazů, ze kterých byly hodnoty parametrů pro porovnání odečítány.



Obrázek 8 Nativní CT mozku pomocí FBP, oblast pravé postranní komory, elektrické množství 170 mAs (zdroj: autor)



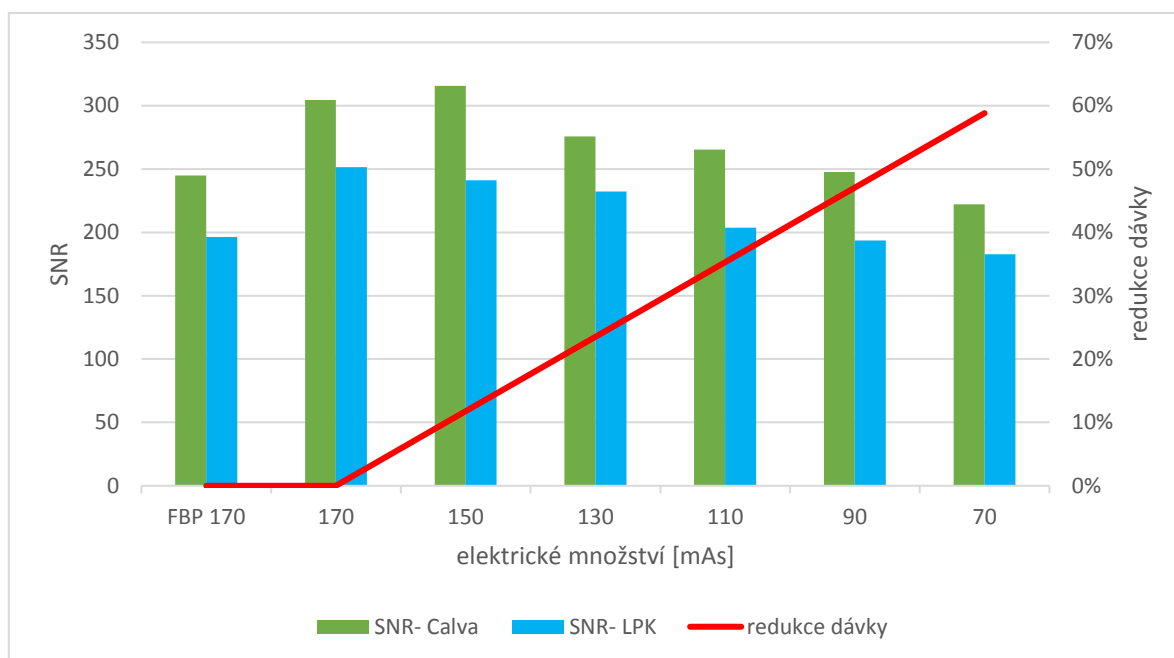
Obrázek 9 Nativní CT mozku pomocí IR, oblast calvy, elektrické množství 90 mAs (zdroj: autor)

V níže uvedené tabulce 1 jsou zaznamenány vypočítané hodnoty poměru signál – šum (SNR) pro dvě oblasti mozku: calvu a pravou postranní komoru (PPK), příslušné hodnoty elektrického množství a použitého rekonstrukčního algoritmu.

Tabulka 1 – naměřené a upravené hodnoty

Rekonstrukční algoritmus	Filtrovaná zpětná projekce	Iterativní rekonstrukce					
		170	150	130	110	90	70
Elektrické množství [mAs]	170	170	150	130	110	90	70
SNR - Calva	244,85	304,61	315,69	275,63	265,30	247,60	222,27
SNR - PPK	196,51	251,60	241,07	232,37	203,60	193,57	182,65
Redukce dávky	0%	0%	12%	24%	35%	47%	59%

Pro názornost byly naměřené hodnoty vyneseny do grafu na obrázku 10 ve kterém je porovnávána kvalita obrazu vyjádřená poměrem signál – šum při různých hladinách elektrického množství.

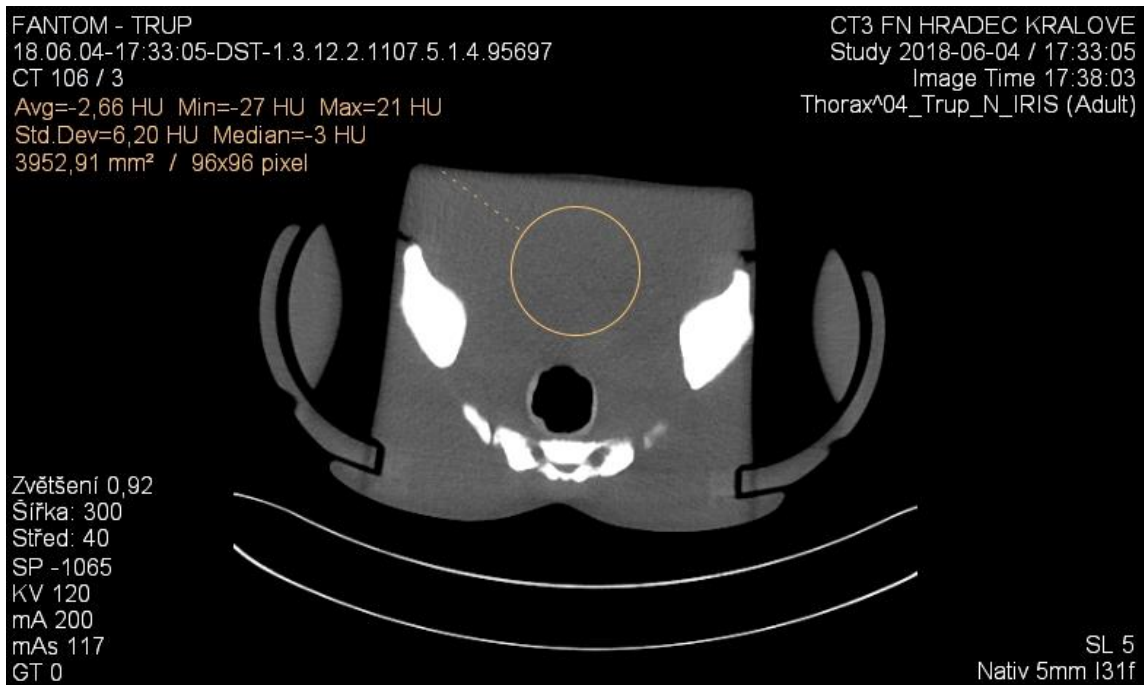


Obrázek 10 Porovnání parametru signál - šum v závislosti na redukcí dávky IZ při použití IR (FBP=100%)

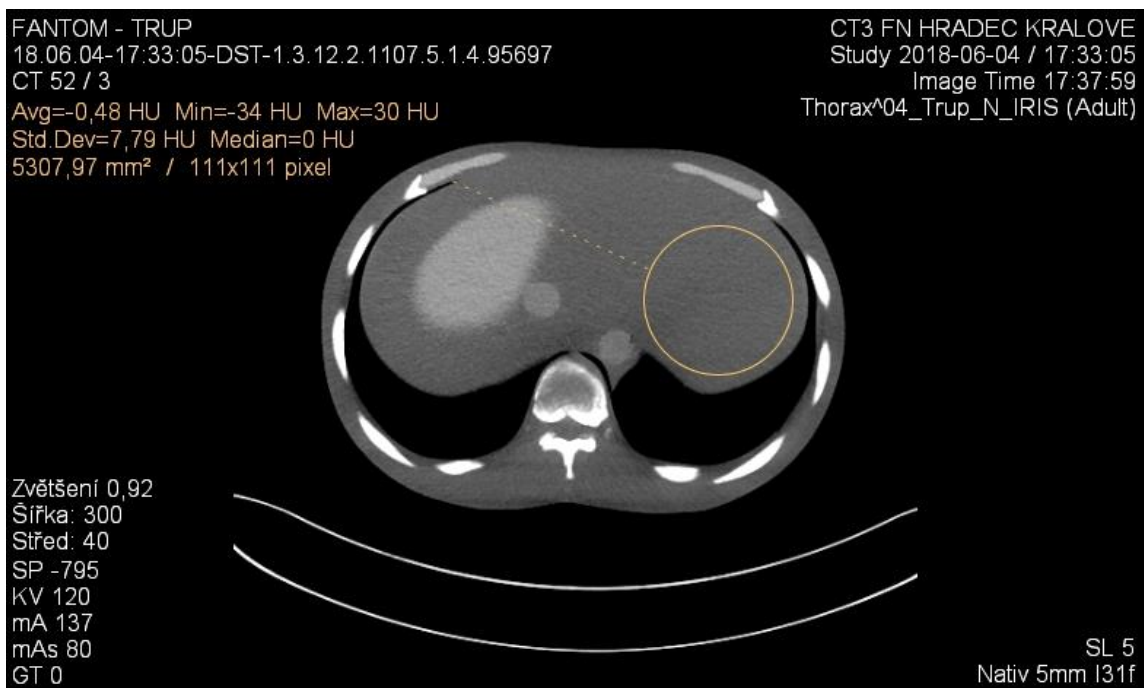
Z hodnot SNR vyplývá, že při použití algoritmu iterativní rekonstrukce je možné dosáhnout kvalitního obrazu s výrazně nižším elektrickým množstvím, a tedy i nižší radiační zátěží pacienta. Při měření bylo ověřeno, že s použitím IR lze dosáhnout při elektrickém množství 90 mAs srovnatelné kvality obrazu, jako při 170 mAs při filtrované zpětné projekci.

2.3.2. Automatická modulace proudu a radiační zátěž pacienta

Příklady diagnostických obrazů, ze kterých byly hodnoty parametrů pro porovnání odečítány.



Obrázek 11 Nativní CT trupu, s ATCM, oblast malé pánve, elektrické množství 117 mAs (zdroj: autor)



Obrázek 29 Nativní CT trupu, s ATCM, nad játry, elektrické množství 80 mAs

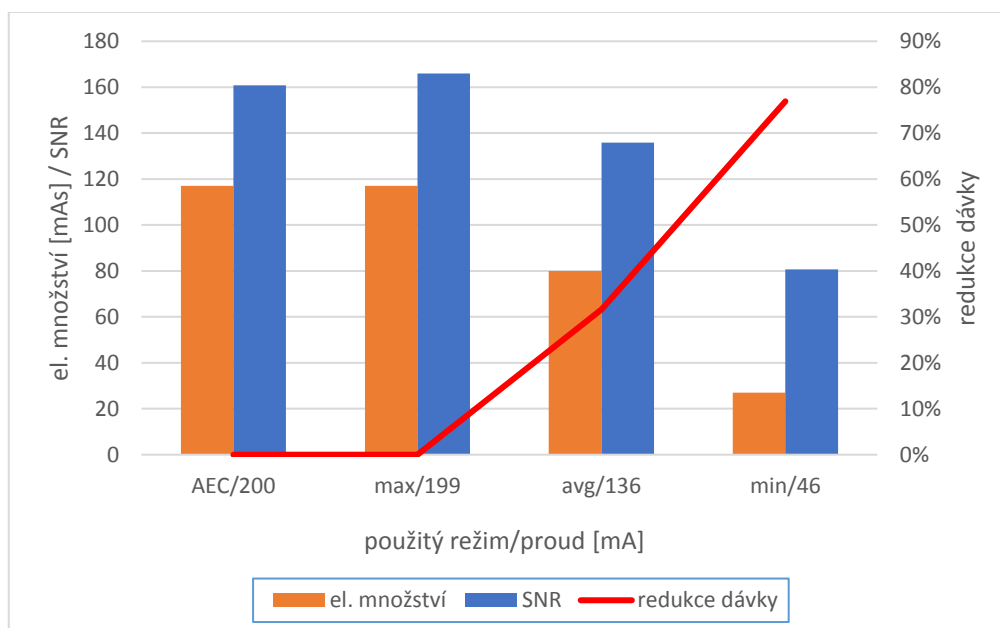
(zdroj: autor)

Hodnoty získané měřením byly zaznamenány do tabulek, a to pro každou vyšetřovanou oblast samostatně. Vypočten byl poměr signál – šum (SNR) a hodnota redukce dávky.

Tabulka 2 Vývoj hodnot SNR v závislosti na elektrickém množství v oblasti pánve

Režim skenování elektrické množství	Elektrické množství [mAs]	Průměrná denzita [HU]	Směrodatná odchylka [HU]	Dopočtené SNR	Redukce dávky [%]
AEC	117	-2,66	6,2	160,86	0
Maximální hodnota	117	-3,77	6	166,04	0
Střední hodnota	80	0,3	7,36	135,91	32
Minimální hodnota	27	-0,04	12,4	80,64	77

Hodnoty z tabulky 2 byly pro názornost vyjádřeny v následujícím grafu na obr. 12.



Obrázek 12 Graf - Porovnání zátěže IZ s použitím automatické modulace proudu při CT pánve

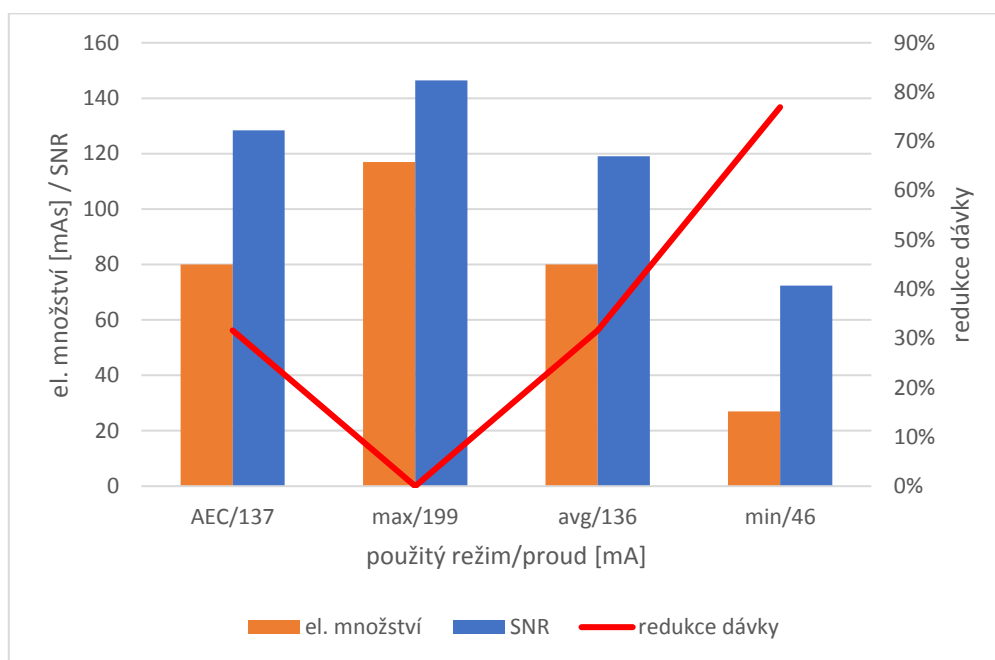
Ze získaných hodnot vyplývá, že vliv na snížení radiační zátěže je do značné míry vyvážen snížením hodnoty SNR. V případě vyšetření trupu, oblasti pánve došlo v souvislosti se snížením hodnoty elektrického množství a redukcí dávky k významnému poklesu SNR a kvality obrazu.

Další měření bylo provedeno se zaměřením na oblast nad játry.

Tabulka 3 Vývoj hodnot SNR v závislosti na elektrickém množství v oblasti malé pánve

Režim skenování elektrické množství	Elektrické množství [mAs]	Průměrná densita [HU]	Směrodatná odchylka [HU]	Dopočtené SNR	Redukce dávky [%]
AEC	80	0,48	7,79	128,43	32
Maximální hodnota	117	0,38	6,83	146,47	0
Střední hodnota	80	-8,1	8,33	119,08	32
Minimální hodnota	27	-7,94	13,7	72,41	77

Hodnoty z tabulky 3 byly pro názornost vyneseny do grafu na obr. 13.



Obrázek 13 Graf - Porovnání zátěže IZ s použitím automatické modulace proudu při CT břišní krajiny

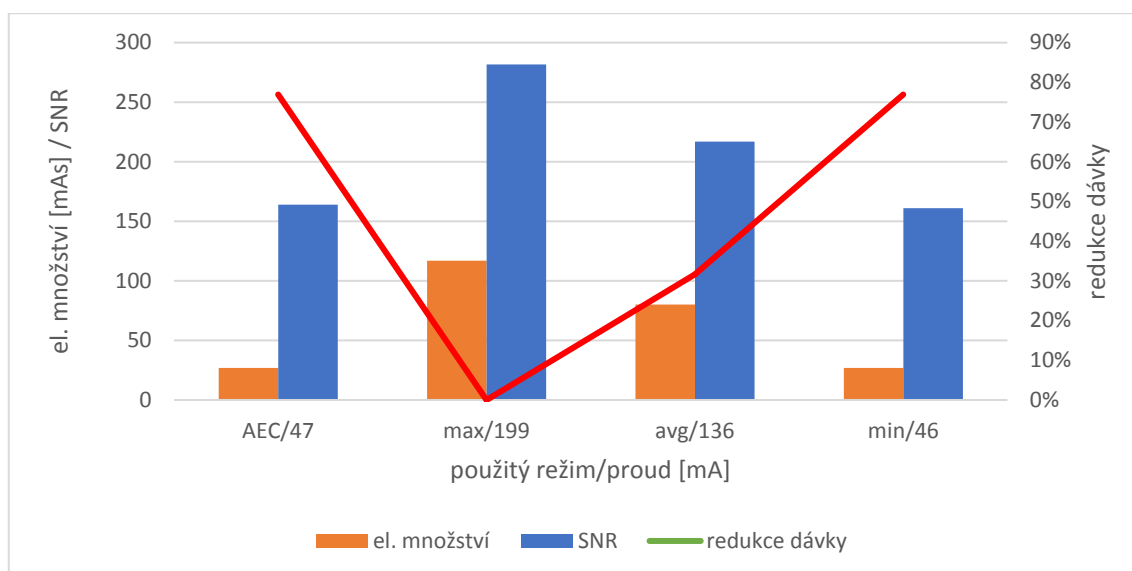
Zde je patrné, že při použití automatické modulace proudu došlo oproti maximální hodnotě elektrického množství k významnému snížení dávky o 32% při mírném akceptovatelném snížení kvality obrazu.

Poslední zájmovou oblastí, ve které bylo provedeno měření, byla oblast srdce.

Tabulka 4 Vývoj hodnot SNR v závislosti na elektrickém množství v oblasti srdce

Režim skenování elektrické množství	Elektrické množství [mAs]	Průměrná densita [HU]	Směrodatná odchylka [HU]	Dopočtené SNR	Redukce dávky [%]
AEC	27	38,21	6,33	164,01	77
Maximální hodnota	117	33,43	3,67	281,59	0
Střední hodnota	80	34,97	4,77	216,97	32
Minimální hodnota	27	30,93	6,4	161,08	77

Hodnoty z tabulky 4 byly pro názornost vyneseny do grafu na obr. 14.

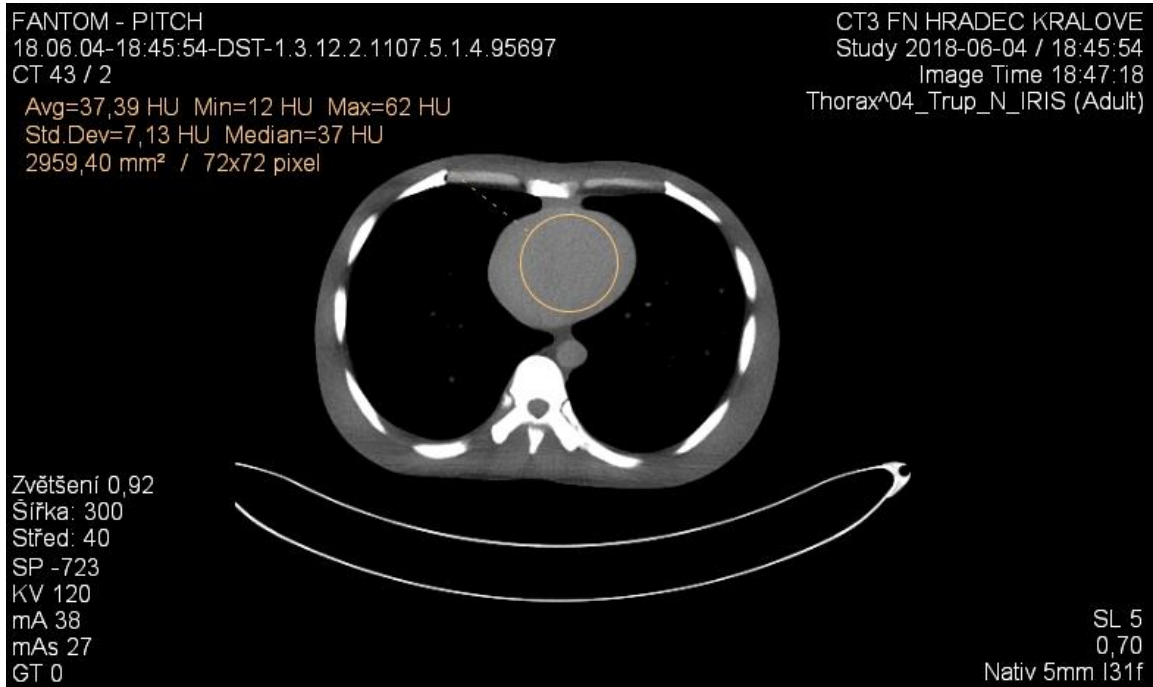


Obrázek 14 Graf - Porovnání zátěže IZ s použitím automatické modulace proudu při CT trupu - hrudní krajiny

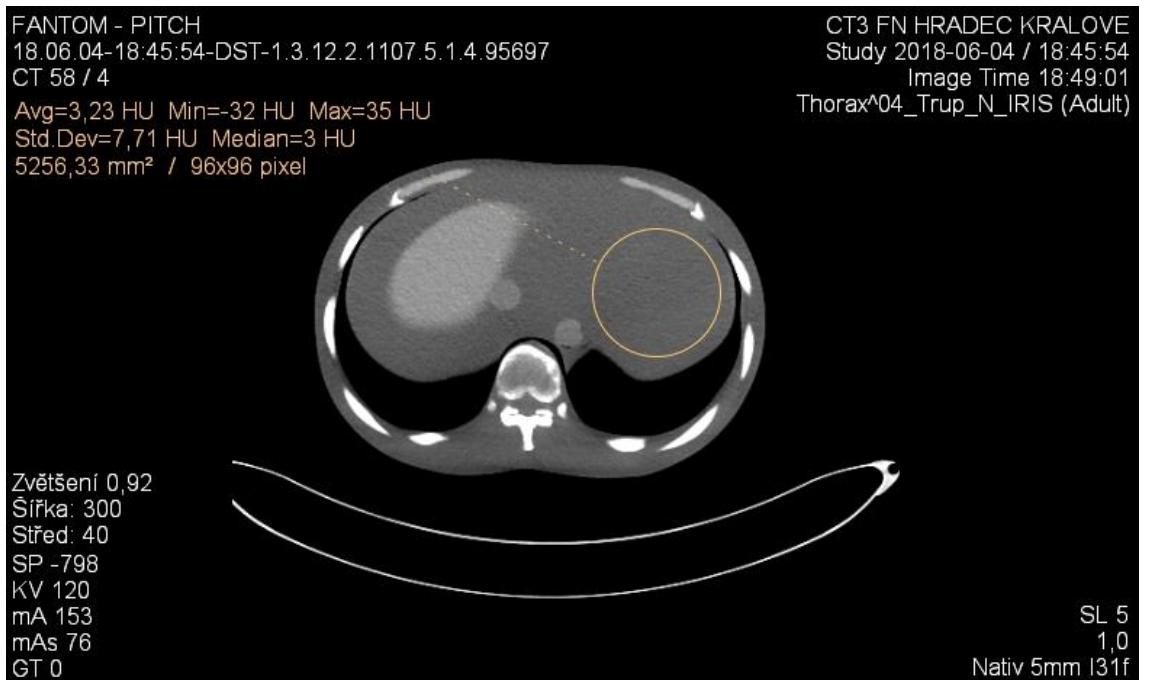
Jak je patrné již z hodnoty průměrného proudu rentgenky v režimu automatické modulace, která se blíží hodnotě minimální a přitom poskytuje kvalitní obraz. Vyšší hodnoty proudu sice zvýší parametr SNR, je však otázkou, zda obraz uvedených parametrů poskytne významně lepší diagnostikovatelnost.

2.3.3. PITCH faktor a radiační zátěž pacienta

Příklady diagnostických obrazů, ze kterých byly hodnoty parametrů pro porovnání odečítány.



Obrázek 15 Nativní CT trupu, oblast srdce, P=0,70
(zdroj: autor)



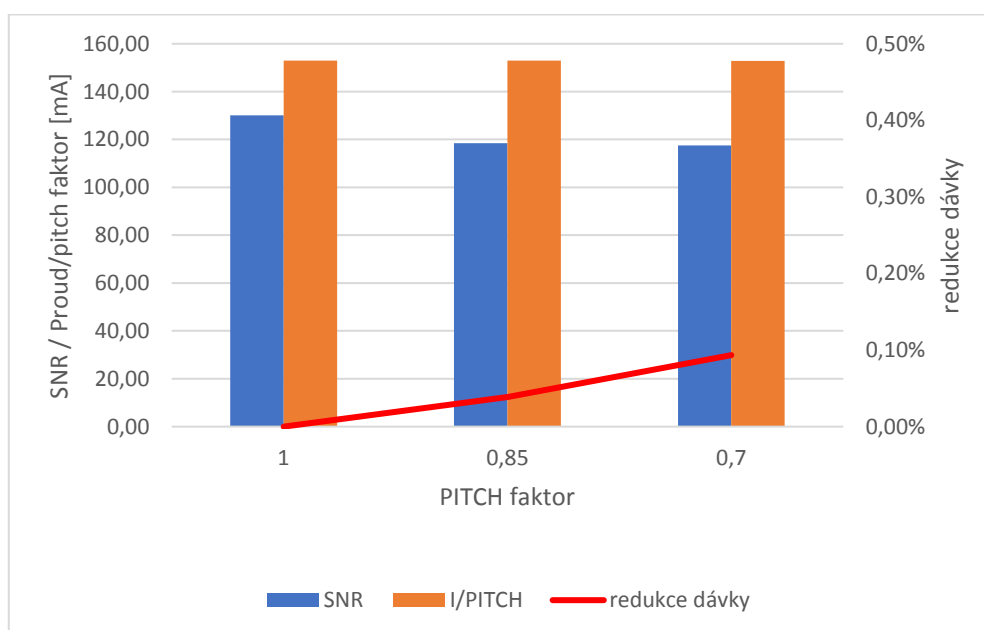
Obrázek 16 Nativní CT trupu, volná tekutina nad bránicí, P=1,0
(zdroj: autor)

Hodnoty získané měřením pro každou vyšetřovanou oblast byly zaznamenány do tabulek. Vypočten byl poměr signál – šum (SNR), poměr I/PITCH a hodnota redukce dávky.

Tabulka 5 Vývoj hodnot SNR a I/PITCH v závislosti na pitch faktoru v oblasti nad bránicí

PITCH faktor	Průměrná densita [HU]	Směrodatná odchylka [HU]	Proud [mA]	SNR	I/PITCH	redukce dávky [%]
1	3,23	7,71	153	130,12	153,00	0,00%
0,85	8,44	8,51	130	118,50	152,94	0,04%
0,7	6,51	8,56	107	117,58	152,86	0,09%

Hodnoty z tabulky 5 byly pro názornost vyneseny do grafu na obr. 17.



Obrázek 17 Graf - Možnost redukce zatížení pacienta IZ při CT vyšetření nad bránicí změnou PITCH faktoru

Pro oblast trupu nad bránicí byly rozdíly v naměřených hodnotách ze všech vyšetřovaných oblastí nejmenší (0,1 %), snížení dávky prokázáno nebylo.

Tabulka 6 Vývoj hodnot SNR a I/PITCH v závislosti na pitch faktoru v oblasti jater

PITCH faktor	Průměrná densita [HU]	Směrodatná odchylka [HU]	Proud [mA]	SNR	I/PITCH	redukce dávky [%]
1	63,89	8,26	145	128,80	145,00	0,00
0,85	68,41	9,18	119	116,38	140,00	3,45
0,7	66,34	8,13	97	131,16	138,57	4,43

Hodnoty z tabulky 6 byly pro názornost vyneseny do grafu na obr. 18.



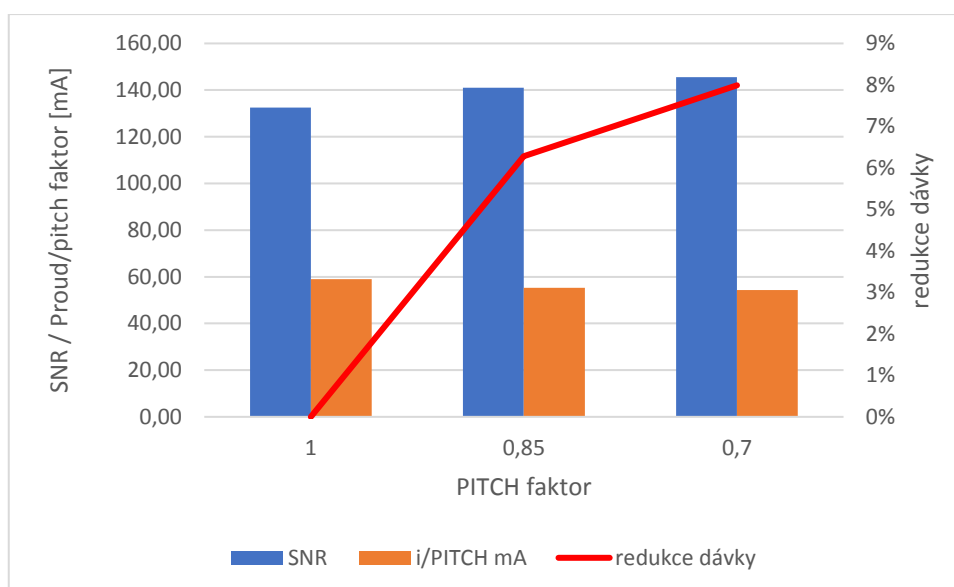
Obrázek 18 Graf - Možnost redukce zatížení pacienta IZ při CT vyšetření v oblasti jater změnou PITCH faktoru

V oblasti jater byla naměřeno možné snížení dávky o několik procent, což neprokazuje zásadní úsporu radiační zátěže.

Tabulka 7 Vývoj hodnot SNR a I/PITCH v závislosti na pitch faktoru v oblasti srdce

PITCH faktor	Průměrná densita [HU]	Směrodatná odchylka [HU]	Proud [mA]	SNR	I/PITCH	redukce dávky [%]
1	32,17	7,79	59	132,50	59,00	0,00
0,85	32,73	7,32	47	141,08	55,29	6,28
0,7	37,39	7,13	38	145,50	54,29	7,99

Hodnoty z tabulky 7 byly pro názornost vyneseny do grafu na obr. 19.



Obrázek 19 Graf - Možnost redukce zatížení pacienta IZ při CT vyšetření v oblasti srdce změnou PITCH faktoru

Pro oblast srdce naměřené hodnoty naznačují že při snížení pitch faktoru může dojít ke snížení dávky o několik procent a zároveň i k mírnému zvýšení kvality obrazu.

Jak je patrné z hodnot v tabulkách č. 5, 6 a 7 a z příslušných grafů, je změna hodnoty poměru I/PITCH, která byla zvolena jako parametr pro posouzení snížení radiační zátěže pacienta, na změně hodnoty pitch faktoru naměřená v režimu automatické modulace proudu v závislosti, nevýznamná. Méně významné změny jsou patrné u hodnot SNR, jak ovšem vyplývá z předchozích tabulek a grafů, je vývoj těchto hodnot spíše nahodilý.

3. Diskuze

Cílem mé bakalářské práce bylo studium odborných zdrojů se zaměřením na možnosti optimalizace radiační zátěže pacienta v souvislosti s CT diagnostickými postupy. Tuto problematiku jsem zpracoval v teoretické části práce.

Nabyté poznatky jsem následně využil v části výzkumné, kde jsem se podrobněji věnoval účinnosti některých z metod umožňujících redukci dávky pacienta.

První z výzkumných otázek mé bakalářské práce zní: „Umožňuje iterativní rekonstrukce snížení radiační zátěže pacienta?“

Z dostupných zdrojů jsem pochopil základní rozdíl mezi iterativní rekonstrukcí a filtrovanou zpětnou projekcí. Iterativní rekonstrukce umožňuje oproti filtrované zpětné projekci získání diagnostického obrazu odpovídající kvality již při výrazně nižších hodnotách signálu. Z toho plyne, že vyšetření je možné provést s ne nevýznamnou redukcí dávky záření, které je v souvislosti s CT vyšetřením pacient vystaven. Nevýhodou iterativní rekonstrukce jsou delší rekonstrukční časy, a to i přes podstatně vyšší nároky na výkon výpočetní techniky.

Ve výzkumné části práce jsem na antropomorfním fantomu prováděl měření s využitím obou výše uvedených rekonstrukčních metod, a to pro nativní CT vyšetření mozku. Výsledky mých měření prokázaly možnost až 40% redukce dávky bez snížení hodnoty SNR, kterou jsem si vybral jako objektivní parametr pro hodnocení kvality diagnostického obrazu.

System expozicni automatiky, jeho a principy a vlastnosti, možnosti nastavení, a to především s ohledem na automatickou modulaci proudu „automatic tube current modulation“ (ATCM) je velmi srozumitelným způsobem vysvětlen ve webové prezentaci paní inženýrky Lucie Sukupové (www.sukupova.cz). Ve výzkumné části práce jsem si prakticky ověřil, jak významnou roli může automatická modulace proudu v optimalizaci radiační zátěže pacienta znamenat. Hodnota produktu dávky a délky „dose length product“ (DLP) při skenování v ATCM režimu byla o více než 40 % nižší než hodnota DLP při skenování provedeném s důrazem na zachování kvality obrazu, a to i v oblasti s nejvyšší absorpcí svazku RTG záření v těle pacienta. Výsledná hodnota SNR v této oblasti byla přitom pouze o 3 % vyšší než v režimu ATCM.

Vliv pitch faktoru na dávku záření, které je při CT vyšetření pacient vystaven, je při zachování ostatních skenovacích podmínek přímo úměrný podílu elektrického množství a hodnoty pitch faktoru. Pitch faktor udává poměr mezi vzdálenostmi, o kterou se posune

vyšetřovací stůl za jednu otáčku gantry oproti šířce kolimace skenovaného řezu. Deduktivně z toho vyplývá, že s měnícím se pitch faktorem by se měla měnit i dávka, kterou pacient obdrží. Skutečnost je ale taková, že použití expoziční automatiky (AEC), automatické modulace proudu a naprogramování CT přístroje vede k tomu, že se systém snaží vytvořit obraz určité kvality. Tzn., že v průběhu skenování sám mění velikost proudu na základě vyhodnocení anatomických rozměrů pacienta při toposcenu. (Súkupová 2018b) Súkupová (2015) dále uvádí, že snaha o redukci dávky záření nebo snížení obrazového šumu prostřednictvím pitch faktoru je vzhledem k funkci AEC moderních přístrojů neefektivní. Vlastním měřením jsem prokázal, že vliv pitch faktoru na dávku záření, respektive na hodnotu efektivního elektrického množství, kterou jsem v rámci měření za standardních podmínek (konstantní rychlost rotace apod.) vyhodnocoval, a to na základě vývoje podílu hodnoty elektrického proudu a pitch faktoru, nevykazuje významné odchylky. Rozptýl hodnot podílu elektrického proudu a pitch faktoru prokázal, že změna pitch faktoru při současném zapojení funkce expoziční automatiky nemá na radiační zátěž pacienta významný vliv.

4. Závěr

Provedeným měřením na antropomorfním fantomu byly potvrzeny hypotézy, že použití algoritmu iterativní rekonstrukce obrazu i režimu automatické modulace proudu vede k významnému snížení dávky IZ, které je pacient při vyšetření vystaven. Vliv změny pitch faktoru na významnější snížení dávky prokázán nebyl, ale podle měření lze usuzovat, že snížení pitch faktoru může v některých případech poskytnout vyšší kvalitu obrazu. Výsledky měření rovněž naznačují, že snížení dávky IZ vlivem změny parametrů, který byl ověřován je odlišné v závislosti na druhu vyšetřované anatomické oblasti.

5. Seznam zdrojů a použité literatury:

1) Atomová energie, zpravodajství. *Portál Atominfo* [online]. © 2016 [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <http://atominfo.cz/2013/04/vypocetni-tomografie-neboli-ct-jak-funguji-zobrazovaci-metody-v-medicine-ii/>

2) BELL, J., Dan; YEUNG, J. Radiopaedia, *Radiopaedia.org* [online]. © 2005-2018 [cit. 2018-10-01]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/signal-to-noise-ratio-1>

3) ČESKO. Zákon č. 263/2016-Sb. ze dne 14. července: Atomový zákon. In: Sbíрка zákonů České republiky. 2016, Pododdíl 3, § 84. Dostupný také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-263#f5856355>

4) JANDURA, ŽIŽKA, KVASNIČKA, GREPL, KLZO. *Redukce dávky ionizujícího záření na oční čočku u MDCT mozku s využitím výpočetního algoritmu iterativní rekonstrukce IRIS – první výsledky*. 2012. In: Česká radiologie. Praha: Galén 2013, 67(1), 81–86. ISSN 1210-7883

5) KOZUBÍKOVÁ, PETRA. HORÁK, MARTIN. *Porovnání klasického rekonstrukčního algoritmu filtrované zpětné projekce (FBP) a algoritmu iterativní rekonstrukce (IRIS)*, 2011. In: Česká radiologie. Praha: Galén 2011, 65(3), 177–182. ISSN 1210-7883

6) MIKŠÍK, Lukáš. KZM FN Motol, *Princip CT* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-10]. Dostupné z: https://www.lf2.cuni.cz/files/page/files/2014/principy_ct.pdf

7) REICHL, Jaroslav. VŠETIČKA, Martin. *Encyklopedie fyziky, 2006b, Radioaktivní záření v organismu a veličiny s tím související* [online]. © 2006-2018 [cit. 2018-01-14]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/843-radioaktivni-zareni-v-organismu-a-veliciny-s-tim-souvisejici>

8) REICHL, Jaroslav. VŠETIČKA, Martin. Encyklopedie fyziky, 2006a, *Rentgenové záření* [online]. © 2006-2018 [cit. 2018-01-14]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/540-rentgenove-zareni>

9) SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6

10) Státní ústav radiační ochrany. SÚRO, 2018a, *Biologické účinky ionizujícího záření* [online]. © 2018 [cit. 2018-03-01]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/biologicke-ucinky-ionizujiciho-zareni>

11) Státní ústav radiační ochrany. SÚRO, 2018b, *Přírodní radioaktivita a problematika radonu* [online]. © 2018 [cit. 2018-03-01]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/prirodnioz>

12) Státní ústav radiační ochrany. Rentgen Bulletin, září 2009, *IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ A MÍRA RIZIKA* [online]. © 2001 [cit. 2018-03-01]. Dostupné z: https://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/rtg_bulletin_2009.pdf

13) Státní ústav radiační ochrany. Rentgen Bulletin, září 2012, *OSOBNÍ DOZIMETRIE* [online]. © 2001 [cit. 2018-03-01]. Dostupné z: https://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/rtg_bulletin_2012.pdf

14) SÚKUPOVÁ, Lucie. *Co představuje parametr $CTDI_{vol}$ uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům?*. 2015. In: Česká radiologie. Praha: Galén 2015, 69(3), 194–200. ISSN 1210-7883

15) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2013a, *Rentgenka – její stavba a funkce* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/rentgenka-a-produkce-rentgenoveho-zareni/>

16) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2013b, „*Rotační rentgenka*“ *není totéž co „rentgenka s rotační anodou*“ [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-10-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/rotacni-rentgenka-neni-totez-co-rentgenka-s-rotacni-anodou/>

17) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2013c, „*Pitch faktor u CT*“ [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-10-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/pitch-faktor-u-ct/>

18) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2013d, *Produkce rentgenového záření – charakteristické záření* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/produkce-rentgenoveho-zareni-charakteristicke-zareni/>

19) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2014, *Interakce rentgenových fotonů (2)* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-10-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/interakce-rentgenovych-fotonu-2/>

20) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2015, *Některé mylné představy spojené s volbou pitch faktoru* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-10-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/nektere-mylne-predstavy-spojene-s-volbou-pitch-faktoru/>

21) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2016a, *Parametry skenování (5)* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-10]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/parametry-ct-skenovani-5/>

22) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2016b, *Parametry CT skenování (1)* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-10]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/parametry-ct-skenovani-1/>

23) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2017a, *CT kurz IAEA-Proud rentgenky a expoziční automatika* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-10-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/ct-kurz-iaea-proud-rentgenky-a-expozicni-automatika/>

24) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2017b, *CT kurz IAEA-CT veličiny a sledování dávek* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-10]. Dostupné z: (<http://www.sukupova.cz/ct-kurz-iaea-ct-veliciny-a-sledovani-davek/>)

25) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2018a, *Slovník* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-01]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/slovník/?name_directory_startswith=

26) SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat..., 2018b, *Princip fungování expoziční automatiky a její využití* [online]. © 2011–2018 [cit. 2018-01-10]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/?s=AEC>

27) ULLMANN, Vojtěch. Cíle a metody ochrany před zářením., *Astro Nukl Fyzika* [online]. c2011 [cit. 2015-10-01]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#3>

28) UNEP [United Nations Environment Programme], 2016. Ionizující záření: účinky a zdroje [online]. Přeložil Státní úřad pro jadernou bezpečnost. In: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. ISBN 978-92-807-3600-7. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/dokumenty/RadiationInsidePart-Czech-Feb_2017-1.pdf

29) VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0

30) ŽIŽKA, Jan. *Iterativní rekonstrukce CT obrazu—revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?*, 2011. In: *Česká radiologie*. Praha: Galén 2011, 65(3), 169–176. ISSN 1210-