

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2019

Michaela Průšová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Radiační ochrana při vyšetření výpočetní tomografií

Michaela Průšová

Bakalářská práce

2019

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2017/2018

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Michaela Průšová**
Osobní číslo: **Z16345**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Radiační ochrana při vyšetření výpočetní tomografií**
Zadávací katedra: **Katedra klinických oborů**

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**

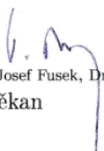
Seznam odborné literatury:

1. HUŠÁK, Václav. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
2. SEIDL, Zdeněk et al. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
3. SÚKUPOVÁ, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
4. ULLMANN, Vojtěch. Jaderná a radiační fyzika. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7.
5. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

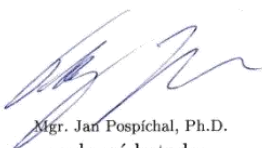
Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Iva Mínaříková**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **2. května 2019**


prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.
děkan

L.S.


Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 4. března 2019

PROHLÁŠENÍ AUTORA

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

Byla jsem seznámena 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.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 9/2012, bude práce zveřejněna v Univerzitní knihovně a prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 2. 5. 2019

Michaela Průšová

PODĚKOVÁNÍ

Touto cestou bych ráda poděkovala své vedoucí práce paní Mgr. Ivě Minaříkové za odborné vedení, poskytnuté informace, cenné rady, které mi poskytla k zpracování bakalářské práce.

V neposlední řadě děkuji své rodině a přátelům za podporu a hlavně trpělivost, kterou mi projevili během celého bakalářského studia.

ANOTACE

Bakalářská práce na téma „Radiální ochrana při vyšetření výpočetní tomografií“ se dělí na teoretickou a praktickou část. V teoretické části práce je souhrnně popsán CT přístroj a jeho jednotlivé parametry a konstrukce. Dále teoretická část pojednává o principech radiální ochrany a zaměřuje se na úkony, které jsou důležité k dodržování správných postupů ochrany před zářením.

Praktická část popisuje zhodnocení místních diagnostických referenčních úrovní na daném CT přístroji. Výsledné hodnoty byly zpracovány a porovnány s národními diagnostickými referenčními úrovněmi.

KLÍČOVÁ SLOVA

Výpočetní tomografie, radiální ochrana, legislativa, diagnostické referenční úrovně

TITLE

Radiation protection at examination computed tomography

ANNOTATION

The Bachelor thesis on the topic „Radiation protection at examination computed tomography” is divided into theoretical part and practical part. The CT scan and its individual parameters and construction are described in the theoretical part of the thesis. Furthermore, the theoretical part deals with principles of radiation protection and focuses on steps that are important to follow appropriate procedures for protection against radiation.

The practical part describes estimate of local diagnostic reference levels for given CT scan. Final results were processed and compared with national diagnostic reference levels.

KEYWORDS

Computed tomography, radiation protection, legislation, diagnostic reference levels

OBSAH

ÚVOD	12
1 CÍL PRÁCE	13
2 TEORETICKÁ ČÁST	14
2.1 Výpočetní tomografie	14
2.1.1 Historie a generace výpočetní tomografie.....	14
2.1.2 Tomografie s elektronovým svazkem – Electron Beam CT	16
2.1.3 Princip výpočetní tomografie.....	16
2.1.4 Multidetektorové, multi-slice CT.....	19
2.1.4.1 CT se dvěma rentgenkami – Dual Source a Dual Energy CT	19
2.1.5 Diagnostické použití CT přístroje	19
2.1.5.1 Indikace.....	19
2.1.5.2 Příprava na CT vyšetření	22
2.1.6 Kontrastní látky v RTG diagnostice.....	23
2.2 Radiační ochrana	24
2.2.1 Organizace a legislativa v radiační ochraně.....	24
2.2.1.1 Nové atomové právo	25
2.2.2 Historie radiační ochrany ve světě	26
2.2.2.1 Historie radiační ochrany v ČR	27
2.2.3 Základní principy radiační ochrany	27
2.2.3.1 Princip optimalizace	27
2.2.3.2 Princip limitování	28
2.2.3.3 Princip zabezpečení zdrojů	28
2.2.4 Základní metody radiační ochrany před zářením.....	28
2.2.4.1 Ochrana časem.....	29
2.2.4.2 Ochrana vzdáleností.....	29
2.2.4.3 Ochrana stíněním	29

2.2.5	Monitorování v radiační ochraně	29
2.2.5.1	Referenční úrovně.....	30
2.2.5.2	Osobní monitorování - dozimetrie.....	30
2.2.6	Veličiny a jednotky v radiační ochraně.....	32
2.2.6.1	Veličiny používané ve spojitosti s CT	34
2.2.7	Radiobiologie a vztah dávky.....	34
2.2.7.1	Deterministické účinky	34
2.2.7.2	Stochastické účinky	36
2.2.7.3	Odhad dávky na plod	36
2.2.7.4	Postup při ozáření plodu	37
2.2.8	Radiační ochrana pacientů	37
2.2.8.1	Radiační ochrana asistující osoby.....	37
2.2.9	Předepsané zkoušky	37
2.2.10	Diagnostické referenční úrovně	38
3	PRAKTICKÁ ČÁST.....	39
3.1	Cíle práce.....	39
3.2	Vymezení zkoumaných oblastí a získání dat	39
3.2.1	Získání dat z informačního systému	40
3.3	Národní a místní diagnostické referenční úrovně pro CT	42
3.3.1	Komparace národních a místních DRÚ	43
3.4	Grafický podíl vyšetření spadající pod NDRÚ	44
4	DISKUZE.....	46
5	ZÁVĚR	47
6	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	48
7	PŘÍLOHY	50

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 - Princip konvenčního CT přístroje	15
Obrázek 2 - Elektronický dozimetr společnosti Mirion Technologies	31
Obrázek 3 - CT přístroj Aquilion One od firmy Toshiba.....	39
Obrázek 4 - Potřebné hodnoty z protokolu pacienta a) kV b) DLP c) CTDI _{VOL}	40
Obrázek 5 - Grafické porovnání MDRÚ s NDRÚ.....	43
Obrázek 6 - Grafický podíl vyšetření spadající pod NDRÚ	44
Tabulka 1 - Density jednotlivých tkání.....	17
Tabulka 2 - Číselné dávky záření u vybraných druhů vyšetření	22
Tabulka 3 - Přehled limitů pro obyvatelstvo, radiační pracovníky, učně a studenty	28
Tabulka 4 - Výtah vstupních dat	41
Tabulka 5 - Místní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii	42
Tabulka 6 - Národní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografií.....	43

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

CT – Výpočetní tomografie (Computed Tomography)

mSv - Milisievert

nm - Nanometr

pm - Pikometr

MSCT – Multi–slice CT

MDCT – Multidetektorové CT

3D – Trojrozměrné zobrazení

Např. – Zkratka například

HU – Hounsfieldova jednotka

Tzv. – Zkratka takzvaný

mm - milimetr

Angl. – Zkratka anglicky

s - Sekunda

ms - Milisekunda

EKG - Elektrokardiogram

ml/hod – Mililitry za hodinu

ml - Mililitr

ČR – Česká republika

OSN – Organizace spojených národů

Apod. – Zkratka a podobně

mGy - Miligray

IZ – Ionizující záření

Sv - Sievert

Q – Jakostní činitel

Gy - Gray

DNA - Deoxyribonukleová kyselina

Tj. – Zkratka to je, to jest

Kg - Kilogram

DRÚ – Diagnostické referenční úrovně

MDRÚ – Místní diagnostické referenční úrovně

NDRÚ – Národní diagnostické referenční úrovně

DLP - součin CTDI a délky skenovaného objemu

kV - Kilovolt

CTDI_{VOL} – Objemový kermový index výpočetní tomografie

CTDI_W – Vážený kermový index výpočetní tomografie

Atd. – Zkratka a tak dále

VDN – Vedlejší dutiny nosní

C – Krční páteř

Th – Hrudní páteř

Ls – Bederní páteř

ÚVOD

Bakalářská práce na téma „Radiální ochrana při vyšetření výpočetní tomografií“ se dělí na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se nevěnuje pouze principům radiální ochrany, ale začleňuje i stručný popis CT přístroje.

Popis CT přístroje zprvu seznamuje čtenáře se základy historie a technickým vývojem samotného přístroje. Dále pojednává o principu CT přístroje a zohledňuje jeho jednotlivé parametry a konstrukce. V závěru této části práce je uvedeno diagnostické použití přístroje a jsou stručně představeny kontrastní látky, jež mají souvislost s některými druhy CT vyšetření.

Část práce, pojednávající o principech radiální ochrany, se zaměřuje na úkony, které jsou důležité k dodržování správných postupů ochrany před zářením. Tyto znalosti jsou popsány a sestaveny na základě praktických zkušeností. Jedná se převážně o fakta, jež jsou uvedeny v novém atomovém zákonu č. 236/2016 Sb., který nabyl účinnosti 1. ledna 2017 a nahradil tak existující zákon č. 18/1997 Sb., který je nyní ponechán ve zbytkové podobě a upravuje pouze odpovědnost za jaderné škody.

V případě radiodiagnostiky lze říci, že principy radiální ochrany jsou zde dodržovány velice důkladně, jelikož dávky obdržené při těchto vyšetřeních jsou v řádu desítek mSv. Nicméně pro CT přístroje platí, že patří k nejvíce radiálně dávkově zatěžujícím diagnostickým přístrojům. Proto se provádí na základě požadavku indikujícího odborníka, který je zdůvodněný dle principu radiální ochrany.

Praktická část zahrnuje tři hlavní cíle. První cíl popisuje získání reálných dat z nemocničního informačního systému. Druhý cíl zhodnocuje místní diagnostické referenční úrovně při CT vyšetření v nemocnici krajského typu a třetí cíl porovnává místní a doporučené národní diagnostické referenční úrovně.

Námět práce mi umožnil více poznat účinky ionizujícího záření a podrobněji se seznámit s CT přístrojem a radiální ochranou. V praktické části jsem měla možnost zhodnotit své poznatky z radiální ochrany. Konkrétně jsem se zaměřila na místní diagnostické referenční úrovně při CT vyšetření.

1 CÍL PRÁCE

Cílem teoretické části bakalářské práce je na základě studie odborné literatury a získaných poznatků z odborné praxe na radiodiagnostickém oddělení seznámit čtenáře s radiační ochranou při CT vyšetření s ohledem na legislativu České republiky a Evropské unie. Dalším cílem je stručný teoretický popis CT přístroje.

Cílem praktické části je zhodnocení dávek pacientů při CT vyšetření pomocí místních diagnostických referenčních úrovní.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) je radiodiagnostická zobrazovací metoda, která za pomoci ionizujícího záření umožňuje neinvazivní zobrazení vnitřních orgánů či tkání lidského těla. Je považována za jeden z nejdůležitějších objevů rentgenové diagnostiky a využívá se ve velmi širokém spektru. (Seidl et al., 2012, s. 44), (Ullmann, 2002, k. 3.2)

Tomografickou vyšetřovací metodou však zjistíme pouze patologické procesy, které můžeme rozlišit svou denzitou od okolí. Z tohoto důvodu je pacientovi často aplikována kontrastní látka (KL), která zlepšuje rozlišení patologické tkáně. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2002, s. 11)

2.1.1 Historie a generace výpočetní tomografie

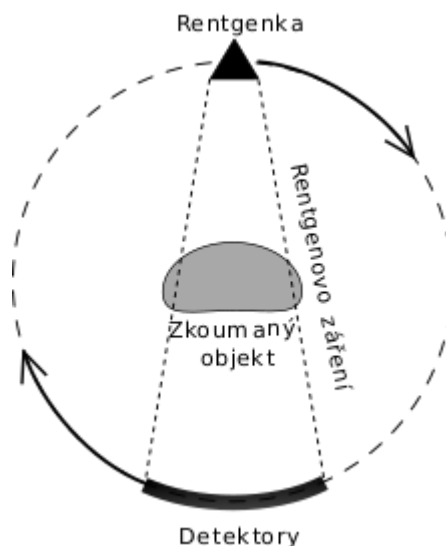
Základy historie výpočetní tomografie sahají již do roku 1895, kdy W. C. Röntgen objevil rentgenové záření, což je elektromagnetické ionizující záření s vlnovou délkou 10 nm – 1 pm, kterého se využívá u klasického rentgenu. (Ullmann, 2002, k. 3.2), (Seidl et al., 2012, s. 44-45)

Nevýhodou rentgenu je zobrazování jednotlivých orgánů sumárně (překrývají se), proto nejsme schopni určit, kterými orgány prošel rentgenový paprsek a skutečný anatomický řez těla nelze touto metodou vytvořit. Koncem šedesátých let se podařilo tento problém vyřešit se zavedením počítačů do lékařské diagnostiky. Již v roce 1963 americký fyzik Allan McLeod Cormack vypracoval teorii rekonstrukce tomografického řezu z mnoha sumačních snímků za použití záření gama. Za vynálezce samotné výpočetní tomografie je však považován Brit Godfrey Newbold Hounsfield, který v roce 1972 dokončil vývoj prvního tomografu - EMI mark I. Oba vynálezci získali v roce 1979 Nobelovu cenu za objev výpočetní tomografie. (Ullmann, 2002, k. 3.2), (Seidl et al., 2012, s. 44-45)

V dalších letech se CT přístroje velice rozšířily. Docházelo k jejich technickému vývoji a k výrazným změnám v konstrukčním uspořádání elektronických i mechanických částí přístroje. Výpočetní tomografy konvenční fungují na bázi dvou konstrukčních principů, a to konstrukce vějířové nebo kruhové. U vějířového přístroje se otáčí rentgenka společně s detektorovou soustavou, kdežto u kruhového tomografu se rentgenka otáčí samostatně a detektory jsou uloženy po celém obvodu přístroje. Rotační tzv. konvenční CT přístroje (viz. obrázek 1) se používali až do počátku devadesátých let. Podstatné u nich bylo jedno otočení celé soustavy kolem pacienta, poté se stůl i s pacientem posunul dále o jeden řez a proces se znovu opakoval.

To tedy vyžadovalo poměrně dlouhý čas. V dnešní době se pravděpodobně již s tímto typem přístroje nesetkáme na žádném pracovišti v České republice. (Seidl et al., 2012, s. 45)

Schématické zobrazení konvenčního CT přístroje je znázorněno na obrázku 1.



Obrázek 1 - Princip konvenčního CT přístroje¹

CT přístroje z hlediska technického vývoje rozdělujeme do několika generací - obvykle se dělí do pěti generací:

1. Generace CT přístroje - z rentgenky bylo kolimováno do tenkého svazku rentgenové záření a po prozáření pacientem detekováno protilehlým detektorem, jenž rotuje společně s rentgenkou. (Seidl et al., 2012, s. 45)

2. Generace CT přístroje - z rentgenky je kolimováno rentgenové záření do tvaru vějíře a po průchodu pacientem je detekováno vyšším počtem detektorů uložených na kružnicové výseči v jedné řadě naproti rentgence. Detektory rotují společně s rentgenkou, což urychluje vyšetření. (Ullmann, 2002, k. 3.2)

3. Generace CT přístroje - podobně jako u 2. generace je z rentgenky kolimováno rentgenové záření do tvaru širšího vějíře, ovšem prošlé záření je detekováno značným počtem detektorů uložených na kruhovém oblouku v jedné, či více řadách, pokračováním přístrojů 3. generace jsou vysokorychlostní multidetektorové systémy, mezi které řadíme: multi row, MSCT, MDCT. Jedná se dnes o nejpoužívanější generaci. (Seidl et al., 2012, s. 45-46)

¹ SEIDL, Zdeněk et al. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6. s. 46.

4. Generace CT přístroje - uspořádání detektorů je stacionární do úplného kruhu kolem pacienta. Pouze zde rotuje rentgenka o 360°. Z důvodu náročnosti se tento systém v praxi příliš nerozšířil. (Ullmann, 2002, k. 3.2)

5. Generace CT přístroje - tento systém se skládá z matice fixních detektorů a rotující rentgenky. Podle polohy rentgenky se detektory vychylují z kolmice proto, aby paprsky mohly dopadnout kolmo. Je zde mnoho možností ke zpracování obrazu – 3D rekonstrukce a vícevrstvé CT. (Seidl et al., 2012, s. 44-45)

4. a 5. generace přístrojů není v praxi příliš rozšířená, protože při jejich vyšší ceně nepřináší výhody pro klinickou praxi, při porovnání s moderními konstrukčními řešeními přístrojů třetí generace. (Seidl et al., 2012, s. 46)

2.1.2 Tomografie s elektronovým svazkem – Electron Beam CT

Vedle konstrukčního řešení CT, dnes již klasického s rotující rentgenkou, bylo vytvořeno naprosto odlišné řešení neobsahující rentgenku. Rentgenové záření zde vzniká dopadem rychlých elektronů, ty jsou vystřelovány elektronovým dělem na kovový terčíkový prstenec anody, v němž je uložen vyšetřovaný objekt. Pomocí vychylovacích cívek je elektronový paprsek z elektronového děla zaměřen do požadovaného místa terčíkového prstence. Ve všech takto zasažených místech se vytvoří brzdné rentgenové záření, jehož paprsek pod odpovídajícím úhlem prozařuje tělo pacienta. Rotující elektronový svazek, který generuje rotující zdroj rentgenového záření po okruhu terčíkového prstence je podobný rotující rentgence. (Seidl et al., 2012, s. 46)

Toto rentgenové záření prošlé tkání pacienta je detekováno elektronicky, totožně jako u klasického CT, prostřednictvím prstencově uspořádaného pole detektorů, uvnitř překrývajících kolimátor. Novější typy Electron Beam CT (EBCT) přístrojů obsahují několik prstencových terčíků řazených vedle sebe a několik prstencových polí detektorů. (Seidl et al., 2012, s. 46)

2.1.3 Princip výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie se skládá z vyšetřovacího tunelu, nazývaným gantry, což je specifický prstencový stojan, na němž je upevněn detekční systém s rentgenkou. Nachází se zde i mechanismus s elektromotorkem umožňující rotaci rentgenky a detektorů kolem vyšetřovacího stolu, na kterém je pacient uložen. Gantry můžeme naklánět do 30°, to nám umožňuje volit rovinu řezu. Dále se skládá z počítačové části a řady přídatných zařízení jako je např.

anesteziologický přístroj a tlakový injektor pro aplikaci kontrastní látky. (Seidl et al., 2012, s. 47), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 43)

Během vyšetření je pacient uložen na vyšetřovacím stole v gantry mezi rentgenkou a detektory. Rentgenka se pohybuje spolu s detektory po kruhové ose tak, aby jejich geometrický vztah zůstal vždy shodný. Šířku zobrazované vrstvy stanovuje svazek záření, který je vycloněn do tvaru vějíře. Detektory zaznamenávají intenzitu rentgenového záření, které prošlo zkoumaným objektem. Záření, jenž bylo detekováno, je převedeno na elektrický signál a je odesláno do počítače, kde se zpracovává. Systém rentgenka – detektor se během jedné expozice (rotace) otočí kolem pacienta o 360° a u moderních přístrojů se čas expozice pohybuje do 1 sekundy. (Heřman, 2014, s. 21, 22), (Chudáček, 1995, s. 411)

Dnešní přístroje jsou konstruovány tak, že mají detektory uspořádané do více řad vedle sebe, což umožňuje při jedné rotaci zhotovení většího počtu tenkých vrstev - přístroje jsou označovány jako multi – detektor CT. (Heřman, 2014, s. 22)

Při popisu CT skenů jsou používány tři základní termíny: hypodenzní, izodenzní a hyperdenzní. Hypodenzní označení je pro tkáně, která jsou na CT skenech tmavší. Izodenzní slouží pro tkáně s totožnou densitou a tkáně označované jako hyperdenzní, jsou světlejší než okolní tkáň. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2002, s. 11), (Heřman, 2014, s. 25)

Tabulka 1 - Density jednotlivých tkání²

Druh tkáně	Denzita [HU]
Vzdušná plíce	- 800 až -900
Tuková tkáň	-40 až -120
Měkké tkáně (parenchymové orgány)	25 až 70
Tekutinné útvary (likvor, moč, žluč)	0 až 15
Čerstvé krvácení (koagulum)	65 až 85
Kosti, kalcifikace	více jak 85
Kovy	až 3000

Denzita vyšetřované tkáně je číselně definována v tzv. Hounsfieldových jednotkách (HU) zavedených objeviteli CT, kterými jsou Brit Godfrey Newbold Hounsfield a americký fyzik Allan McLeod Cormack. Jedná se o úsečku, která je rozčleněna na 4096 stupňů. Číslo 4096 je

² VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0. s. 43.

pro zajímavost dvanáctou mocninou čísla 2, tedy 2^{12} . Na stupnici se nacházejí dva hlavní body, záporná hodnota -1000 HU pro denzitu vzduchu a numerický střed 0 HU pro denzitní hodnotu vody. Ostatní jednotlivé tkáně (viz. tabulka 1) mají denzitu v rozpětí od -1000 až 3096 HU. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2002, s. 13), (Seidl et al., 2012, s. 48)

Obrazovka počítače není schopna lineárně jasově zobrazit velký rozsah denzit, rovněž lidské oko je schopné rozlišit pouze několik desítek stupňů šedi. Kvůli optimální prezentaci obrazu si z tohoto důvodu pomáháme přijatelnou modulací jasu a kontrastu obrazu. Pokud jsou v našem zajmu rozdíly v tkáních s podobnou denzitou, což bývá u měkkých tkání, tak si z celé škály denzit vybíráme pomocí této modulace jen úzkou část – tzv. okénko, jehož škála denzit se nám zobrazí v celém jasovém rozsahu obrazovky počítače. Získáme tak dostatečně prokreslené obrazy požadovaných struktur a posunem okénka můžeme získat detailní informace o tkáních, které mají různé denzity. (Seidl et al., 2012, s. 48)

Při CT vyšetření je důležité nejprve získat snímek vyšetřované oblasti tzv. topogram, na němž se plánuje rozsah vyšetření. Následuje vlastní vyšetření buďto konvenční či spirální technikou. Obě techniky umožňují vznik skenů (o šířce 2,5–5 mm) v transverzální rovině a zásluhou velkého množství získaných dat je možné zhotovit obrazy v sagitální a koronární rovině. (Heřman, 2014, s. 23)

Konvenční CT vyšetření probíhá tak, že se postupně zhotoví jednotlivé vrstvy vyšetřované oblasti. Při každé následující vrstvě se stůl s uloženým pacientem posouvá o danou vzdálenost z důvodu pokrytí celé vyšetřované oblasti. (Heřman, 2014, s. 23-24)

Spirální (helikální) CT vyšetření zobrazuje celou vyšetřovanou oblast tak, že při kontinuální expozici pacient projíždí otvorem v gantry, což umožňuje získat data vyšetřované oblasti, z nichž jsou v počítači rekonstruovány obrazy jednotlivých vrstev. Výhodou spirálního CT je rychlost vyšetření, což je výhodné především u neklidných pacientů a při vyšetřeních, jež jsou spojené se zadržováním dechu. Další výhodou je zachycení celého vyšetřovacího objemu a obdržení nízké dávky záření. Některé přístroje umožňují zobrazení srdce a cév (CT koronarografie a angiografie) po aplikaci kontrastní látky. (Seidl et al., 2012, s. 49), (Heřman, 2014, s. 24)

CT vyšetření trvá zpravidla 5 - 15 minut, přičemž snímání dat trvá pouze několik vteřin. Při samotném vyšetření se pacient nesmí pohybovat. Vyšetření může být z důvodu nespolupracujících pacientů velmi obtížné, v některých případech vyšetření probíhá v sedaci nebo celkové anestezii - nejčastěji děti. (Heřman, 2014, s. 25)

2.1.4 Multidetektorové, multi-slice CT

V dnešní době jsou téměř na všech pracovištích CT výpočetní tomografy, které využívají několika prstenců detektorů uložených vedle sebe v axiálním (podélném) směru - Multi Detector CT. To nám umožňuje při vhodném tvarování svazku RTG záření z rentgenky současné snímání mnoha transverzálních řezů vedle sebe. Hovoříme tedy o více řezových, tzv. multi-slice CT přístrojích (angl. slice – řez). Technická stavba přístrojů CT se vyvíjí v permanentním výzkumu, zvyšuje se např. množství detektorů a rychlost otáček rotoru gantry, teď přibližně 0,3 s/otáčku. (Seidl et al., s. 49)

2.1.4.1 CT se dvěma rentgenkami – Dual Source a Dual Energy CT

Následující technické vylepšení CT spočívá v konstrukci přístrojů, jenž obsahují dvě rentgenky, které jsou umístěny kolmo k sobě a snímají současně. Přístroj nazýváme Dual Source CT (DSCT) a může pracovat ve dvou základních režimech poskytující následující výhody. (Ullmann, 2002, k. 3.2), (Seidl et al., s. 49)

Obě rentgenky pracují za stejného napětí, tzv. zdvojený systém – zvýšení rychlosti a omezení akvizičního času se snížením rozlišení, přibližně na 80 ms. To má vliv zejména u CT vyšetření srdce (s vyšší tepovou frekvencí). (Ullmann, 2002, k. 3.2), (Seidl et al., s. 49)

Obě rentgenky pracují za různého anodového napětí s možností snímat dvojí energii - Dual Energy CT: obě rentgenky vytváří X-záření s rozdílnou energií. Dosáhneme tak dvou různých denzitních obrazů téhož místa. Poskytuje to nejenom detailní snímky anatomie, ale i možnost perspektivně rozlišovat odlišné druhy tkáně – např. tkáň tukovou, kosti, cévy, různé kategorie ledvinových kamenů, nanesené krystalky urátu sodného v kloubech (dna), či kvantifikovat distribuci kontrastní látky v myokardu. (Ullmann, 2002, k. 3.2), (Seidl et al., s. 49)

2.1.5 Diagnostické použití CT přístroje

Výpočetní tomografie se hned po svém vzniku v 70. letech 20. století stala dominantní modalitou v RTG diagnostice, dokud nebyla v osmdesátých letech objevena magnetická rezonance (MR), jejíž hlavní výhodou je nepřítomnost RTG záření. (Seidl et al., 2012, s. 49)

2.1.5.1 Indikace

Vzhledem k relativně velké zátěži záření, je CT indikováno zpravidla jako doplňkové vyšetření při výpomoci u nejasného nálezu na ultrazvukovém (UZ) vyšetření nebo u klasického RTG snímku. (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 45)

Indikace u CT jsou velmi rozsáhlé, jelikož zahrnují téměř všechny oblasti těla a všechny skupiny diagnóz. Mezi nejčastější indikace řadíme vyloučení či potvrzení ložiskových lézí a stažování tumorů, což je klasifikace TNM. K akutnímu CT vyšetření pak spadají traumata, cévní mozkové příhody, abscesy a pooperační komplikace. Dále pomocí CT lze provádět diagnostické biopsie a terapeutické drenáže tekutinových kolekcí. (Heřman, 2014, s. 25)

CT vyšetření hrudníku - Pro odhalování akutních a chronických změn v plicním parenchymu je prvotřídní modalitou výpočetní tomografie. Dvojměrné rentgenové snímky mají obvykle daleko menší senzitivitu a specifitu. Podle indikující diagnózy se využívá celá škála různých technik. Většinou se neobejdeme bez aplikace nitrožilního kontrastu, jenž nám zobrazuje anatomii a okraj velkých cév, ulehčuje tak posuzování mezihrudí při zvětšení lymfatických uzlin. Je to především důležité pro přesnou diagnózu nádorových onemocnění plic. (Seidl et al., 2012, s. 49), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 45)

K vyhodnocení chronických intersticiálních procesů (fibróza, rozedma atd.) se využívají tenké řezy s rekonstrukcemi o vysokých prostorových frekvencích. Jedná se o speciální techniku, která se nazývá výpočetní tomografie s vysokou rozlišovací schopností (HRCT). Zobrazování tepen (angiografie) hrudníku se stává nejdůležitější metodou pro určení plicní embolie a aortální disekce. Potřebuje přímo načasované injekce s kontrastní látkou a vysokorychlostní spirálovité tomografy. (Seidl et al., 2012, s. 49), (Heřman, 2014, s. 25)

CT vyšetření myokardu (srdce) - Výkonné CT skenery, u kterých jeden oběh rentgenky okolo pacienta trvá méně než sekundu, za současného zvýšení počtu provedených řezů na jeden oběh (do 256 řezů) lze docílit vysokého rozlišení a rychlosti současně. Jedná se o nezbytnou podmínku pro senzitivní zobrazování koronárních tepen – kardiální CT angiografie. Pomocí této techniky je každá část srdce několikrát skenována za současného záznamu EKG. Tento záznam se potom použije ke korelaci dat z výpočetní tomografie s danou fází srdečních kontrakcí. Po realizaci korelace se data získaná během systoly – stažení myokardu přehlížejí a vzhledem k rekonstrukci snímků se využívají skeny získané během diastoly – uvolnění myokardu. (Seidl et al., 2012, s. 50), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 45)

U kardiální CT angiografie (CTA) je relativně vysoká dávka ozáření – kolem 12 mSv. Pro porovnání je dávka z rentgeny plic 0,02 mSv až 0,2 mSv. Kardiální CTA tedy činí přibližně 100-600 rentgenů plic. Úsilí je využívat metody, které snižují velikost ozáření. Jednou metodou je např. snižování množství radiace na podkladě současného snímání EKG (modulace proudu rentgenky) a to vede k výraznému snížení dávky záření. (Seidl et al., 2012, s. 50)

V dnešní době využití CT spočívá spíše k vyloučení koronární choroby než k jejímu potvrzení. Průkaz stenózy na koronárních tepnách je méně jednoznačný a mnohdy je potřeba, aby se potvrdil následnou invazivní angiografií. Kladná předpovědní hodnota kardiálního CTA se posuzuje na 82 % a záporná předpovědní hodnota kolem 9 %. Nevylučuje se ale, že dalším vývojem hardwaru a softwaru, během podpory multicentrických studií budou, či už jsou tato procenta příznivější. (Seidl et al., 2012, s. 50), (Heřman, 2014, s. 25)

CT vyšetření končetin - CT vyšetření lze použít během posuzování osteoporózy společně s dvouenergetickou rentgenovou absorpciometrií – DXA. Tato modalita je ekonomicky náročnější, a kromě toho zatěžuje pacienty ionizujícím zářením, což omezuje její použití. (Seidl et al., 2012, s. 51), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 45)

CT vyšetření břicha a pánve - Výpočetní tomografie se řadí mezi citlivé metody k diagnóze břišních onemocnění, urgentních příhod břišních, nádorových onemocnění, úrazových stavů zánětlivých onemocnění a ledvinných konkrementů (kameny). Obvykle je prioritou před magnetickou rezonancí, až na vyšetření některých oblastí, např. neinvazivní zobrazení žlučových cest a diferenciální diagnostiku patologických procesů jater. Oběma těmito modalitám však předchází ultrazvukové vyšetření pro svoji neinvazivnost, dosažitelnost a ekonomickou nenáročnost. Před skenováním je důležitá aplikace kontrastní látky per os (ústy), a v některých případech i aplikace per rectum (do konečníku), kvůli optimální diagnostice. Nejčastěji se používá zředěná 2 % suspenze síranu barnatého – BaSO₄. Jodizované kontrastní látky využíváme při kontraindikaci barya – zranění stěv. Při diagnostice onemocnění v oblasti pánve preferujeme UZ a MR. (Seidl et al., s. 50), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 45)

Polytraumata - Výpočetní tomografie se stala u traumatických situacích dominantní vyšetřovací metodou vzhledem k dostupnosti, rychlosti vyšetření, téměř neexistujících kontraindikací a menší ekonomické náročnosti. Výjimečně provádíme MR, kdy je podezření na lézi míšní. Před vyšetřením MR je důležité, aby všechny lékařské přístroje splňovali podmínky kvůli funkci v magnetickém poli. (Seidl et al., 2012, s. 50)

Při CT vyšetření je pacient vystaven radioaktivnímu záření, jenž má relativně vyšší dávku než nativní RTG zobrazení. Dávka záření (viz. tabulka 2) záleží na velikosti zkoumané oblasti, fyzických vlastnostech pacienta, množství a typu skenování a na požadované přesnosti a kvalitě zobrazení. Snahou je dosáhnout dostatečně kvalitního zobrazení při co nejmenší dávce ionizujícího záření na pacienta. (Seidl et al., 2012, s. 51)

Tabulka 2 - Číselné dávky záření u vybraných druhů vyšetření³

Běžné dávky záření	
Druh vyšetření	Běžná efektivní dávka [mSv]
Rentgen hrudníku	0,02
CT hlavy	1,5
CT břicha	5,3
CT hrudníku	5,8
CT hrudníku, břicha a pánve	9,9
Srdeční CT angiografie	6,7-13
CT vyšetření tlustého střeva	3,6-8,8

2.1.5.2 Příprava na CT vyšetření

U nativního CT vyšetření není nutná žádná příprava. Nicméně je důležité zajistit informovaný souhlas k CT vyšetření (viz. příloha A, B). Při intravaskulární aplikaci kontrastní látky je důležité dodržovat určité předpisy. (Seidl et al., 2012, s. 75)

Příprava pacienta před aplikací jodové kontrastní látky (JKL):

- zajistit dostatečný příjem tekutin – hydrataci, a to per os nebo i. v. (aplikace do žíly),
- čtyři hodiny před výkonem omezí pacient perorální příjem jen na pouhé tekutiny v malém množství – např. 100ml/hod., nebere si už žádnou pevnou stravu,
- vzhledem k prevenci kontrastní nefropatie je potřebné znát aktuální hodnotu hladiny kreatininu v séru, hlavně při podezření na ledvinové onemocnění,
- je důležité odebrat alergickou anamnézu i s aplikací JKL v minulosti (viz. příloha C),
- je nutné obstarat periferní cévní vstup – vzhledem k aplikaci JKL a pro případnou léčbu komplikací, které mohou nastat během vyšetření. (Seidl et al., 2012, s. 75)

U pacientů s pozitivní alergickou anamnézou je důležitá protialergická příprava, zahrnující užití kortikoidních preparátů nebo je vyšetření prováděno pod dohledem anesteziologa. Ten je přítomen také u neklidných nebo nespolupracujících pacientů, což je převážně časté u pacientů v dětském věku – vyšetření v analgosedaci nebo v celkové anestezii. Přípravu pokaždé provádí odesílající ošetřující lékař daného pacienta. (Seidl et al., 2012, s. 51), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 44)

³ SEIDL, Zdeněk et al. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6. s. 51.

2.1.6 Kontrastní látky v RTG diagnostice

Kontrastní látky jsou aplikovány z důvodu zvýšení kontrastu anatomických struktur. Nejvíce jsou aplikovány do cévního systému, ale mohou být podávány do preformovaných dutin lidského těla. Pro RTG diagnostiku se rozdělují do dvou základních skupin, jimiž jsou negativní a pozitivní kontrastní látky. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2015, s. 28), (Seidl et al., s. 75)

Negativní kontrastní látky snižují absorpci rentgenového záření a dnes se používají zejména u dvojího kontrastu, což je aplikace pozitivní a negativní KL zároveň. Především se jedná o metody při vyšetřování trávicí trubice, kdy negativní KL je plyn či roztok. (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 70), (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2015, s. 28)

Pozitivní kontrastní látky absorpci rentgenového záření zvyšují, protože jsou na bázi prvků, které obsahují vyšší protonové číslo než samotná tkáň nebo orgán, do kterých jsou podávány. Pozitivní KL se dále dělí na baryové a jódové. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2015, s. 28), (Vomáčka, , Nekula a Kozák, 2012, s. 67)

Baryové kontrastní látky - Využívají se během vyšetřování trávicí trubice. Podstatou je nerozpustný síran barnatý – $BaSO_4$, který není toxický. Podává se ve formě suspenze, nikoliv jako roztok. Navíc obsahuje i další pomocné látky, které slouží jako stabilizátory zpomalující sedimentaci barya a omezují tak jeho vložkování. Dále obsahují chuťová korigencia, jenž vylepšují chuť samotného síranu barnatého. V současné době se baryové KL využívají už pouze na skiaskopickém pracovišti. (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 67)

Jódové kontrastní látky – Obsahují sloučeniny jódu a dělí se na tři skupiny na pevné, olejové a vodné. První dvě skupiny jsou spíše historického významu. Nejvíce využívané jsou jódové vodné KL, které jsou aplikovány intravenózně a používány zejména při intravenózní urografii, angiografických vyšetřeních nebo při CT vyšetřeních. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2015, s. 28), (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 67)

Před aplikací kontrastní látky je důležité zajistit hydrataci pacienta a znát jeho ledvinné funkce (kreatinin), z důvodu rizika poškození ledvin. Během CT vyšetření je aplikována jódová vodná kontrastní látka do žilního vstupu v periferní žíle pomocí automatického injektoru. Výhodou automatického injektoru ve srovnání s ruční aplikací je přesné nastavení objemu a průtoku KL. V závislosti na typu a rozsahu vyšetření se aplikační rychlost pohybuje od 2 do 5 ml/s a množství aplikované kontrastní látky se pohybuje v rozpětí 40 – 120 ml. (Ferda, Kreuzberg a Novák, 2015, s. 19)

2.2 Radiační ochrana

Ochrana před RTG zářením v radiodiagnostice (rovněž i v jiných oblastech s IZ) se týká jak zdravotnického personálu, tak pacientů. Jedná se však pouze o ochranu před vnějšími zdroji ozáření. Základním pravidlem radiační ochrany je vyloučení deterministických účinků a omezení vzniku stochastických účinků na minimum. (Seidl et al., 2012, s. 92)

Vychází z platné legislativy a je pod dohledem Státního úřadu pro jadernou bezpečnost a Státního ústavu radiační ochrany. (Seidl et al., 2012, s. 92), (Súkupová, 2018, s. 23)

2.2.1 Organizace a legislativa v radiační ochraně

Každý, kdo užívá zdrojů IZ, je povinen v mezích svého působení provádět všechna důležitá opatření k ochraně svého zdraví, svých spolupracovníků i ostatních osob. K tomu vymezuje legislativa ČR striktně definovaná pravidla a principy radiační ochrany, jež jsou kontrolovány a chráněny ustanovenými úřady. (Ullmann, 2009, s. 171)

Níže jsou uvedeny všechna platná legislativa v souladu s Evropskou unií:

Mezinárodní agentura pro atomovou energii (IAEA) je známá jako světová organizace „Atoms for Peace“ v rámci rodiny OSN, kde je IAEA mezinárodním centrem pro spolupráci v jaderné oblasti. Spolupracuje se členskými státy a několika partnery po celém světě na bezpečnosti a mírovém využívání jaderných technologií. (IAEA, 2019)

Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP) je nezávislé nevýdělečné sdružení, které bylo zřízeno roku 1928 během Mezinárodního radiologického kongresu. Sdružuje světové experty v oblasti radiační ochrany a zároveň se na její práci podílí celá řada nejlepších odborníků z několika zemí světa. (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.8.1)

Evropské společenství pro atomovou energii (EUROATOM) mělo za cíl přispět k vytvoření nezbytných podmínek pro rychlé vybudování a růst jaderného průmyslu a seřadit mechanismy pro kontrolu existujícího zneužití jaderných materiálů. (SÚJB, 2019)

Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) je ústřední orgán státní správy ČR s výkonnou mocí a vykonává státní správu za užití jaderné energie a ionizujícího záření v rámci nešíření jaderných, chemických i biologických zbraní. (SÚJB, 2019)

Státní ústav radiační ochrany (SÚRO) je veřejná výzkumná instituce, působící v rámci ochrany obyvatel před ionizujícím zářením a v oblasti monitorace radiační situace na území ČR. (SÚRO, 2019)

Státní ústav jaderné, chemické a biologické ochrany (SÚJCHBO) je veřejnou výzkumnou institucí, která byla založena SÚJB vzhledem k výzkumné a vývojové činnosti v rámci chemických, biologických i radioaktivních látek. (SÚJCHBO, 2019)

2.2.1.1 Nové atomové právo

Atomovým zákonem jmenujeme zákon o mírovém využívání jaderné energie, v němž jsou upraveny všechny příslušnosti související s využitím jaderné energie na mírové účely. Pojednává např. o povinnostech a právech právnických a fyzických osob při využití jaderné energie nebo o podmínkách nakládání s radioaktivními odpady. (SÚJB, 2019)

V České republice je to zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon, jenž byl přijat 14. července 2016. Nahrazuje od 1. ledna 2017 existující zákon č. 18/1997 Sb., který je nyní ponechán ve zbytkové podobě a upravuje pouze odpovědnost za jaderné škody. (SÚJB, 2019)

Níže uvedené právní předpisy se týkají nového atomového zákona a byly publikovány ve Sbírce zákonů. Z důvodu stručnosti je zde sepsán pouze výčet některých předpisů:

- *„379/2016 Sb. - Vyhláška o schválení typu některých výrobků v oblasti mírového využívání jaderné energie a ionizujícího záření a přepravě radioaktivní nebo štěpné látky,*
- *378/2016 Sb. - Vyhláška o umístění jaderného zařízení,*
- *377/2016 Sb. - Vyhláška o požadavcích na bezpečné nakládání s radioaktivním odpadem a o vyřazování z provozu jaderného zařízení nebo pracoviště III. nebo IV. kategorie,*
- *376/2016 Sb. - Vyhláška o položkách dvojího použití v jaderné oblasti,*
- *375/2016 Sb. - Vyhláška o vybraných položkách v jaderné oblasti,*
- *374/2016 Sb. - Vyhláška o evidenci a kontrole jaderných materiálů a oznamování údajů o nich,*
- *362/2016 Sb. - Vyhláška o podmínkách poskytnutí dotace ze státního rozpočtu v některých existujících expozičních situacích,*
- *361/2016 Sb. - Vyhláška o zabezpečení jaderného zařízení a jaderného materiálu,*
- *360/2016 Sb. - Vyhláška o monitorování radiační situace,*
- *359/2016 Sb. - Vyhláška o podrobnostech k zajištění zvládnutí radiační mimořádné události,*

- *358/2016 Sb. - Vyhláška o požadavcích na zajišťování kvality a technické bezpečnosti a posouzení a prověřování shody vybraných zařízení,*
- *347/2016 Sb. - Nařízení vlády o sazbách poplatků na odbornou činnost Státního úřadu pro jadernou bezpečnost,*
- *408/2016 Sb. - Vyhláška o požadavcích na systém řízení,*
- *409/2016 Sb. - Vyhláška o činnostech zvláště důležitých z hlediska jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, zvláštní odborné způsobilosti a přípravě osoby zajišťující radiační ochranu registranta,*
- *422/2016 Sb. – Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. “*
(SÚJB, 2019)

2.2.2 Historie radiační ochrany ve světě

Rozvoj radiační ochrany před nežádoucími účinky ionizujícího záření, začal krátce po objevu rentgenových paprsků a radioaktivity (W. C. Röntgen, H. Becquerel). První ochranná opatření se začala rozvíjet už v polovině 20. století při užívání rentgenové diagnostiky, radioterapie, inhalací apod. Zakládala se na názoru, že malé dávky jsou neškodné a velké dávky zhoubné vzhledem k tomu, že nebyly stanoveny žádné limity pro omezení ozáření osob. (SÚRO, 2019), (Hušák, 2009, s. 108-109)

Ve 20. letech 20. století vznikl návrh na zavedení tzv. profesionální toleranční dávky, která vychází z erytémové dávky. (Hušák, 2009, s. 47)

V roce 1921 výbor „British X and Radium Protection Committee“ přijal pravidla radiační ochrany týkající se omezování ozáření při práci se zdroji ionizujícího záření. Na Mezinárodním radiologickém kongresu v roce 1928 byla zvolena Mezinárodní komise ochrany před zářením (International Commission on Radiological Protection, ICRP), jenž měla za funkci sledovat a vydávat doporučení a odborné podklady členským zemím. (SÚRO, 2019)

Po druhé světové válce se v důsledku použití jaderných zbraní v Hirošimě a Nagasaki značně rozvinuly epidemiologické studie účinků ozáření. Výsledky těchto studií byly využity pro výpočet koeficientu rizika pravděpodobnosti smrti pro fatální nádory. V roce 1950 byly zavedeny doporučené limity pro pracovníky - 3 mGy/týden, tj. asi 600 mSv/rok. (SÚRO, 2019, k. Radiační ochrana), (Hušák, 2009, s. 108-109)

Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu stanovila v letech 1956-1958 dávkové limity pro celé tělo, gonády a kostní dřeň na 50 mSv/rok, pro ostatní orgány 150–750 mSv/rok. Byl zaveden tzv. akumulární vzorec, který slouží pro výpočet dávky. (SÚRO, 2019)

Deterministické a stochastické účinky ionizujícího záření byly objasněny až v 70. a 80. letech 20. století. (SÚRO, 2019), (Hušák, 2009, s. 108-109)

2.2.2.1 Historie radiační ochrany v ČR

Již v roce 1918 vznikl v Praze Státní ústav radiologický (předchůdce SÚRO), který roku 1947 převzal správu nad radiační hygienou na pracovištích s ionizujícím zářením. V rámci ministerstva zdravotnictví vznikaly ústavy pracovního lékařství. (BOZP, 2019)

Od roku 1952 byl v Praze zřízen Ústav hygieny práce a chorob z povolání, při krajských národních výborech vznikaly Krajské hygienicko-epidemiologické stanice (KHS). V roce 1965 vznikl Výzkumný ústav hygieny záření, který byl později začleněn do Institutu hygieny záření jako Centra hygieny záření (CHZ) a Ústav hygieny práce v uranovém průmyslu v Příbrami. (BOZP, 2019)

Systém přetrval do roku 1995, poté vláda ČR sjednotila radiační ochranu s jadernou bezpečností do Státního úřadu jaderné bezpečnosti (SÚJB). Z útvarů radiační hygieny při KHS vznikly Regionální centra SÚJB a na základě CHZ vznikl Státní ústav radiační ochrany. (Pejchal, Šinkorová, Tichý, Vávrová, Zárybnická, 2013, s. 44)

2.2.3 Základní principy radiační ochrany

Účelem radiační ochrany je vyloučit deterministické účinky a snížit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na nejmenší hodnotu. Z obecného hlediska jsou používány čtyři základní principy radiační ochrany, které jsou prosazovány. (Súkupová, 2018, s. 23)

2.2.3.1 Princip optimalizace

Během činnostech doprovázených IZ je důležité zachovávat takový stupeň radiační ochrany, aby riziko nepříznivých účinků bylo optimálně nízké z hlediska technického a ekonomického. Princip optimalizace někdy označujeme zkratkou ALARA, což je zkratkou hesla „As Low As Reasonably Achievable“. (Ullmann, 2009, s. 157)

Součástí optimalizace je zavedení a používání diagnostických referenčních úrovní (DRÚ). Jedná se o úrovně dávek v lékařských radiodiagnostických či intervenčních radiologických činnostech pro typická vyšetření. (Súkupová, 2018, s. 25)

2.2.3.2 Princip limitování

Při činnostech s IZ je potřeba omezit ozáření osob tak, aby celková radiační dávka za určité časové období nepřevyšovala stanovené limity – zpravidla 1 rok a 5 let. (Ullmann, 2009, s. 157)

Pro ozáření pacientů nejsou stanoveny dávkové limity – lékařské ozáření nepodléhá limitům, jelikož by to značně omezovalo zdravotní přínos pro konkrétního pacienta. Nicméně pro pracovníky v lékařství již limity platí (viz. tabulka 3). Uplatňují se také pro obecnou populaci, pro učně a studenty. (Súkupová, 2018, s. 25)

Tabulka 3 - Přehled limitů pro obyvatelstvo, radiační pracovníky, učně a studenty⁴

Veličiny	Limity [mSv]		
	Obecné	Pro radiační pracovníky	Pro učně a studenty
Efektivní dávka za 1 rok	1	20	6
Efektivní dávka za 5 let - za sebou následující	5	100	-
Ekvivalentní dávka v oční čočce za 1 rok	15	50	15
Ekvivalentní dávka na končetiny za 1 rok	-	500	150
Ekvivalentní dávka v 1 cm ² kůže za 1 rok	50	500	150

2.2.3.3 Princip zabezpečení zdrojů

Tento princip vyžaduje pravidelné kontroly všech zdrojů IZ, především kvůli ověření stability a spolehlivosti existujícího zdroje – RTG systému. Před prvním využitím RTG systému pro klinický účel je realizována přijímací zkouška a nadále se parametry pravidelně sledují prostřednictvím zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek provozní stálosti. (Súkupová, 2018, s. 25), (Hušák, 2009, s. 43)

2.2.4 Základní metody radiační ochrany před zářením

Mezi běžné metody radiační ochrany pracovníků v radiodiagnostice, rovněž i v jiných oblastech s využíváním IZ patří - ochrana časem, vzdáleností a stíněním. (Kupka, Kubinyi a Šamal, 2007, s. 28)

⁴ Nové atomové právo – Legislativa – Úvod – SÚJB. [online]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasiky/sb0172-2016.pdf>

2.2.4.1 Ochrana časem

Dávka záření je přímo úměrná době expozice, během které se pracovník nachází v oblasti záření. Zkrácením doby pobytu v exponované místnosti se sníží obdržená dávka záření. Z tohoto důvodu se dlouho pracovník nezdržuje v prostorách s IZ a práce s radioaktivními látkami by měla být prováděna co nejrychleji. (Ullmann, 2009, s. 158)

2.2.4.2 Ochrana vzdáleností

Jelikož záření klesá s druhou mocninou vzdáleností od zdroje, měl by se pracovník zdržovat co nejdále od zdrojů záření. Pokud pracovník manipuluje s radiofarmakou (nukleární pracoviště) používá pinzetu, peán a manipulátor při uchopení lahviček. Pracovník se také zbytečně nepohybuje v blízkosti pacientů, jimž byla aplikována radiofarmaka. (Kupka, Kubinyi a Šamal 2007, s. 28), (Koranda, 2014, s. 50)

2.2.4.3 Ochrana stíněním

Velmi efektivní ochranou je odstínění záření příslušným stínícím materiálem o vysoké hustotě. Postavíme-li záření do cesty vhodný stínící materiál, dosáhneme významného snížení intenzity záření. Nejvíce se ke stínění používá olovo, ale můžeme se setkat i s využitím wolframu, který je ovšem dražší. (Kupka, Kubinyi a Šamal, 2007, s. 28), (Ullmann, 2009, s. 158)

V praxi je účelné kombinovat dvě nebo tři uvedené metody radiační ochrany. Avšak během jejich prosazení se někdy setkáme s problémy v souvislosti s nestandardním postupem při vyšetření, s malými rozměry vyšetřoven, nespolupracujícími či nepohyblivými pacienty, jenž vyžadují přítomnost pracovníka v jejich těsné blízkosti po určitou dobu. (Koranda, 2014, s. 51)

2.2.5 Monitorování v radiační ochraně

Hlavním cílem je zajištění optimální úrovně ochrany pracovníků, ostatních osob a životního prostředí před škodlivými účinky IZ - toho se dosahuje monitorováním, jehož úkolem je měření veličin charakterizujících záření. (Klener, 2000, s. 116), (Ullmann, 2009, s. 160)

Všechna pracoviště s využitím ionizujícího záření musí mít vypracovaný program zajištění radiační ochrany, který obsahuje z pravidla tyto části – monitorování pracoviště a životního prostředí, osobní monitorování a na pracovištích nukleární medicíny se setkáváme i s monitorováním výpustí. (Hušák, 2009, s. 55)

2.2.5.1 Referenční úrovně

Tvoří významnou část programu zajištění radiační ochrany a určují význačné hodnoty či kritéria, podle nichž se během monitorování rozhoduje o postupech nebo opatřeních radiační ochrany. (Hušák, 2009, s. 55), (Klener, 2000, s. 120)

Zpravidla se rozlišují tři druhy referenčních úrovní:

- **Záznamová úroveň** - Odděluje hodnoty, které zasluhují pozornost od hodnot bezvýznamných. Obvykle se volí tak, aby byly vyšší než nejmenší detekovatelné hodnoty konkrétní veličiny. Pokud dojde k jejich překročení je nutné údaj zaznamenat a evidovat. (Klener, 2000, s. 120), (Hušák, 2009, s. 55)
- **Vyšetřovací úroveň** - Dosažení této úrovně je již známkou ne zcela běžné radiační situace na pracovišti a mělo by být iniciativou k šetření jeho příčiny. Vyšetřovací úroveň se obvykle stanovuje jako horní mez vyskytujících se hodnot u osobních radiačních dávek. (Ullmann, 2009, s. 160)
- **Zásahová úroveň** - Tato úroveň již signalizuje mimořádnou událost nebo radiační nehodu spojenou se zvýšeným radiačním rizikem, a je podnětem k neodkladnému varování a podniknutí postupů k ochraně osob a prostředí na základě havarijního řádu pracoviště. (Ullmann, 2009, s. 160)

2.2.5.2 Osobní monitorování - dozimetrie

Osobní monitorování spočívá v měření osobních dávek záření jednotlivých radiačních pracovníků, externích pracovníků či osob, které zasahují při radiačních haváriích. Monitorování zevního ozáření se provádí pomocí osobních dozimetrů, jenž radiační pracovníci nosí na referenčním místě při práci s ionizujícím zářením a pobytu v kontrolovaném pásmu. (např. na levé přední straně hrudníku, prsteníku ruky). Dozimetry jsou ve stanovených časových intervalech centrálně vyhodnocovány – zpravidla jednou za měsíc nebo za 3 měsíce. Na pracovišti s ionizujícím zářením se používají níže uvedené druhy dozimetrů. (Švec, Chmelová a Kothelík, 2006, s. 67), (Ullmann, 2009, s. 160)

Osobní filmový dozimetr se zakládá na fotografickém filmu, který je světlotěsně zabalen do černého papíru. Odlišuje se od běžného fotografického filmu tloušťkou emulze, která má vyšší obsah bromidu či jodidu stříbra. IZ prochází obalem filmu a ve fotoemulzi vzniká latentní obraz. Optická hustota zsednutí nebo zčernání filmu je dále mírou integrálního množství záření, jenž filmem prošlo během expozice. Políčko filmu se ukládá do plastového pouzdra, které je

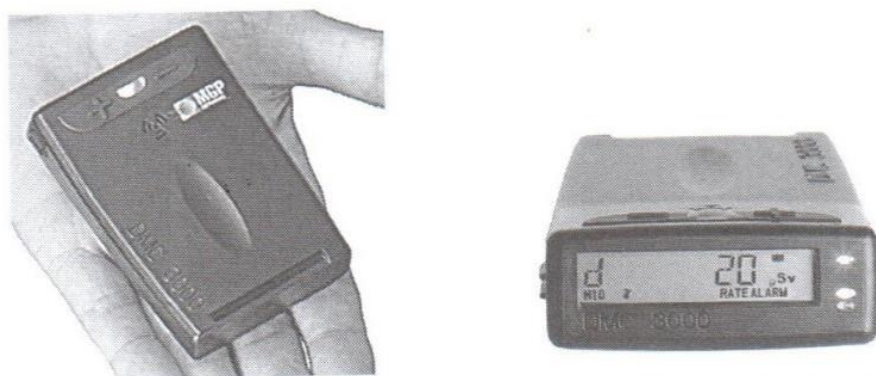
opatřeno několika obdélníčky olovněných a měděných plíšků o různých tloušťkách, jenž slouží jako filtry pohlcující záření gama v závislosti na jeho energii. (Kubinyi, Sabol a Vondrák, 2018, s. 169), (Ullmann, 2009, s. 161)

Prstové dozimetry používají pracovníci společně s filmovým dozimetrem (např. na angiografických pracovištích), jestliže jsou i jejich prsty vystaveny zvýšené expozici. Zpravidla jsou umístěny na vnitřní straně prsteníku té ruky, jenž je více vystavena expozici. (Seidl et al., 2012, s. 95), (Hušák, 2009, s. 58)

Termoluminiscenční dozimetr využívá vlastností látek, u kterých IZ vyvolá excitaci elektronů s následným záchytem v energeticky vyšších stavech. Po zahřátí mají elektrony dostatek energie pro jejich uvolnění a k rekombinaci během současného vyzáření ultrafialového či viditelného světla detekovaného fotonásobiči. (Kubinyi, Sabol a Vondrák 2018, s. 171), (Klener, 2000, s. 132)

Elektronický dozimetr se používá pro okamžité a průběžné měření osobní radiační dávky využíváme elektronické dozimetry, jelikož specifickou nevýhodou osobních dozimetrů je časová omezenost, jelikož obdrženu dávku zjistíme až po centrálním vyhodnocení. Obsahují přijatelný elektronický detektor záření (většinou G.-M. trubici) a vyhodnocovací elektroniku s číselným displejem pro okamžitý odečet. Vzhledem k menším rozměrům je lze nosit jako osobní dozimetry. (Ullmann, 2009, s. 161-162)

Na obrázku 2 je vidět osobní elektronický dozimetr společnosti Mirion Technologies.



Obrázek 2 - Elektronický dozimetr společnosti Mirion Technologies⁵

⁵ KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK. Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0168-9. s. 170.

2.2.6 Veličiny a jednotky v radiační ochraně

Během lékařského ozáření v radiodiagnostice (i v jiných oblastech záření) pacienti obdrží odlišné dávky IZ v závislosti na použité zobrazovací modalitě a druhu vyšetření. Vzhledem k tomuto důvodu provádíme patientskou dozimetrii, jenž se zabývá měřením a stanovením dávek. (Súkupová, 2018, s. 151)

Souhrn veličin využívaných v radiační ochraně pro hodnocení stochastických účinků:

Absorbovaná dávka (D) – Fyzikální veličina, která posuzuje biologický účinek záření. Je formulována jako podíl střední sdílené energie IZ ve velmi malém elementu látky a hmotnosti této látky. Základní jednotkou je gray (Gy), jenž je shodný s energií 1 joule v kilogramu látky. (Hušák, 2009, s.16), (Súkupová, 2018, s. 151-152)

Je definována ve vztahu (1):

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

kde,

dE – absorbovaná energie,

dm – hmotnost látky, ve které je absorbovaná energie. (Hušák, 2009, s. 16)

Dávkový ekvivalent (H) – Zabývá se biologickým účinkem různých typů IZ a je součinem absorbované dávky a jakostního činitele Q v bodě tkáně. Jednotkou dávkového ekvivalentu je sievert (Sv), ve starších publikacích se uvádí rem. (Ullmann, 2009, s. 138)

Je definována ve vztahu (2):

$$H = D_T \cdot Q \quad (2)$$

kde,

D_T – je orgánová dávka,

Q – je jakostní činitel. (Hušák, 2009, s. 19)

Jakostní činitel Q je bezrozměrnou dohodnutou hodnotou pro určitý druh záření a účely radiační ochrany, především v oblasti stochastických následků. (Hušák, 2009, s. 19)

Ekvivalentní dávka (H_T) – Představuje součin radiačního váhového faktoru a absorbované dávky v určitém orgánu nebo tkáni. Jednotkou veličiny je Sv, protože zohledňuje efektivitu záření. (Hušák, 2009, s. 17)

Je definována ve vztahu (3):

$$H_T = W_R \cdot D \quad (3)$$

kde,

W_R – je radiační váhový faktor,

D – je střední absorbovaná dávka. (Hušák, 2009, s. 17)

Efektivní dávka (E) – Je formulována jako součin tkáňového váhového faktoru a ekvivalentní dávky v ozářených tkáních či orgánech a souhrnně informuje o absorbované dávce záření, typu záření a radiosenzitivitě ozářeného orgánu či tkáně. Jednotkou je Sv jako u dávkového ekvivalentu a efektivní dávky. (Švec, Chmelová a Kothelík, 2006, s. 13)

Je definovaná ve vztahu (4):

$$E = \sum W_T \cdot H_T \quad (4)$$

kde,

W_T – je tkáňový váhový faktor,

H_T – je ekvivalentní dávka v dané tkáni T nebo orgánu. (Ullmann, 2002, k. 3.2)

Tkáňový váhový faktor je bezrozměrná veličina vyjadřující odlišnou relativní radiosenzitivitu orgánů a tkání vzhledem ke vzniku stochastických účinků záření v důsledku ozáření. (Hušák, 2009, s.19)

Kerma (K) – Používá se v souvislosti s nepřímou IZ a je formulována jako podíl celkové kinetické energie všech nabitých částic, jež jsou uvolněny nenabitými ionizujícími částicemi v konkrétním objemovém elementu látky o hmotnosti této látky. Má stejnou jednotku jako absorbovaná dávka (Gy) a byla zavedena z důvodu, že definice dávky obsahuje jen přímo ionizující částice. (Hušák., 2009, s. 17), (Ullmann, 2009, s. 137)

Je definována ve vztahu (5):

$$K = \frac{dE_K}{dm} \quad (5)$$

kde,

- dE_K – je počáteční kinetická energie nabitých částic,
- dm – je hmotnost elementu. (Súkupová, 2018, s. 151)

2.2.6.1 Veličiny používané ve spojitosti s CT

Pro vyjádření DRÚ pro vyšetření CT se nejčastěji používají veličiny CTDI ($CTDI_{VOL}$, $CTDI_W$) a DLP (P_{KL}), jejichž hodnoty jsou uváděny v protokolu pacienta u každého CT vyšetření. (Súkupová, 2018, s. 154)

CTDI je původně odvozeno od parametru, jenž umožňuje porovnávat radiační dávkový výstup různých CT skenerů za použití fantomu referenční velikosti. Nejčastěji je uváděn jako objemový kermový index $CTDI_{VOL}$, ale zvláště u starších CT skenerů je někdy označován jako vážený kermový index výpočetní tomografie $CTDI_W$. Vyjadřuje skenování daného referenčního fantomu a CTDI hodnota určuje množství dávky, kterou by obdržel pacient při ozáření, kdyby měl referenční velikost. (Česká radiologie, č. 3/2015, s. 195)

Hodnota veličiny **DLP** je součinem CTDI a délky skenovaného objemu. Vztahuje se k celkové energii IZ, jenž je dodána do referenčního fantomu. (Česká radiologie, č. 3/2015, s. 195)

2.2.7 Radiobiologie a vztah dávky

Ozáření člověka může vyvolat chorobné změny, ty mohou nastat v průběhu dnů až týdnů či v průběhu roku a desítek let. Na základě této doby se dělí i poškození způsobená ozářením. Pokud dojde ke smrti buňky, což se může dít v řádu hodin až dnů, mluvíme o brzkém účinku záření. Dojde-li však k onkogennímu poškození, může doba mezi ozářením a projevem trvat několik let a jde tedy o pozdní účinky záření. Jestliže se jedná o mutaci pohlavních buněk, nemusí se ukázat nikdy. Běžněji se dělí na základě charakteristiky poškození, kdy účinky záření dělíme na deterministické a stochastické. (Klener, 2000, s. 174), (Súkupová, 2018, s. 177)

2.2.7.1 Deterministické účinky

Deterministické účinky mají souvislost se zdravotním poškozením, jenž je charakterizováno určitou prahovou dávkou. Pokud dávka narůstá jejich závažnost roste. Velikost poškození závisí na absorbované dávce do jisté míry i na dávkovém příkonu, parametrech záření a citlivosti tkáně. (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.5.2)

Mezi deterministické účinky řadíme poškození kůže, kataraktu, neplodnost, akutní nemoc z ozáření a u gravidních žen poškození plodu:

Akutní poškození kůže – Projeví se v době 1-24 hodin po ozáření, pokud dávka překročí na kůži 2 Gy. Při vyšších dávkách (2 Gy a více), se objevuje červené zbarvení kůže tzv. erytém. Dávky okolo 15 Gy způsobují poškození celistvosti kůže. Při dávkách okolo 3 Gy vzniká

epilace, která je reverzibilní (vratná) a u dávek nad 7 Gy je epilace ireverzibilní (nevratná). (Súkupová, 2018, s. 178)

Katarakta (zákal oční čočky) - Může se vyskytovat u jednorázových dávek od 2 Gy a více, občas se uvádí už od 0,5 Gy. Pro frakcionované ozáření je dávkový práh 5 Gy, avšak po ozáření může trvat několik desítek let, než se katarakta objeví. (Súkupová, 2018, s. 178-179), (Klener, 2000, s. 187)

Neplodnost – Nezralá vajíčka jsou poškozena vlivem záření. Dávka potřebná k vyvolání neplodnosti je závislá na věku poškozené, se zvyšujícím věkem je dávka nižší, vzhledem k nižšímu množství vajíček. U mužů způsobuje ozáření neplodnost v podobě dočasné nebo trvalé ztráty spermií. Dočasná neplodnost se může projevit již při dávkách od 2,5 Gy. (Súkupová, 2018, s. 178-179)

Akutní nemoc z ozáření – Projevuje se pocitem na zvracení, zvracením a průjmem v rozmezí několika hodin nebo minut po ozáření. Příčinou je poškození centrální nervové soustavy (CNS), gastrointestinálního traktu či kostní dřeně. (Súkupová, 2018, s. 179). (Klener, 2000, s. 178)

Pokud dojde k ozáření plodu, je důležité vzít v potaz, ve které fázi vývoje plodu došlo k ozáření a jakou dávkou plod obdržel. Radiosenzitivita plodu je v každé fázi vývoje odlišná. Nejcitlivější je plod v prvním trimestru a nejméně citlivý ve třetím trimestru. (Súkupová, 2018, s. 185)

V preimplantační fázi (0. až 2. týden gravidity) je radiosenzitivita plodu vysoká. Při ozáření v této fázi platí „všechno, nebo nic“ - plod se buď po ozáření vyvíjí normálně nebo dojde k usmrcení plodu. (Súkupová, 2018, s. 185)

Nejvyšší radiosenzitivita plodu je v době organogeneze (3. až 8. týden gravidity). Během této fáze může dojít ke vzniku malformací, nejčastěji ve spojitosti s CNS – mentální retardace zde nevzniká. (Súkupová, 2018, s. 185), (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.5.2)

V 9. až 15. týdnů gravidity dochází k mentální retardaci, mikrocefalii i k malformacím jiným než cefalickým (důsledek ozáření) – např. poškození skeletu, genitálií a očí. Dávka na plod 1 mSv zapříčiní mentální retardaci u 40–50 % jedinců a vede ke snížení inteligentního kvocient (IQ) o 20 až 30 bodů. (Súkupová, 2018, s. 186)

V menším rozsahu dochází k mentální retardaci během ozáření plodu v 16. až 25. týdnů gravidity, kdy dávka na plod 1 Sv zapříčiní významnou mentální retardaci u 10-20 % jedinců a vede ke snížení IQ o 10 až 20 bodů. Při ozáření, které bylo provedeno po 25. týdnů gravidity, nebyla prokázána žádná mentální retardace. (Súkupová, 2018, s. 186)

Míra deterministických účinků záleží kromě fáze vývoje i na velikosti dávky na plod. Pro vznik deterministických účinků na plod je prahová dávka 100 mSv, občas dokonce v rozmezí 100 až 200 mSv. V doporučení ICRP 103 - prahová dávka zvýšena na 300 mSv. (Súkupová, 2018, s. 186), (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.5.2)

Pro dávky na plod 100 mSv a méně nebyly dokázány žádné deterministické účinky záření, tudíž ani umělé ukončení těhotenství pro tyto dávky není obhájeno. Jestliže je dávka na plod v rozmezí 100-500 mSv, musíme vzít v potaz i další faktory – např. morální, etické a náboženské. Významné narušení plodu, jenž závisí i na fázi vývoje, je vázáno až s dávkami na plod většími než 500 mSv. Rovněž vznik mentální retardace byl prokázán až od dávek 500 mSv a více. Však současně s radiačně indikovaným poškozením je potřeba mít na paměti – spontánně vzniklá poškození (nijak nesouvisí s ozářením). Pravděpodobnost spontánního potratu je všeobecně 15 %, poruchy růstu z 4 %, genetické abnormality z 4-10 % a vývojové malformace od 2-4 %. (Súkupová, 2018, s. 186), (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.5.2)

2.2.7.2 Stochastické účinky

Jádrem stochastických účinků je poškození DNA buňky, ovšem není jediným terčem pro interakci ionizujícího záření v buňce. Během interakce záření s DNA buňky vznikají ve vysokém rozsahu zlomy DNA – jednoduché a dvojně zlomy cross-linky na DNA, poškození bázi apod. - mohou vznikat kombinovaná poškození. (Súkupová, 2018, s. 180)

Stochastické účinky IZ se vyskytují s určitou pravděpodobností, nemůžeme říci, u kterého jedince ze skupiny ozářených nastanou projevy záření, ale s jakou pravděpodobností se ve skupině mohou projevit. Obvykle nastávají po uplynutí poměrně dlouhé doby po ozářením. Důsledkem jsou různé typy rakovin či genetické změny, jež jsou indukované ozářením. (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.5.1)

2.2.7.3 Odhad dávky na plod

Odhad dávek na plod je možné provést pomocí simulačních programů či použitím normalizovaných dávkových koeficientů. Programy využívané na odhad dávek pro plod se odlišují tím, pro kterou fázi gravidity lze určitý program použít vzhledem i k vyšetřovací modalitě. Některé programy umožňují jen stanovení dávky na dělohu, což odpovídá dávce na plod v prvním trimestru. (Súkupová, 2018, s. 188)

2.2.7.4 Postup při ozáření plodu

Dávka na plod z CT, skiaskopických a intervenčních výkonů v oblasti břicha a pánve již může dosahovat prahových hodnot pro vznik deterministických účinků. U těchto výkonů je nutná spolupráce s radiologickým fyzikem pro stanovení dávky na plod (jde vždy o kvalifikovaný odhad dávky), jestliže je zjištěná dávka na plod vyšší jak 100 mSv je nutná konzultace s genetickou poradnou – lékařský genetik zváží rizika z hlediska ozáření. (Súkupová, 2018, s. 19)

2.2.8 Radiační ochrana pacientů

Pro vyšetření pacientů v radiodiagnostice se uplatňují dva základní principy radiační ochrany, jimiž jsou princip zdůvodnění a princip optimalizace, jež jsou vysvětleny v kapitole 2.3.1. Princip limitování nelze použít, jelikož lékařské ozáření nepodléhá limitům. (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.7.3), (Klener, 2000, s. 311)

Jednou z nejdůležitějších součástí radiační ochrany pacienta je optimální nastavení přístroje. Volí se taková nastavení, aby vyšetření bylo dostatečně kvalitní a zároveň způsobilo co nejnižší radiační zátěž pro pacienta. Důležitá je i kvalita práce personálu – snižuje opakování snímků. K redukci dávek se samozřejmě používají např. fixační a stínící pomůcky. (Hušák, 2009, s. 88)

2.2.8.1 Radiační ochrana asistující osoby

U radiodiagnostického vyšetření mohou dobrovolně asistovat jednak sestry, rodiče a další osoby. Ti jsou chráněni zástěrami, límci a popřípadě rukavicemi. Častěji se asistuje při skiagrafickém snímkování než při skiaskopických vyšetření. K ochraně asistujících osob je vždy nutné mít alespoň ochrannou zástěru, jelikož ochranné rukavice nejsou nutné, pokud daná osoba nemá ruce v přímém svazku záření. Nutností však je, aby asistující osoby byly starší 18 let a musí být poučeny o bezpečnosti a možných rizicích, které podstupují a dát písemný souhlas s ozářením. Tyto osoby jsou zaznamenávány v dokumentaci na každé vyšetřovně. (Hušák, 2009, s. 90)

2.2.9 Předepsané zkoušky

Od roku 1980 rozvíjí Světová zdravotnická organizace program, který zajišťuje kvalitu radiodiagnostických vyšetření. Účelem programu je zdokonalit kvalitu zobrazení a tím zvýšit rozsah diagnostické informace, snížení radiační zátěže pacientů a pracovníků a snížení výdajů

na radiodiagnostická vyšetření. Součástí programu jsou zdroje IZ, jenž jsou hodnoceny pomocí předepsaných zkoušek. (Klener, 2000, s. 303), (Seidl, 2018, s. 99)

Přejímací zkouška - Provádí se bezprostředně po převzetí přístroje z důvodu ověření kvality řídicích, ovládacích, bezpečnostních, signalizačních, indikačních a zobrazovacích systémů. Kontroluje, jestli specifikované provozní parametry a vlastnosti zařízení souhlasí s technickou dokumentací výrobce a s technickými českými normami. Přejímací zkoušku provádí osoba s povolením SÚJB a fyzická osoba se zvláštní odbornou způsobilostí a zajišťuje ji výrobce nebo distributor. (Hušák, 2009, s. 90), (Seidl, 2018, s. 99)

Zkouška dlouhodobé stability - Provádí se při podezření na chybnou funkci zařízení po údržbě či opravě, jež by mohla ovlivnit sledované parametry, pokud zkoušky provozní stálosti naznačují výkyvy. Provádí se nejpozději 12 měsíců od poslední provedené zkoušky a může je vykonat pouze kvalifikovaná osoba se zvláštní odbornou způsobilostí. (Hušák, 2009, s. 91), (Klener, 2000, s. 304)

Zkouška provozní stálost - Zkouška ověřuje charakteristické provozní vlastnosti a parametry nejenom rentgenového zařízení, ale i částí zobrazovacího systému, jenž mohou mít vliv na kvalitu obrazu. Provádí se periodicky v časových intervalech, jež jsou stanoveny během přejímací zkoušky, po údržbě nebo opravě a při podezření na špatnou funkci přístroje. Zajišťuje držitel povolení a vykonává odpovídající pracovník se znalostmi a zkušenostmi. (Hušák, 2009, s. 91), (Seidl, 2018, s. 100)

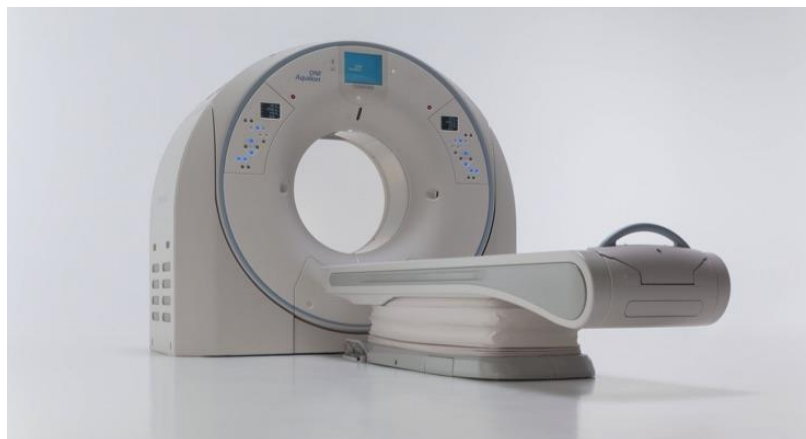
2.2.10 Diagnostické referenční úrovně

Diagnostické referenční úrovně (DRÚ) jsou hodnoty aktivit pro pacienty o hmotnosti 70 kg. Používáme je při diagnostických procesech v rámci lékařského ozáření. Překročení hodnot se při vyšetření za standardních postupů nepředpokládá. Stanovují se místní a národní DRÚ. (Skalická Freitinger, Halaška a Havránková, 2017, k. 7.7.3)

Místní DRÚ (MDRÚ) určuje průměrnou hodnotu středních dávek z jednotlivých přístrojů či vyšetřoven a **národní DRÚ** (NDRÚ) se ustanovuje jako třetí kvartil MDRÚ. Tyto diagnostické referenční úrovně jsou více vysvětleny v praktické části. (Súkupová, 2018, s. 218)

3 PRAKTICKÁ ČÁST

Cílem praktické části je pozorování a sběr dat na pracovišti radiodiagnostického oddělení v nemocnici krajského typu. Hodnocen byl CT přístroj Aquilion One model: TSX-301A od firmy Toshiba, rok výroby 2010 (viz. obrázek 3).



Obrázek 3 - CT přístroj Aquilion One od firmy Toshiba⁶

3.1 Cíle práce

Prostřednictvím získaných dat a teoretických znalostí lze zjistit a charakterizovat současný stav DLP pro různá CT vyšetření na hodnoceném CT přístroji. Na základě získaných dat se vyjádříme ke stanoveným cílům práce. Předložená bakalářská práce má tři hlavní cíle:

- První cíl této práce popisuje získání reálných dat z nemocničního informačního systému,
- druhý cíl zhodnocuje místní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii,
- třetí cíl porovnává místní a doporučené národní diagnostické referenční úrovně.

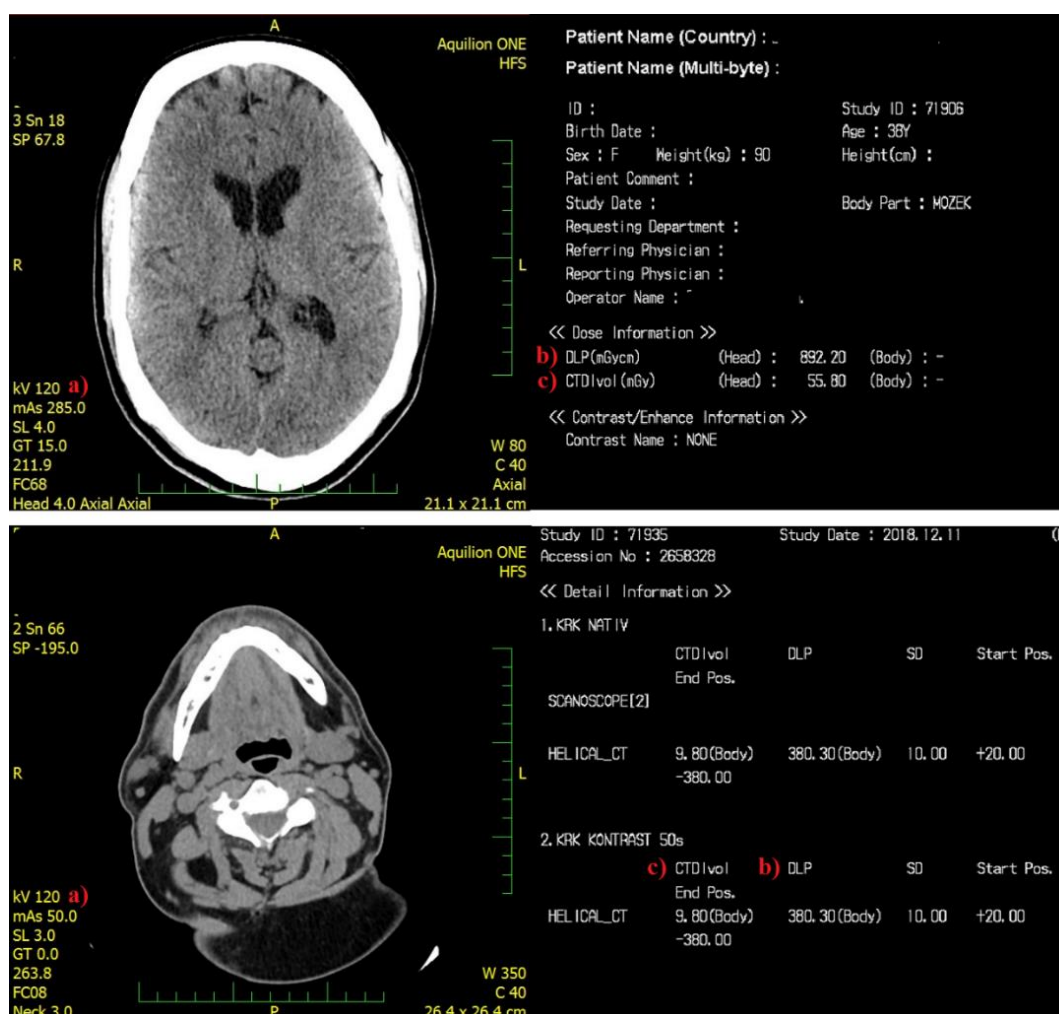
3.2 Vymezení zkoumaných oblastí a získání dat

Místní diagnostické referenční úrovně se stanovují pro určité CT vyšetření. Jsou dané vyhláškou a také běžné dělané na daném pracovišti. Dle vyhlášky se stanovují pro hlavu, krk, hrudník, břicho a pánev. Dále jsme vybrali vyšetření, která se velmi často provádí na daném pracovišti – AG plicních tepen, VDN, koronarografie, trup atd.

⁶ Toshiba Medical Transforms CT Imaging With The Aquilion ONE/GENESIS Edition – Medical Product Outsourcing. *Your online source of medical device product information – Medical Product Outsourcing* [online]. Copyright © 2019 Rodman Media. All rights reserved. Use of this constitutes acceptance of our privacy policy [cit. 12.04.2019]. Dostupné z: https://www.mpo-mag.com/contents/view_breaking-news/2016-11-30/toshiba-medical-transforms-ct-imaging-with-the-aquilion-onegenesis-edition

3.2.1 Získání dat z informačního systému

Sběr dat jsme prováděli z nemocničního informačního systému (NIS), jenž představuje provozní řešení nemocnice a poskytuje evidenci pacientů. Každá nemocnice využívá svůj individuální informační systém, který se zakládá na konkrétních požadavcích a organizaci daného zařízení. Zde jsme pro základní výběr vhodných subjektů použili program MEDEA od firmy Stapro a obrazový systém xVision, ze kterého jsme získali zbylá data a jejich výsledné dotřídění. Při získání dat jsme se zaměřili na údaje, jež jsou uvedeny na obrázku 4.



Obrázek 4 - Potřebné hodnoty z protokolu pacienta a) kV b) DLP c) CTDI_{VOL}

Pro každou vymezenou oblast jsme si nasbírali konkrétní počet záznamů (viz. tabulka 4) daného CT vyšetření. Do sběru dat bylo zařazeno více jak 500 pacientů. Pokud v praxi nejsou k dispozici rozměry pacientů (neúplná žádanka, nedostatek informací od pacienta nebo to jednoduše nejde odhadnout), pak jsme brali v úvahu i rok narození. Vynecháváme děti do 12 let a příliš starší osoby, jelikož je menší předpoklad standartních rozměrů. Z důvodu stručnosti je v tabulce 4 uveden pouze výtah vstupních dat.

Tabulka 4 - Výtah vstupních dat

Vstupní data z protokolu pacienta			
Typ vyšetření	kV	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]
CT hrudníku	120	14,3	507,1
CT hrudníku	120	8,2	322,5
...			
CT hlavy	135	62,2	995,8
CT hlavy	135	62,2	995,8
...			
CT krku	120	13,5	368,3
CT krku	120	9,2	269,2
...			
CT břicha a pánve	120	9,2	484,3
CT břicha a pánve	120	9,2	484,3
...			
AG plicní tepny	120	5,8	193
AG plicní tepny	120	6	246,4
...			
LS páteř	135	29,4	582,9
LS páteř	135	18,3	244,6
...			
Th páteř	135	18,3	255,6
Th páteř	135	43,7	614,1
...			
C páteř	120	11	138,2
C páteř	120	15,3	327,9
...			
VDN	80	15,9	95,4
VDN	120	20,3	284,3
...			
CT spánkové kosti	120	18,7	150
CT spánkové kosti	120	18,7	150
...			
Koronografie AG	100-120	26,2	314,6
Koronografie AG	100-120	37,3	447,9
...			
CT trupu	120	7,8	480,8
CT trupu	120	7,1	499,1
...			
CT pánve	135	32	889,5
CT pánve	135	40	639,4
...			
AG aorta	100	18	483,9
AG aorta	100	12,6	853,1
...			

3.3 Národní a místní diagnostické referenční úrovně pro CT

Hodnoty dávek jednotlivých pacientů změřených nebo vypočítaných dále slouží ke stanovení místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ) pro výpočetní tomografii. MDRÚ se kontrolují jednou za rok a kompletně přepočítávají jedenkrát za tři roky, což je dáno v Národních radiologických standardech (NRS).

Výpočtem dle NRS pro radiologickou fyziku (statistické výpočty) a srovnáním konkrétní situace na pracovišti jsme získali výslednou tabulku 5 místních diagnostických referenčních úrovní. V tabulce 5 jsou uvedeny hodnoty místních diagnostických referenčních úrovní pro dané pracoviště výpočetní tomografie v nemocnici krajského typu, splňují hodnoty z vyhlášky č. 422/2016 v platném znění.

Tabulka 5 - Místní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii

Místní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii		
Typ vyšetření	kV	DLP [mGy*cm]
Hlava	120	860
VDN	100	55
Středouší	120	160
Krk	120	410
Hrudník	120	300
Aorta	100-120	1000
Trup	120	1300
Břicho a pánev	120	500
Pánev	135	850
C páteř	120	220
Th páteř	135	500
L páteř	135	550
Plicní AG	120	300
Koronarografie	100-200	300
Enterografie	120	480

Národní diagnostické referenční úrovně jsou dány ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje v příloze č. 22, jak se provádí samotný výpočet (metodika) MDRÚ je v Národních radiologických standardech (NRS) – radiologická fyzika, což je Věstník ministerstva zdravotnictví částka 6/2015.

Tabulka 6 se týká skupin standartních pacientů nevhledě na pohlaví s průměrnou hmotností 70 kg ± 5 kg s hmotností jednotlivých pacientů v rozmezí 50 – 90 kg.

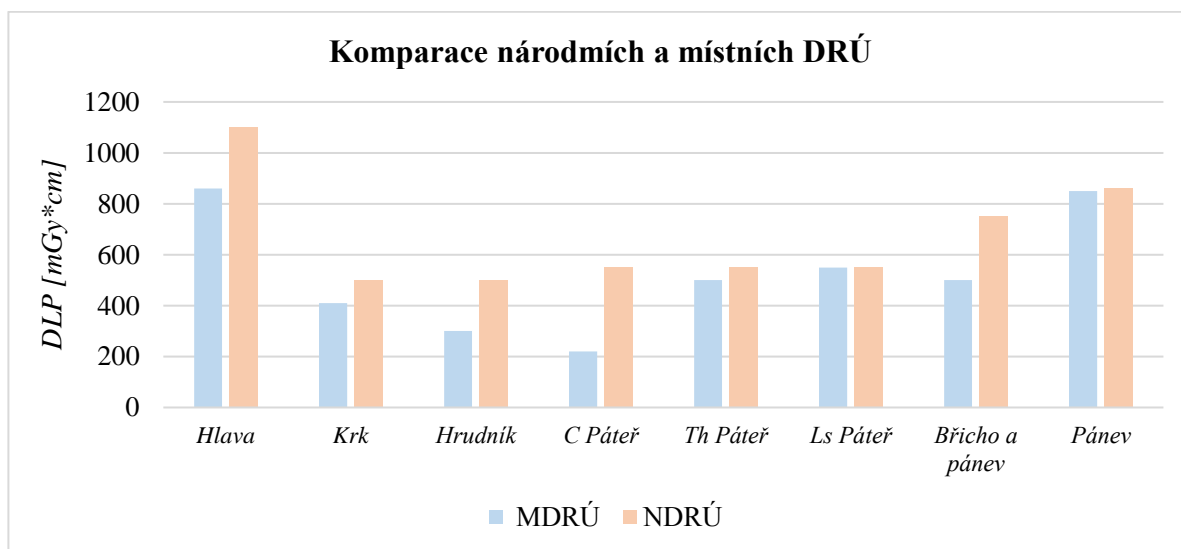
Tabulka 6 - Národní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii⁷

Národní diagnostické referenční úrovně pro výpočetní tomografii		
Typ vyšetření	CTDI _{vol} [mGy]	DLP [mGy.cm]
Hlava	65	1100
Krk	21	500
Hrudník	15	500
Páteř	32	550
Břicho	19	750
Pánev	25	860

U CT vyšetření hlavy nemají výška a váha pacienta tolik vliv na výsledné hodnoty, jako spíše tloušťka lebky. V NDRÚ je uvedena celá páteř, která se prakticky provádí po úsecích, proto jsou v tabulce 5 uvedeny úseky páteře.

3.3.1 Komparace národních a místních DRÚ

Na následujícím obrázku 5 je znázorněno grafické porovnání hodnot MDRÚ s NDRÚ. Modré hodnoty reprezentují MDRÚ a světle oranžová barva reprezentuje NDRÚ.



Obrázek 5 - Grafické porovnání MDRÚ s NDRÚ

⁷ . SÚJB, VYHLÁŠKA č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, Příloha č. 22, Národní diagnostické referenční úrovně [online]. [cit. 2019-04-08]. Dostupné z: https://www.beck-online.cz/bo/attachments/Priloha_Sb_2016_422-22.pdf.

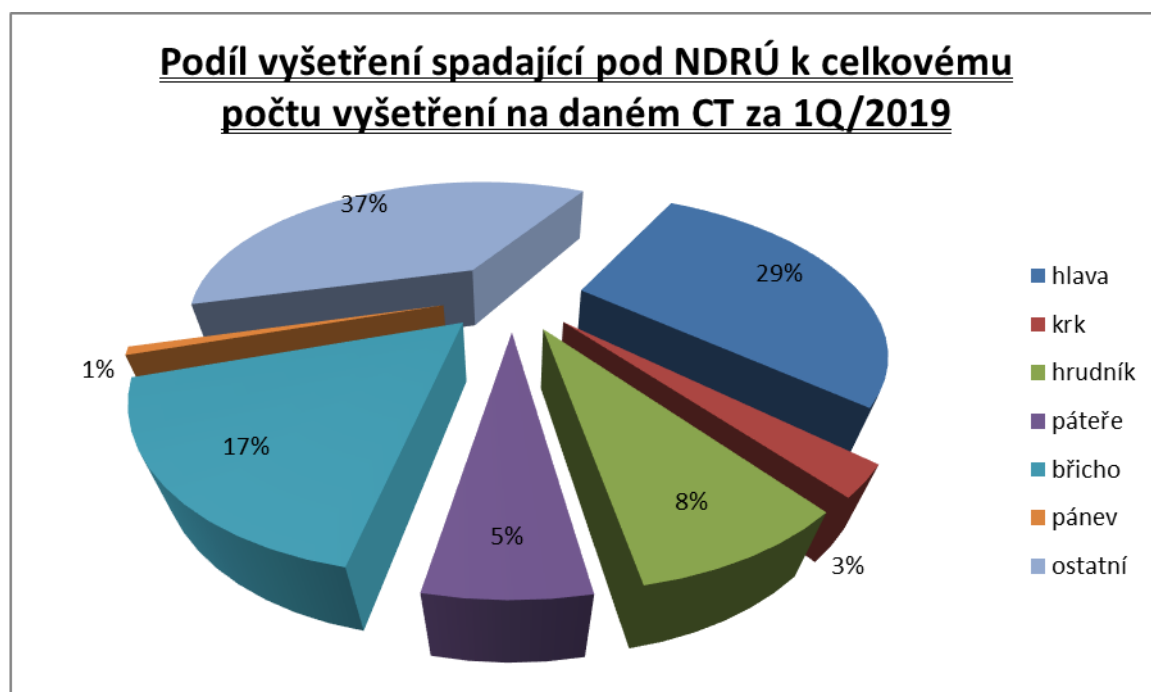
Na obrázku 5 si můžeme všimnout, že hodnoty MDRÚ nepřekračují doporučené NDRÚ. Tento výsledek je velmi pozitivní a ukazuje správně provedenou optimalizaci hodnoceného CT přístroje. Protože nejsou stanoveny národní diagnostické referenční úrovně pro ostatní části těla, nebudu zde provádět porovnání zjištěných místních diagnostických referenčních úrovní. Ovšem vzhledem k vytíženosti a velkému objemu různých vyšetření se zde, jak bylo ukázáno výše, provádí i další vyšetření.

Stanovení jejich MDRÚ může být také vodítkem k lepšímu zhodnocení úrovně radiační ochrany, ale i orientační ukazatel pro aplikující odborníky, zda nedochází k nestandardní situaci, která by mohla vyústit v možný problém.

CTDI_{VOL} jsem ke srovnání nevyužila, jelikož není tolik vypovídající jako DLP. Nicméně využívá se u starších CT přístrojů.

3.4 Grafický podíl vyšetření spadající pod NDRÚ

Na následujícím obrázku 6 je znázorněn graf, který je vytvořen z dat kódů vyšetření pro pojišťovnu. Jde o vyšetření za 1. čtvrtletí roku 2019 na hodnoceném CT přístroji. Z celku jsou vybrána vyšetření, která jsou uvedena ve vyhlášce č. 422/2016 Sb., jako národní diagnostické referenční úrovně.



Obrázek 6 - Grafický podíl vyšetření spadající pod NDRÚ

V páteři, jsou započteny vyšetřované úseky páteře (C, Th, Ls). Děti nemají svoje doporučené národní diagnostické referenční úrovně, proto jsou v níže vytvořeném grafu zařazeny v „ostatní“.

Obrázek 6 nám tedy ukazuje, kolik je v celém spektru standartních vyšetření (kontrolují se dle NDRÚ) a kolik je provedeno vyšetření mimo NDRÚ. I když třeba na daném pracovišti se provádějí celkem standardně, vzhledem k velké četnosti určitých vyšetření, jimiž např. jsou VDN, plicní angiografie a koronarografie.

Můžeme všimnout, že největší podíl 37 % nese kolonka „ostatní“ mezi tyto vyšetření se řadí např. AG plicních tepen, VDN, koronarografie a trup. Druhým nejčastějším vyšetřením je s 29 % vyšetření hlavy. Je to poměrně časté vyšetření v důsledku CMP, úrazu hlavy či nitrolebního krvácení. Na dalším místě máme se 17 % vyšetření břicha. Tyto vyšetření patří statisticky mezi ty nejčastější za 1. čtvrtletí roku 2019. Mezi méně časté můžeme zařadit dle grafu hrudník, páteř, krk.

4 DISKUZE

V úvodu praktické části byly stanoveny cíle, zaměřené na místní diagnostické referenční úrovně při CT vyšetření. V této části práce se ke stanoveným cílům vyjádříme, kromě prvního cíle, jenž je důkladně popsán v praktické části.

Druhý cíl zhodnocuje místní diagnostické referenční úrovně pro CT vyšetření v nemocnici krajského typu. Hodnocen byl CT přístroj Aquilion One od firmy Toshiba. Pokud tedy bude dodržována základní radiační ochrana a CT přístroj bude řídit vzdělaná a kompetentní osoba, měl by vždy pacient obdržet jen takovou radiační dávku, jenž odpovídá principu optimalizace (ALARA). Vzhledem k těmto účelům byly vydány i Národní radiologické standarty výpočetní tomografie. Jde o soubor návodů pro vytvoření MDRÚ na pracovištích výpočetní tomografie v ČR.

V těchto standardech je poznamenáno, že je povinností dávku zobrazovat ve formě DLP, avšak ve srovnání s evropskými standarty, není žádným způsobem stanovena její referenční hodnota pro jednotlivé vyšetřované oblasti. Více se zde pracuje s doporučenými hodnotami jednotlivých skenovacích parametrů, nicméně se mohou u jednotlivých výrobců výrazně odlišovat. Jako záruka optimálního dávkového nastavení je práce s hodnotami $CTDI_{VOL}$ a DLP. Radiační zátěž, jenž je vyjádřena pro CT vyšetření pouze pomocí $CTDI_{VOL}$ nevypovídá o přijatelné velikosti efektivní dávky pacienta, a proto může docházet k neoptimálnímu nastavení vyšetřovacího protokolu, jestliže neznáme souvislosti s hodnotami DLP.

Třetí cíl porovnává místní a doporučené národní diagnostické referenční úrovně. Veškeré hodnoty MDRÚ se nacházejí pod národními (viz. obrázek 5). Tento výsledek je velmi pozitivní a vypovídá o správné optimalizaci CT přístroje Aquilion One, ale také vyškolenému personálu.

Je nutné si uvědomit, že dávky nelze zredukovat až na nulu. DRÚ je stále jen neměnný informační údaj vztažený na „ideálního pacienta“. IZ způsobuje negativní účinek na pacienta, avšak musíme si uvědomit, že informace, které získáme při vyšetření stále převyšují negativita s vyšetřením spojená.

Vzhledem k neustálému zlepšování technologii ve zdravotnictví optimalizace radiační ochrany postoupila a neustále se rozvíjí. Nicméně jedním z nejdůležitějších článků na radiodiagnostickém pracovišti (rovněž i v jiných oblastech s IZ) je radiologický asistent, jenž často jako poslední rozhoduje o aplikaci ochranných pomůcek, podané dávce a dodržování všech předpisů, které optimalizace obnáší.

5 ZÁVĚR

Požadavky současných předpisů byly plněny na sledovaném radiodiagnostickém pracovišti, lze tedy říci, že pokud budou zachovány všechny směrnice týkající se radiační ochrany, bude i nadále dostatečně zaručena ochrana pacientů a personálu před účinky ionizujícího záření. Nebude tedy docházet k nadbytečnému zvyšování radiační zátěže při CT vyšetřeních.

Jestliže má být v praxi naplněn princip optimalizace (ALARA), musí být použity všechny dostupné prostředky pro ochranu zdraví osob, vyskytujících se v ionizačním prostředí.

Cílem praktické části bylo stanovení místních diagnostických referenčních úrovní. Hodnocen byl CT přístroj Aquilion One od firmy Toshiba z roku 2010. Výsledné hodnoty praktické části nepřekračují místní diagnostické referenční úrovně, přístroj je tedy optimalizován. Místní diagnostické referenční úrovně u hodnoceného CT přístroje jsou menší než doporučené národní diagnostické referenční úrovně, což znamená velmi pozitivní zjištění, vzhledem k dávce na pacienta a dávka je optimalizována.

Zpracování této práce bylo přínosem pro mé dosavadní studium a věřím, že v následujícím profesním životě tyto vědomosti využiji ve prospěch pacientů.

6 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BOZP. BOZP info: Principy radiační ochrany – bezpečnost a ochrana zdraví při práci [online]. [cit. 2017-03-18]. Dostupné z: <http://www.bozpinfo.cz/principy-radiacni-ochranybezpecnost-ochrana-zdravi-pri-praci>

ČESKÁ RADIOLOGIE, CZECH RADIOLOGY. *Česká radiologie* [online]. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/vydanacisla.php>

EVROPSKÉ SPOLEČENTVÍ PRO ATOMOVOU ENERGII – Euratom – Evropská unie – Úvod – SÚJB. [online]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/evropska-unie/evropske-spolocenstvi-pro-atomovou-energii-euratom/>

FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.

HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.

CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *International Atomic Energy Agency Atoms for Peace and Development* [online]. Copyright © 1998 [cit. 2019-01-31]. Dostupné z: <https://www.iaea.org/>

KLENER, Vladislav, et al. *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vyd. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.

KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.

KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0168-9.

KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína*. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K). V Praze: P3K, 2015. ISBN 978-80-87343-54-8.

LEGISLATIVITA – Úvod – SÚJB. [online]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/legislativa/>

PEJCHAL, Jaroslav, Zuzana ŠINKOROVÁ, Aleš TICHÝ, Jiřina VÁVROVÁ, Zdena VILASOVÁ a Lenka ZÁRYBNICKÁ. *Biofyzika pro záchranáře 1. díl*. Hradec Králové, 2013. Studijní texty. Fakulta vojenského zdravotnictví Univerzity obrany v Hradci Králové.

RADIAČNÍ OCHRANA – Úvod – SÚJB. [online]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/>

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

SKALICKÁ, Freitinger et al. *Radiobiologie. 7. – Ochrana před účinky ionizujícího záření. Radiobiologie, Obsah* [online]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola.html>

STÁTNÍ ÚSTAV JADERNÉ, CHEMICKÉ A BIOLOGICKÉ OCHRANY, v. v. i. – SÚCHJBO, v. v. i. *Státní ústav jaderné, chemické a biologické ochrany, v. v. i. – SÚJCHBO, v. v. i.* [online]. Copyright © 2019 [cit. 2019-02-04]. Dostupné z: <http://www.sujchbo.cz/>

STÁTNÍ ÚSTAV RADIAČNÍ OCHRANY, v. v. i. [online]. Copyright © 2019 [cit. 2019-02-04]. Dostupné z <https://www.suro.cz/cz>

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

ŠVEC, Jiří, Jana CHMELOVÁ a Karol KOTHELÍK. *Radioekologie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-219-2.

ULLMANN V., *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření*, Ostrava, 2002. Elektronická forma. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.sweb.cz/>

ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7.

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

7 PŘÍLOHY

Příloha A - První část informovaného souhlasu se zdravotní službou	51
Příloha B - Druhá část informovaného souhlasu se zdravotní službou	52
Příloha C – Dotazník před aplikací jodové kontrastní látky	53

Příloha A - První část informovaného souhlasu se zdravotní službou

Část A) Vážená paní, vážený pane, zdravotní výkon, který Vám doporučujeme, vyžaduje Vaš **INFORMOVANÝ SOUHLAS**.

Informovaný souhlas znamená, že budete v následujícím textu podrobně, odborně a pro Vás srozumitelně poučen/a o navrhovaném postupu léčby. Dále Vás poučíme o možných rizicích a následcích zdravotního výkonu.

Název zdravotní služby (výkonu): **Vyšetření výpočetním tomografem (CT)**

1. Důvod a cíl výkonu

Na našem pracovišti se provádí vyšetření podle doporučení – indikace ošetřujícího lékaře. Někdy je nutná nitrožilní aplikace kontrastní látky, která vyžaduje základní přípravu pacienta před vyšetřením. Pokud vyšetření nevyžaduje podání kontrastní látky, neprovádí se žádná příprava pacienta.

Součástí vyšetření orgánů dutiny břišní a malé pánve je perorální podání (pití) roztoku kontrastní látky a vody nebo vody samotné (dle určení vyšetřujícího lékaře). Vyšetření se tak může prodloužit až o 2 hodiny. O průběhu vyšetření budete informováni ošetřujícím personálem..

2. Příprava před vyšetřením

Na vyšetření se dostavte nalačno, tzn. min. 4hod. před vyšetřením nesmíte jíst ale pijte normálně neslazené neperlivé tekutiny, pravidelně užívané léky užíjte normálně. Pokud trpíte **jakoukoliv alergií** oznamte to prosím personálu CT, stejně tak i další důležité skutečnosti jako např.: onemocnění cukrovkou (užívané léky!), onemocnění ledvin a jater, mnohočetným myelomem, zvýšenou funkcí štítné žlázy, zeleným zákalem, retencí moči nebo **těhotenství**, kojení a laktaci. Pokud trpíte cukrovkou II. typu léčenou léky se základní složkou „metformin“ je nutné tyto léky vysadit 48 hodin před a po vyšetření, jinak vzniká riziko laktátové acidózy při snížené funkci ledvin

3. Povaha a následky výkonu

Přístroj za pomoci RTG záření provádí zobrazení lékařem požadované části těla pacienta. Výsledkem jsou obrazy příčných řezů vyšetřované části těla, které se po vyšetření dále zpracovávají a vyhodnocují. Při výkonu obdržíte dávku RTG záření, která je díky technologii našeho CT přístroje snižena na nejnižší možnou úroveň s ohledem na výslednou kvalitu. Vyšetření Vás nijak neohroží. Naše pracoviště se řídí ustanovením atomového zákona, které stanovuje režim minimální radiační zátěže a ochrany pacientů i personálu..

4. Rizika výkonu

Možné komplikace punkce žíly: ruptura (prasknutí) žíly spojená s krevním výronem, úník KL mimo žílu, zánět žíly či okolí místa vpichu. Možné vedlejší účinky při podání KL: pocit sucha v ústech, pocit tepla, tlak v okolí močového měchýře, zvýšený tlak krve do hlavy. Možné projevy alergické reakce po podání KL: - lehké (častější): nevolnost, zvýšená sekrece hlenu v dýchacích cestách, skvrny na kůži, - střední (méně časté): bušení srdce, bolest na hrudi, pokles krevního tlaku, zvracení, dýchací potíže, otoky, - těžké (vzácné): kardiovaskulární selhání, šok, smrt. Naprosto mimořádně hrozí možnost opožděné alergické reakce (minuty až dny po vyšetření), která může mít různé projevy, většinou vyrážku, mohou se však objevit i dechové potíže či otoky. Vyskytnou-li se u Vás takovéto potíže, neváhejte vyhledat ošetření na nejbližším zdravotnickém pracovišti. Po vyšetření je nutný příjem většího množství tekutin (až 3 litry během dne), aby se kontrastní látka podaná při vyšetření rychleji vyloučila ledvinami z těla.

5. Hospitalizace a omezení, doporučení ve způsobu života

Při nekomplikovaném průběhu vyšetření není nutné žádné omezení.

V případě podání kontrastní látky nitrožilně je nutná Vaše přítomnost v čekárně minimálně po dobu 30min. po vyšetření. Kontrastní látka je vylučována ledvinami, proto po jejím podání doporučujeme zvýšit příjem tekutin, pokud to nevyklučuje Váš zdravotní stav či Vaše léčba.

V případě reakce na podanou kontrastní látku, bude neprodleně personálem CT pracoviště zahájena léčba k jejímu potlačení, dojde-li však k závažné reakci, může si Váš stav vyžádat krátkodobou hospitalizaci na některém z oddělení naší nemocnice. Při velmi vážné a extrémně vzácné reakci na podanou kontrastní látku může být stav natolik vážný, že může končit až smrtí. Tato reakce prakticky výhradně nastává u vyšetřovaných, kteří trpí vícečetnými závažnými alergiemi..

5. Alternativy výkonu

Vyšetření magnetickou rezonancí, rentgenové vyšetření, skiaskopické a angiografické vyšetření, UZ a pod.).

Příloha B - Druhá část informovaného souhlasu se zdravotní službou

Část B)

**INFORMOVANÝ SOUHLAS
SE ZDRAVOTNÍ SLUŽBOU**

Jméno
příjmení
nemocné/nemocného,

rodné číslo
Název pracoviště:

Radiodiagnostické oddělení

Prohlašuji, že jsem vysvětlil/a podstatu a výhody zdravotní služby (výkonu) nemocné/nemocnému (zák. zást. nemocného) způsobem, který byl podle mého soudu pro ni/něho (pro ně) srozumitelný. Rovněž jsem ji/ho seznámil/a s předpokládanou úspěšností tohoto výkonu, s důsledky tohoto výkonu a s možnými častějšími komplikacemi.

Seznámil/a jsem nemocnou/nemocného (zák. zástupce nemocného) s možnými alternativami navrhovaného výkonu a s problémy, které mohou nastat během uzdravování i s důsledky odmítnutí výkonu.

Jméno a příjmení lékaře/lékařky:

Podpis: Datum:

Nemocný (zák. zástupce)

1) *Přečtěte si laskavě pozorně informace na všech stranách formuláře informovaného souhlasu části A i B.*

2) *Pokud jste plně nerozuměli lékařovu vysvětlení, nebo pokud potřebujete doplňující informace, neváhejte zeptat se lékaře.*

3) *Pokud souhlasíte s textem prohlášení, podepište je.*

Já, nemocný (zák. zástupce):

Prohlašuji, že jsem lékařem byl/a srozumitelně informován/a o povaze lékařského výkonu/lékařského postupu uvedeného v části A i B, byl/a jsem též informován/a o některých možných rizicích a komplikacích tohoto výkonu. Dále mne informující lékař seznámil s předpokládanou úspěšností výkonu/postupu, s možnými alternativami k výkonu/postupu i s důsledky toho, že by se výkon/postup neprovedl. Byl/a jsem rovněž informován/a o možných problémech během uzdravování.

Měl/a jsem možnost klást lékaři doplňující dotazy a pokud tomu tak bylo, veškeré mé dotazy byly zodpovězeny.

Na základě tohoto poučení prohlašuji, že souhlasím:

- s uvedeným zdravotním výkonem,

- s tím, že může být proveden jakýkoliv další výkon, pokud by jeho neprovedení bezprostředně ohrozilo můj zdravotní stav.

Jsem srozuměn/a s tím, že uvedený zdravotní výkon nemusí být proveden lékařem, který mne dosud ošetřoval.

Podpis nemocné/nemocného:

(zák. zástupce nemocného)

Datum:

V případě, že se nemocná/nemocný nemůže podepsat:

Důvod:
Způsob projevu
souhlasu:
Svědék

Příloha C – Dotazník před aplikací jodové kontrastní látky

Dotazník před aplikací jodové kontrastní látky

V některých případech CT a RTG (vylučovací urografie) vyšetření je nutná nitrožilní aplikace jodové kontrastní látky, o které rozhoduje vyšetřující lékař. Abychom minimalizovali možnost alergické reakce na jodovou kontrastní látku, potřebujeme nezbytně znát některé údaje. K jejich získání slouží tento dotazník. Prosíme o pečlivé a pravdivé zodpovězení níže uvedených otázek.

Pan, paní:Rodné číslo:.....

(zakroužkujte správnou odpověď)

- alergie:.....ano / ne
pokud ano na co.....
- předchozí reakce na jodovou kontrastní látkuano / ne
- polyvalentní alergieano / ne
- astma.....ano / ne
- diabetes mellitus(cukrovka):.....ano / ne
- užíváte perorální antidiabetika (např. ADIMED, DIAPHAGE, GLUCOPHAGE, GLUFORMIN, LANGERIN, METFIREX, METFOGAMMA, METFORMIN, SIOFOR, STADAMET).....ano / ne
- jiná onemocnění (choroby štítné žlázy, plicní či srdeční onemocnění, epilepsie, vysoký krevní tlak, zelený zákal, onemocnění krve).....ano / ne
pokud ano - jaká.....
- pro ženy v reprodukčním věku (15 – 50 let): jste těhotná.....ano / ne
- jste min. 4 hodiny před výkonem na lačnoano / ne

V dne:

.....
podpis

Pozn.: Dotazník se zakládá do dokumentace pacienta na radiodiagnostickém oddělení