

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

Aneta Kořarová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Průměrná dávka při rentgenovém vyšetření hrudníku v současnosti

Bakalářská práce

2022

Aneta Kořarová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2020/2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Aneta Kořarová**
Osobní číslo: **Z19415**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Téma práce: **Průměrná dávka při rentgenovém vyšetření hrudníku v současnosti**
Téma práce anglicky: **Currently average dose during x-ray chest**
Zadávající katedra: **Katedra klinických oborů**

Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace průzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

- MALÍKOVÁ, Hana et al., 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4036-5.
- ROZLÍVKA, Zdeněk, 2017. *Radiační ochrana na pracovištích s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví*. Pardubice: UNIT s.r.o. Studijní materiál. Lektor Ing. Marcela Žáková.
- SEIDL, Zdeněk et al., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4108-6.
- SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-2842-1.
- VOMÁČKA, Jaroslav et al., 2015, *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 2. dopl. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Jan Záveský**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2020**
Termín odevzdání bakalářské práce: **28. dubna 2022**

doc. Ing. Jana Holá, Ph.D. v.r.
děkanka

L.S.

Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 14. března 2022

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Práci s názvem Průměrná dávka při rentgenovém vyšetření hrudníku v současnosti 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., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, 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. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 28. 4. 2022

Aneta Kořarová v. r.

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala panu MUDr. Janu Záveskému za odborné vedení při psaní mé bakalářské práce. Vděčím mu za cenné rady a tipy, jak bakalářskou práci zpracovat, ale především za jeho čas, ochotu a vstřícnost. Dále mé poděkování patří Ing. Tomáši Pokornému, který mi byl nápomocný při zpracování praktické části. V neposlední řadě děkuji také své rodině za pomoc a podporu při studiu.

ANOTACE

Bakalářská práce se zabývá průměrnou dávkou při rentgenovém ozáření hrudníku v současnosti. V teoretické části jsou shrnuty základní informace o rentgenovém záření a s ním spojené – tvorba rentgenového obrazu a konstrukce rentgenových přístrojů. Při používání ionizujícího záření je nutné znát a dbát na pravidla radiační ochrany, které jsou v práci ve stručnosti zmíněny. Vzhledem k velkému množství dat, které jsou v nemocnici potřeba distribuovat a uchovávat, je také popsána archivace dat. Poslední úsek teoretické části je věnován anatomii hrudníku, jež je nezbytná pro vytvoření správného skiagramu. V praktické části je popsána skiografie hrudníku se zaměřením na porovnávání dávek obdržných při snímkování pacientů, jež podstoupili rentgenové vyšetření hrudníku PA vstoje. Získané hodnoty byly zpracovány a porovnány se studiiemi a radiologickými standardy nemocnice. Výsledky jsou zaznamenány v přehledných grafech a tabulkách. Na závěr došlo ke zhodnocení a diskusi.

KLÍČOVÁ SLOVA

archivace dat, dávka, radiační ochrana, rentgenové záření, snímek hrudníku, vyšetřovna skiografie

TITLE

Currently average dose during x-ray chest

ANNOTATION

The bachelor thesis deals with the currently average dose during x-ray chest. The theoretical part summarizes the basic information about x-rays and related – x-ray image formation and x-ray machine design. When using ionizing radiation, it is necessary to know and observe the rules of radiation protection, which are briefly mentioned in the thesis. Due to the large amount of data that needs to be distributed and stored in a hospital, data archiving is also described. The last section of the theoretical part is devoted to the anatomy of the chest, which is essential for the creation of a correct sciagram. The practical section describes chest

scans with a focus on comparing the doses received of patients who underwent erect posteroanterior chest x-ray examination. Retrieved from values were processed and compared with studies and radiological standards of the hospital. The results are recorded in clear graphs and tables. At the end, there was an evaluation and discussion.

KEYWORDS

data archiving, dose, radiation protection, x-ray, chest x-ray, examination room scanning

OBSAH

Úvod.....	15
1 Cíle práce	17
Teoretická část	18
2 Rentgenové záření.....	18
2.1 Objev rentgenového záření	18
2.2 Vlastnosti rentgenového záření	18
2.3 Biologické účinky RTG záření.....	19
2.3.1 Deterministické účinky	19
2.3.2 Stochastické účinky	20
2.4 Vznik RTG záření	20
3 Vznik a tvorba rentgenového obrazu	22
3.1 Kvalita RTG obrazu	22
3.2 Artefakty na RTG obraze	23
3.3 Digitalizace RTG obrazu.....	23
3.3.1 Nepřímá digitální radiografie (computed radiography – CR)	24
3.3.2 Přímá digitální radiografie	24
4 Konstrukce rentgenových přístrojů.....	25
4.1 Rentgenka.....	25
4.2 Vyšetřovací stůl.....	25
4.3 Vertigraf	25
4.4 Kolimátor	25
4.5 Sekundární clona.....	25
5 Radiační ochrana radiodiagnostiky.....	27
5.1 Principy radiační ochrany	27
5.1.1 Princip zdůvodnění	27
5.1.2 Princip optimalizace	27

5.1.3	Princip limitování dávek.....	27
5.1.4	Princip bezpečnosti zdrojů.....	27
5.2	Testování zdravotnických diagnostických rentgenů	28
5.3	Základní způsoby radiační ochrany	28
5.3.1	Ochrana časem.....	28
5.3.2	Ochrana vzdáleností.....	28
5.3.3	Ochrana stíněním	28
5.4	Radiační ochrana pracovníků na skiografickém pracovišti.....	29
5.5	Osobní monitorování – dozimetrie.....	29
5.6	Limity ozáření	29
5.6.1	Obecné limity pro obyvatele.....	29
5.6.2	Limity pro radiačního pracovníka.....	30
5.6.3	Limity pro žáka a studenta.....	30
5.7	Kategorizace pracovišť	30
5.7.1	Pracoviště 1. kategorie	31
5.7.2	Pracoviště 2. kategorie	31
5.7.3	Pracoviště 3. kategorie.....	31
5.7.4	Pracoviště 4. kategorie.....	31
5.8	Kategorizace radiačních pracovníků	32
5.8.1	Pracovník kategorie A	32
5.8.2	Pracovník kategorie B.....	32
5.9	Kontrolované a sledované pásmo.....	32
5.9.1	Kontrolované pásmo	32
5.9.2	Sledované pásmo	32
5.10	Snímkování dětských pacientů	33
5.11	Snímkování těhotných žen	33
6	Archivace dat	34

6.1	PACS.....	34
6.2	DICOM standard.....	34
6.3	Referenční úrovně.....	35
7	Anatomie hodnotitelná při snímku hrudníku.....	36
7.1	Roviny a směry lidského těla.....	36
7.2	Hrudní kost – Sternum.....	36
7.3	Žebra – Costae.....	37
7.4	Průdušnice – Trachea.....	37
7.5	Průdušky – Bronchi.....	37
7.6	Plíce – Pulmones.....	37
7.7	Mezihrudí – Mediastinum.....	38
7.8	Srdce – Cor.....	38
7.9	Bránice – Diaphragma.....	38
7.10	Jícen – Oesophagus.....	39
8	Indikace k RTG vyšetření hrudníku.....	40
8.1	Prostý snímek měkkotkáňových struktur hrudníku.....	40
8.2	Prostý snímek kostních částí hrudníku.....	40
	Výzkumná (praktická) část.....	41
9	Metodika výzkumné (praktické) části.....	42
9.1	Vyžádání radiologického vyšetření.....	42
9.2	Dodržení požadavku indikujícího lékaře.....	43
9.3	Nedostatky při snímkování.....	43
9.3.1	Opakování snímků.....	43
9.3.2	Radiologická událost (RU).....	43
9.4	Obecné zásady při snímkování.....	44
9.4.1	Značení projekcí podle průběhu centrálního paprsku.....	44
9.4.2	Stranové označování snímků.....	44

9.5	Nastavení parametrů RTG záření při snímkování.....	44
9.5.1	Anodové napětí (U)	44
9.5.2	Anodový proud, expozice (mAs).....	45
9.5.3	Automatická expoziční kontrola (AEC)	45
9.6	Snímkování hrudníku	45
9.6.1	Postup při snímkování srdce+plíce PA vstoje	45
9.7	Veličiny důležité pro porovnání radiační zátěže vyšetřených pacientů	47
9.7.1	Kerma (K)	47
9.7.2	Dopadová kerma (K_i).....	48
9.7.3	Vstupní povrchová kerma (K_e)	48
9.7.4	Plošná kerma (P_{ka})	48
9.7.5	Ekvivalentní dávka (H_T)	49
9.7.6	Efektivní dávka (E).....	49
10	Postup výzkumu.....	50
10.1	Výpočet dopadové kermy pro hrudník	50
10.2	Výpočet efektivní dávky pro hrudník.....	51
11	Prezentace výsledků.....	52
11.1	Základní statistika plošné kermy zkoumaného souboru.....	52
11.2	Dopadová kerma zkoumaného souboru dle pohlaví	54
11.3	Porovnání plošné kermy se standardy nemocnice krajského typu	55
11.4	Základní statistika efektivních dávek	55
11.4.1	Porovnání se studií Evropské komise	56
11.4.2	Porovnání se studií SÚRO	56
11.4.3	Porovnání se studií vytvořenou Bushbergem	57
11.4.4	Porovnání všech efektivních dávek	57
12	Diskuze	59
13	Závěr	61

14	Použitá literatura	62
15	Přílohy.....	66

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 - Schéma rentgenky (Jhelebrant, 2017).....	20
Obrázek 2 - Brzdné záření (Seidl, 2012, s. 29).....	21
Obrázek 3 - Charakteristické záření (Seidl, 2012, s. 29)	21
Obrázek 4 - Skiagrafické pracoviště	26
Obrázek 5 - Roviny lidského těla (Hudák, 2017, s. 8).....	36
Obrázek 6 - Snímek srdce + plíce PA vstoje	47
Obrázek 7 - Grafické zobrazení plošné kermy dle četnosti	52
Obrázek 8 - Grafické zobrazení plošné kermy v závislosti na pohlaví	53
Obrázek 9 - Maximalní naměřené hodnoty dle pohlaví	53
Obrázek 10 - Minimální naměřené hodnoty dle pohlaví	54
Obrázek 11 - Dopadová kerma dle pohlaví	54
Obrázek 12 - Grafické zobrazení plošné kermy	55
Obrázek 13 - Grafické zobrazení studie Evropské komise a zkoumané kohorty	56
Obrázek 14 - Grafické zobrazení studie SÚRO a zkoumané kohorty	56
Obrázek 15 - Grafické zobrazení studie Bushberg a zkoumané kohorty.....	57
Obrázek 16 - Grafické zobrazení všech efektivních dávek	58
Tabulka 1 - Plošná kerma	52
Tabulka 2 - Efektivní dávka.....	55

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

AEC	expoziční automatika
ALARA	dávka tak nízká, jak je rozumně dosažitelné
Atd.	a tak dále
CT	výpočetní tomografie
ČR	Česká republika
DNA	deoxyribonukleová kyselina – nositel genetické informace
DRÚ	diagnostická referenční úroveň
IZ	ionizující záření
MDRÚ	místní diagnostická referenční úroveň
MR	magnetická rezonance
MRS	místní radiologické standardy
Např.	například
NDRÚ	národní diagnostická referenční úroveň
PA	posteroanterior
PCXMC	PC program for X-ray Monte Carlo
Resp.	respektive
RTG	rentgenové
RU	radiologická událost
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
Tzv.	takzvaný, takzvaně

ÚVOD

Rentgen srdce a plic, respektive rentgen hrudníku patří mezi vyšetření, které se používá už řadu let a stále má své místo v moderním lékařství. Rentgenový snímek (skiagram) hrudníku je jednou z nejčastěji prováděných zobrazovacích metod. Jedná se o vyšetření, které rychle poskytuje významné klinické informace, při nízkých nákladech a nízké radiační expozici, i přesto je ale mnoho rentgenových vyšetření zcela zbytečných. (Drzezo, 2019)

Podle studie „Referral Guidelines for Imaging,“ která vyšla již v roce 2000 ve spolupráci s Evropskou komisí, by efektivní dávka při snímku hrudníku měla dosahovat 0,02 mSv. Tuto dávku by člověk z přirozeného prostředí získával přibližně 3 dny. (Žáčková, 2009, s. 4)

V letech 2010-2014 byla provedena národní dávková studie, kterou zaštiťoval Státní ústav radiační ochrany v. v. i. (SÚRO). „Výzkum ozáření populace a optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření v ČR“ stanovil efektivní dávku skiagramu hrudníku na 0,03 mSv. (Válek, 2016, s. 4)

Výzkum, který provedl a uveřejnil v roce 2011 pan doktor Jerrold T. Bushberg ve své publikaci „The essential physics of medical imaging“ vypočítal hodnotu efektivní dávky pro snímek hrudníku na 0,01 mSv. (Bushberg, 2011, s. 399)

V běžném životě jsem se několikrát setkala s lidmi, kteří neměli ponětí, co to radiodiagnostika vlastně je nebo čím se zabývá. Z tohoto důvodu je teoretická část zaměřena na rentgenové záření. Popisuje, jak ionizující záření vzniká, jak se zhotovuje rentgenový snímek nebo jaká rizika s sebou záření přináší.

Kvůli neustále kladenému důrazu na radiační ochranu, aby byla dávka pro pacienta co nejmenší a nedocházelo k zbytečnému ozařování, je v práci zmíněná nejen radiační ochrana pacienta, ale i personálu. Radiodiagnostická pracoviště, která pracují s ionizujícím zářením, musí být pod neustálou kontrolou Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB).

Pro uchovávání dat, jsou v nemocnici důležitá úložiště, díky kterým mezi sebou mohou jednotlivá pracoviště nebo i nemocnice komunikovat. Proto je část práce věnována i jim.

Dále je v teoretické části obsažena stručná anatomie hrudníku, kterou je zapotřebí znát při zhotovování snímku srdce a plic.

Vzhledem k neustálému vývoji a modernizaci techniky ve zdravotnictví je praktická část bakalářské práce věnována právě průměrné dávce při ozáření hrudníku. Důležitá data nezbytná

pro zisk průměrné dávky, byla získána na radiodiagnostickém oddělení nemocnice krajského typu, aby mohla být následně porovnána se studií.

Abychom mohli dávky porovnávat, musíme nejprve vyšetření provést. K zhotovení snímku hrudníku je potřeba znát náležitý postup, aby byl pacient správně ozářen a vznikl snímek vhodný k popisu radiologa. Rentgenový snímek plic je potřebný při příjmu na oddělení a zároveň je prováděn i jako součást předoperačního vyšetření (zpravidla u jedinců starších 40 let). (Vomáčka, 2015, s. 85)

Informuje o řadě chorobných stavů orgánů v oblasti hrudníku, nejčastěji plic, srdce, kostí nebo štítné žlázy. Díky tomuto vyšetření je lékař schopen diagnostikovat řadu možných onemocnění nitrohrudních orgánů.

1 CÍLE PRÁCE

Teoretická část bakalářské práce má za cíl přiblížit čtenáři, jak vzniká rentgenový snímek, co vše obsahuje skiografické pracoviště, jaké jsou základy radiační ochrany, kam se ukládají získaná data při snímkování nebo stručné seznámení s anatomií hrudníku.

Praktická část je zaměřena na snímkování hrudníku a s ním spojené dávky. Cílem je zjistit průměrnou efektivní dávku při rentgenovém vyšetření hrudníku v současnosti.

TEORETICKÁ ČÁST

2 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

V přírodě tvoří ionizující záření přirozené pozadí, mezi jehož zdroje patří radioaktivní prvky, které jsou součástí hornin (např. uranové rudy) nebo také zdroj kosmického záření (např. hvězdy typu našeho Slunce atd.). K umělým zdrojům rentgenového (RTG) záření řadíme např. rentgenky v terapeutických a diagnostických přístrojích nebo i procesy v atomových elektrárnách či atomové zbraně. (Vomáčka, 2015, s. 13)

Vědecký výbor OSN odhadl, že celková roční dávka, kterou obdrží obyvatel Země za rok z přirozeného prostředí je v současné době průměrně 2,4 mSv, což odpovídá přibližně 80 % celkové dávky ze všech zdrojů záření. (Mc Laughlin, 2015, s. 2-7)

V posledních letech nám bylo riziko ionizujícího záření připomenuto při haváriích jaderných elektráren v Černobylu na Ukrajině (1986) a Fukušimě v Japonsku (2011). (Vomáčka, 2015, s. 13)

2.1 Objev rentgenového záření

Důležitým momentem pro rozvoj oboru radiologie se stal objev paprsků X, které byly objeveny v roce 1895 německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem. Samotný objev probíhal na Univerzitě ve Würzburgu v Německu, kde se uskutečnily pokusy s katodovými trubicemi. Svůj objev si nedal nikdy patentovat, což přispělo k rychlému rozšíření a využití ve světě. (Vomáčka, 2015, s. 11)

2.2 Vlastnosti rentgenového záření

RTG záření je pronikavé elektromagnetické vlnění o vlnových délkách 10^{-8} - 10^{-12} m. Vzniká při interakci rychle letících elektronů s atomy kovu, kdy se přemění jejich energie na elektromagnetické záření. (Malíková, 2019, s. 8)

Vlastnosti rentgenového záření jsou všeobecně známé. Jedná se o neviditelné záření šířící se i vakuem přímočaře rychlostí světla. Intenzita záření ubývá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Při průchodu hmotou se v ní záření částečně absorbuje, a vyvolává ionizaci a excitaci atomů. V diagnostice jsou důležité fotochemické nebo případně luminiscenční efekty, které společně se zářením, jež umí pronikat hmotou a diferencovaně se v ní absorbovat, tvoří základ zobrazování. (Vomáčka, 2015, s. 13)

2.3 Biologické účinky RTG záření

RTG záření může být využíváno při léčbě, např. v radioterapii¹. Ve větších dávkách je však pro živý organismus nebezpečné, může způsobit trvalé poškození buněk a tkání. Při působení záření na biologický materiál dochází k ionizaci a excitaci částic buňky. Buňka tyto reakce buď nepřezijí a dojde k jejímu usmrcení anebo nastanou změny v genetické informaci. (Beneš, 2015, s. 205; Havránková, 2020)

Každá biologická tkáň má jinou senzitivitu k ionizujícímu záření. Mezi nejsenzitivnější tkáně patří kostní dřeň, výstelka střev a kůže. Jak velké je poškození tkáně, závisí na dávce a radiosenzitivitě². Biologické účinky rentgenového záření se dělí na deterministické a stochastické. (Malíková, 2019, s. 11)

2.3.1 Deterministické účinky

Jedná se o účinky, které mají prahovou dávku. Je-li organismus nebo jeho část vystavena nadprahovým dávkám, účinky ozáření se projeví u každého jedince. Se zvyšující se dávkou roste závažnost deterministických účinků. Představují reakci tkáně na ozáření, v jejichž důsledku dochází ke smrti části buněčné populace. Účinky jsou velmi časné, dostaví se krátce po ozáření v průběhu několika dnů až týdnů. Radiační ochrana před deterministickými účinky je nepřekročit prahovou dávku. (Seidl, 2012, s. 86)

Deterministické účinky mají několik základních projevů:

- **Akutní nemoc z ozáření** – vzniká po jednorázovém celotělovém ozáření vyšší dávkou pronikavého záření. Většinou se vyskytují při haváriích. Projevy záleží na stupni ozáření a velikosti celotělové dávky, podle velikosti dávky nejprve převládají příznaky podmíněné poruchou krvetvorby, u vyšších dávek nastupují příznaky z oblasti trávicího ústrojí, a nakonec poruchy centrálního nervového systému. (Súkupová, 2012)
- **Poškození kůže** – vzniká při každém zevním ozáření vstupním polem svazku záření, proto patří lokalizované projevy poškození kůže mezi nejčastější. Stupeň poškození kůže závisí na dávce, druhu záření, velikosti ozařovaného pole a na lokalizaci. Prahová dávka pro poškození kůže je přibližně 3 Gy a výše. (Seidl, 2012, s. 86)
- **Sterilita** – liší se pro muže a ženy v důsledku ozáření zárodečného epitelu. Citlivější jsou muži, u nich byla přechodná sterilita zjištěna pro dávky 0,5-2 Gy. V průběhu 1-3 let u nich dojde k regeneraci. Při dávce 3 Gy a více je sterilita trvalá. U žen nastává trvalá sterilita při dávkách v rozmezí 2,5-8 Gy. (Súkupová, 2012)

¹ Léčba radioaktivním zářením

² Rozdílná citlivost vůči záření

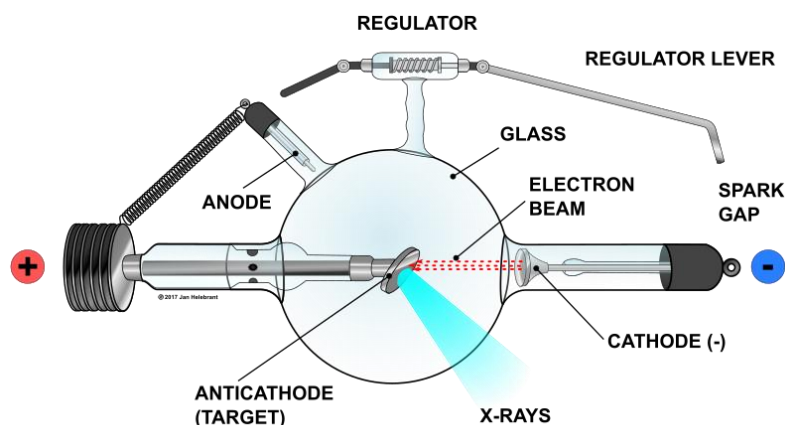
- **Katarakta** – zákal oční čočky, který může vzniknout po určité době latence, již při jednorázovém ozáření dávkou 1 Gy. (Seidl, 2012, s. 87)

2.3.2 Stochastické účinky

Účinky, které nemají prahovou dávku – bezprahové a náhodné. Čím větší dávku organismus dostane, tím je zvýšená pravděpodobnost vzniku účinků. Frekvence výskytu se zvyšuje s dávkou, ale ne však závažnost účinku. Stochastické účinky vznikají na úrovni buněk v důsledku poškození DNA v buněčném jádře. Mezi stochastické účinky se řadí nádory, které mají vztah k mutacím somatickým³ a dědičné poruchy⁴, nádory ani genetická postižení se neliší od ostatních, jenž vznikají spontánně v neozářené populaci. Radiační ochrana pro stochastické účinky je založena na předpokladu platnosti lineární bezprahové závislosti pravděpodobnosti těchto účinků na absorbované dávce, která je charakterizována přímkou. (Seidl, 2012, s. 87)

2.4 Vznik RTG záření

Zdrojem RTG záření jsou rentgenky – vakuované elektronky (viz Obrázek 1). Jedná se o klasickou diodu zapojenou v obvodu, má vysoké napětí cca 20-200 kV. Rentgenku tvoří dvě elektrody – katoda a anoda. Katoda je tvořena spirálovitými drátky z wolframu, které lze zahřát na více než 2000°C. Elektronky jsou emitovány ze žhavené katody a urychlovány vysokým elektrickým napětím, které mezi anodou a katodou vzniká. Elektronky dopadají na anodu, kde pronikají vrstvami obalů atomů anody, interagují s nimi a ztrácejí svou kinetickou energii, která se z 99 % přemění na teplo a pouze 1 % na RTG záření. (Malíková, 2019, s. 8)



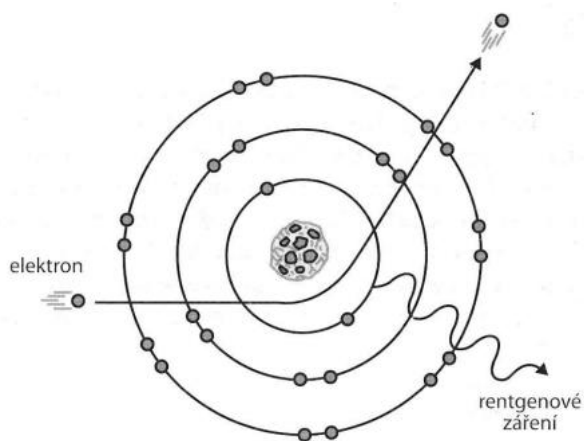
Obrázek 1 - Schéma rentgenky (Jhelebrant, 2017)

³ V buňkách mimo gonády

⁴ Mutace v zárodečných buňkách

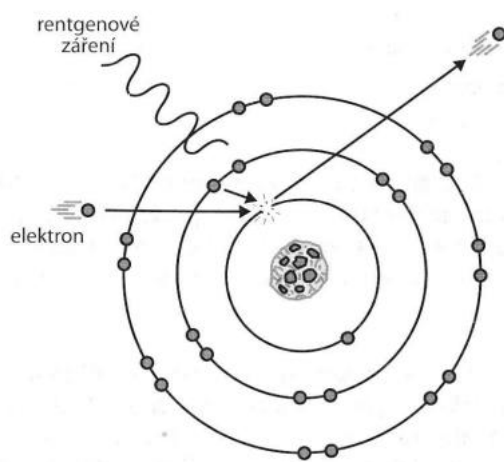
RTG záření má dva druhy:

- a) **Brzdné záření** – typ záření, které při vzniku záření v rentgence převažuje. Vzniká zpomalením rychle letícího elektronu blízko jádra atomu. Jádro je kladně nabitě, a proto elektron přitahuje, ten změní směr letu a zpomalí (viz Obrázek 2). Energie, která přebývá je přeměněna na záření různých frekvencí. Čím blíže se elektron dostane k jádru a čím větší je jeho energie, tím větší bude energie vznikajícího kvanta RTG záření. (Seidl, 2012, s. 29)



Obrázek 2 - Brzdné záření (Seidl, 2012, s. 29)

- b) **Charakteristické záření** – vzniká při srážce elektronu, který letí z anody, s elektronem z elektronového obalu atomu na katodě. Původní elektron je z obalu vyražen a vznikne díra, která je zaplněna elektronem jedné z hladin vzdálenějších od jádra (viz Obrázek 3). Dojde k uvolnění velkého množství energie, které se vyzáří ve formě fotonu charakteristického RTG záření. Jeho energie je rovna rozdílu energií mezi jednotlivými elektronovými hladinami, mezi nimiž došlo k přesunu elektronu. Záleží, z jakého materiálu, je anoda vyrobena, čím je protonové číslo kovu anody vyšší, tím vyšší je energie charakteristického záření. (Seidl, 2012, s. 29)



Obrázek 3 - Charakteristické záření (Seidl, 2012, s. 29)

3 VZNIK A TVORBA RENTGENOVÉHO OBRAZU

Elektromagnetické x-záření vzniká v rentgence, proniká přes vyšetřovaný objekt (tkáň organismu), přičemž se část záření absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě tkáně. Zbylá část tkání projde a je zobrazována buď fotograficky, nebo na luminiscenčním stínítku, nověji pomocí elektronických detektorů. RTG obraz vzniká projekcí RTG záření z ohniska anody přes tkáňové struktury uvnitř organismu s odlišnými absorpčními koeficienty a různými tloušťkami na film či zobrazovací detektor. Na obrazu jsou pak následně přiřazovány různé odstíny intenzity ve stupnici šedi, což je realizováno analogovým nebo digitálním způsobem. Vznikne obraz, který odráží tvar, velikost, uspořádání tkání a orgánů v organismu. Zobrazeny jsou i případné změny vyvolány patologickými procesy. Jasnější obraz získáváme u měkkých tkání, protože mají menší hustotu a nižší absorpci RTG záření. Méně intenzivní obraz získáme například u kostí s obsahem vápníku, díky jejich hutnější skladbě, totiž pohltí více RTG záření. (Seidl, 2012 s. 25)

RTG záření interaguje s atomy tkáně dvěma procesy fotoefekt a Comptonův rozptyl.

Fotoefekt (fotoelektrický jev) – fyzikální jev, při němž dochází k interakci elektromagnetického záření (foton) a elektronu. Elektron, který je na vnitřní slupce atomového obalu, absorbuje foton a pohltí jeho energii. Důsledkem je odtržení elektronu z obalu. Proces je typický pro nízkoenergetické záření. (Rozlívka, 2017, s. 12)

Comptonův rozptyl – interakce RTG záření na elektronech volně vázaných ve vnějším obalu, důsledkem je snížení energie a změna vlnové délky fotonu. Díky této srážce dojde k urychlení elektronu a bude ionizovat. (Carlton, 2013, s. 769; Kolektiv autorů, 2019, s. 24)

Tyto dva procesy jsou důležité pro zjištění odlišné absorpce záření v jednotlivých tkáních v závislosti na tloušťce, hustotě látky a protonovém čísle atomů. (Seidl, 2012, s. 26)

3.1 Kvalita RTG obrazu

Následující parametry jsou nutné ke správnému RTG zobrazení, rozpoznání struktur a odlišností. (Seidl, 2012, s. 26)

Ostrost a rozlišovací schopnost – stanovuje kvalitu obrazu. Pro ostrost projekčního obrazu je nezbytný malý rozměr dopadového ohniska, ze kterého je emitováno RTG záření. Pokud by došlo k pohybu pacienta během expozice, vedlo by to k velkému poklesu ostrosti a špatné rozlišovací schopnosti, což by způsobilo rozmazání obrazu. Toto riziko lze minimalizovat zvýšením intenzity RTG záření a zkrácením expozičního času. I pohyby vnitřních orgánů

(např. dýchání) vedou k degradaci obrazu, což lze eliminovat, podaří-li se zesynchronizovat obraz a fáze dýchání. (Seidl, 2012, s. 26)

Kontrast – jedná se o rozlišení co nejvíce odstínů šedi. Kontrast může záviset na vyšetřujícím anebo na dalších faktorech. Zhoršení kontrastu nejvíce podmiňuje sekundární záření. Čím více sekundárního záření je, tím je pak kontrast horší. Kontrast závisí hlavně na složení objektu. Obsahuje-li tkáň převážně jeden prvek – např. vápník v kompaktní⁵ kosti, pak je kontrast většinou špatný. Pokud je objekt složen z více prvků, pak je většinou dobrý. Špatné rozlišení je i v břiše u parenchymatózních orgánů, protože jejich absorpční rozdíl je minimální. Kontrast je také závislý na energii RTG záření. Pokud je energetické záření příliš vysoké, pak způsobuje nízko kontrastní a tmavý obraz. (Vomáčka, 2015, s. 31)

Počet fotonů v obraze – aby byl obraz kvalitní, musí obsahovat ideální počet fotonů. Je-li počet fotonů nízký, pak může být snímek podexponovaný naopak pokud by bylo fotonů nadbytek, snímek by byl přeexponovaný. Expozice, jež tvoří celkový počet fotonů, je nastavena součinem proudu rentgenky a expozičního času (mAs) anebo může být řízena elektronicky. (Seidl, 2012, s. 27).

3.2 Artefakty na RTG obraze

Efekty nebo artificiální stíny, které jsou přítomné v obraze a neodpovídají skutečnosti, tím je obraz degradován. Původem artefaktů mohou být například defekty či nečistoty na fotografickém filmu nebo na zesilovacích fóliích, nehomogenity v detektorech flat-panelu. Nejčastější příčinou artefaktů je však pacient sám – pohybové artefakty, přítomnost různých kovových předmětů (např. šperků). (Súkupová, 2018, s. 79)

Artefakty také mohou vznikat při použití protitrozpylové mřížky, když není mřížka správně umístěna (např. pokud je špatná ohnisková vzdálenost, je posunutá nebo převrácená). (Súkupová, 2018, s. 80)

3.3 Digitalizace RTG obrazu

Digitalizace je založena na přeměně elektromagnetického záření na elektrický proud, který je pak převeden na binární systém. U digitálních systémů je detekce záření a následné zobrazení oddělena. Digitální obraz je tvořen v jednotlivých obrazových elementech (čípech, pixlech). Každý obrazový element je kódován souřadnicí a určitým odstínem šedi. Čím více je v obraze čipů, tím lepší je rozlišení. U digitálního zobrazování si můžeme původní data upravit pomocí

⁵ Pevná plášťová část

speciálního programu tzv. postprocessingu (úprava jasu, kontrastu a škály šedi). Tímto zabráníme zbytečnému opakování snímků a radiační zátěži pacientů. (Vomáčka, 2015, s. 33)

Digitální radiografie je důležitá pro celé zdravotnictví. Vyšetření je v podstatě ihned k dispozici a může být pomocí PACSu⁶ okamžitě odesláno všem lékařům nemocnice. Odpadá používání rentgenových filmů, chemikálií. Přístrojová digitální technika je poněkud drahá, ale v důsledku několikaletého provozu dochází k jednoznačné materiálové úspoře. (Vomáčka, 2015, s. 33)

3.3.1 Nepřímá digitální radiografie (computed radiography – CR)

U nepřímé digitalizace využíváme efektu zachycení latentního záření přímo na paměťovou folii uloženou v RTG kazetě. Při dopadu RTG záření se vytváří latentní obraz, který je následně vyvolán pomocí laserového paprsku ve skeneru, do kterého se musí kazeta manuálně vložit. Obraz na paměťové fólii je následně vymazán a kazeta je připravena na další použití. Tento proces je poněkud zdlouhavý. (Rozlívka, 2017, s. 48)

3.3.2 Přímá digitální radiografie

Hlavním principem přímé digitalizace je převod RTG záření na digitální signál v plochém detektoru (flat panel). Přímá digitalizace je upřednostňována z důvodu rychlosti získání obrazu, lepší rozlišovací schopnosti obrazu, odpadá manipulace s kazetami a fóliemi. (Malíková, 2019, s. 15)

⁶ Nemocniční informační systém

4 KONSTRUKCE RENTGENOVÝCH PŘÍSTROJŮ

Mezi nejjednodušší skiagrafické komplety patří přístroje, které se skládají z vyšetřovacího stolu, vertigrafu a rentgenky (viz Obrázek 4). (Vomáčka, 2015, s. 22)

4.1 Rentgenka

Rentgenka je připevněna na stropním závěsu anebo na pojízdném sloupu. Její flexibilita dovoluje, aby se otočila o 360° a zároveň umožňuje i velký pohyb ve vertikálním rozsahu. Díky tomuto přizpůsobení můžeme pacienta snímkovat přímo na lehátku a není nutné ho překládat na stůl. (Vomáčka, 2015, s. 22)

4.2 Vyšetřovací stůl

Úložná deska, kterou obsahuje vyšetřovací stůl, je z radiotransparentního materiálu. Deska může být fixovaná nebo se může pohybovat do všech stran (tzv. plovoucí deska). Taktéž se může měnit výška úložné desky (tzv. výtah). Pod úložnou deskou je umístěn detektor, případně pojízdný vozík pro kazetu, Bucky clonu a ionizační komůrky. Vzdálenost mezi kazetou a úložnou deskou by měla být co nejmenší, aby nedocházelo k velkému zvětšení RTG obrazu. (Vomáčka, 2015, s. 22)

4.3 Vertigraf

Slouží pro snímkování pacientů vstoje nebo vsedě horizontálním paprskem RTG záření. Uvnitř speciální konstrukce se pohybuje úložná deska, jež obsahuje sekundární clonu a kazetový vozík. Deska vertigrafu se převážně pohybuje ve vertikální rovině, toho se nejčastěji využívá pro snímek srdce a plic, břicha, nebo paranazálních dutin. Může se však překloupat i do polohy horizontální, což využíváme například při snímkování ruky. (Vomáčka, 2015, s. 22)

4.4 Kolimátor

Kolimátorem prochází po výstupu z rentgenky primární svazek RTG záření. Kolimátor neboli primární clona svazek RTG záření vymezi na potřebnou plochu, aby se zbytečně nezvyšovala radiační zátěž pacienta, ale aby bylo dosaženo optimální kvality obrazu. (Ferda, 2015, s. 16)

4.5 Sekundární clona

Sekundární clona částečně eliminuje sekundární záření, které vzniká po průchodu primárního svazku RTG záření tělem pacienta. Sekundární clona vypadá jako mřížka s lamelami z materiálu, který absorbuje RTG záření. Směr lamel odpovídá orientaci primárního svazku. Mezerami mezi lamelami volně prochází primární svazek záření, zatímco rozptýlené záření

je mřížkou pohlceno, protože má jiný směr. Mřížka se během expozice pohybuje, aby nebyly lamely na snímku zaznamenané. (Ferda, 2015, s. 16)



Obrázek 4 - Skiagrafické pracoviště

5 RADIAČNÍ OCHRANA RADIODIAGNOSTIKY

Radiační ochrana je systém technických a organizačních opatření omezujících ozáření osob, životního prostředí a snaží se, co nejvíce snížit důsledky nehod. (Kolektiv autorů, 2019, s. 41)

5.1 Principy radiační ochrany

Pro radiační ochranu je důležité vyloučit vznik deterministických účinků a co nejvíce snížit míru rizika vzniku stochastických účinků. Využívají se k tomu základní čtyři principy radiační ochrany, které budou v následujících kapitolách popsány. (Súkupová, 2018, s. 23)

5.1.1 Princip zdůvodnění

U každé metody v lékařství, která využívá ozáření pacienta ionizujícím zářením, by měl převažovat dostatečný benefit pro ozářeného pacienta, nad způsobenou újmu ozářením. Zjednodušeně, pokud podstoupí pacient nějaký radiodiagnostický výkon a dochází při něm k použití ionizujícího záření, které je škodlivé a způsobuje tak pacientovi určitou újmu, měl by tento výkon zajistit pacientovi dostatečný benefit. (Súkupová, 2018, s. 23)

5.1.2 Princip optimalizace

Princip optimalizace má za cíl zajistit, aby individuální dávky, pravděpodobnost ozáření a počet jednotlivců vystavených ozáření byly co nejnižší. Tento princip se označuje jako ALARA⁷ – dávka musí být tak nízká, jak je rozumně dosažitelné. (Súkupová, 2018, s. 24)

5.1.3 Princip limitování dávek

U lékařského ozáření se princip nepřekročitelnosti limitů neuplatňuje. Formální požadavek nepřekračování limitů by mohl omezit zdravotní přínos pro konkrétního pacienta. (Rozlívka, 2017, s. 44)

5.1.4 Princip bezpečnosti zdrojů

Všechny zdroje ionizujícího záření musí podléhat pravidelné kontrole. Důležité je ověření stability a spolehlivosti daného zdroje, resp. RTG systému. (Súkupová, 2018, s. 25)

Jako první je provedena přejímací zkouška ještě před prvním použitím RTG systému. Následně jsou parametry pravidelně kontrolovány díky zkouškám dlouhodobé stability a zkouškám provozní stálosti. (Súkupová, 2018, s. 25)

⁷ As Low As Reasonably Achievable

5.2 Testování zdravotnických diagnostických rentgenů

Kvůli radiační bezpečnosti jsou hodnoceny vlastnosti zdroje ionizujícího záření. Provádějí se tři druhy zkoušek. (Rozlívka, 2017, s. 85)

- **Přejímací zkouška** – musí být provedena po instalaci zdroje ionizujícího záření před zahájením používání. Zkoušku provádí osoba s povolením SÚJB.
- **Zkouška dlouhodobé stability** – prováděny pravidelně s četností minimálně jednou za rok. Zkoušku provádí osoba s povolením SÚJB.
- **Zkouška provozní stálosti** – provádí se periodicky v intervalech stanovených při přejímací zkoušce nebo na doporučení výrobce, které je v technické dokumentaci a vždy po údržbě nebo opravě. Zkoušku provádí sám provozovatel, který má povolení k nakládání s daným zdrojem. K provedení této zkoušky nemusí být povolení SÚJB. (Seidl, 2012, s. 100; Rozlívka, 2017, s. 85-87)

5.3 Základní způsoby radiační ochrany

Jejich cílem je ochránit osoby především před sekundárním (rozptýleným) zářením. Chrání personál a další osoby, které přicházejí do styku s ionizujícím zářením. Mezi základní způsoby radiační ochrany patří následující tři zásady. (Ferda, 2015, s. 15)

5.3.1 Ochrana časem

Čas expozice musí být, co nejkratší, aby byla i dávka minimální. Dávka záření je přímo úměrná času expozice. Ve vyšetřovnách musejí pracovníci strávit, co nejkratší dobu. (Seidl, 2012, s. 94; Connor, 2019)

5.3.2 Ochrana vzdáleností

Množství radiační dávky, je závislé na vzdálenosti od zdroje záření. Dávka klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. (Seidl, 2012, s. 94; Connor, 2019)

5.3.3 Ochrana stíněním

Lékaři a radiologičtí asistenti využívají k ochraně před RTG zářením ochranné pomůcky. Mezi pomůcky řadíme ochranné zástěry, krční límce, brýle, rukavice, chrániče na genitálie nebo mobilní zástěry pro snímkování na lůžkových odděleních. V těchto pomůckách je stínění zajištěno pomocí vrstvy olova nebo olovnaté gumy. Pro ochranu se provádějí také stavební úpravy. Ve vyšetřovnách jsou na stěnách vrstvy omítky, které obsahují síran barnatý, dveře jsou vyrobeny s vrstvou olověného plechu anebo okna, které jsou mezi vyšetřovnou a ovladovnou,

jsou z olovnatého skla. Dobrým materiálem, který je též považován za velmi efektivní stínění, je beton. (Ferda, 2015, s. 15)

5.4 Radiační ochrana pracovníků na skiagrafickém pracovišti

Při expozici, by se radiologičtí asistenti neměli zdržovat ve vyšetřovně, pokud to není nezbytně nutné. V některých případech se může stát, že je potřeba pacienta přidržen, např. při přidržování dětí nebo v některých akutních situacích. Primárně by měl být přidržující osobou rodič nebo jiný doprovod až jako poslední možnost je volen přidržující osobou radiologický asistent. Přidržující osoba musí být vybavena ochranou zástěrou a musí být řádně poučena o rizicích. (Súkupová, 2018, s. 200)

Pro radiologické asistenty na skiagrafickém pracovišti platí limit 20 mSv/rok, jejich efektivní dávky však většinou nepřekročí ani 1 mSv/rok. (Súkupová, 2018, s. 200)

5.5 Osobní monitorování – dozimetrie

Úkolem dozimetrie je kontrola, zdali nedošlo k překročení limitu osobního dávkového ekvivalentu (50 mSv/rok), osobního dávkového ekvivalentu na kůži (500 mSv/rok) a jestli nedošlo k překročení vyšetřovací úrovně na pracovišti. (Seidl, 2012, s. 95)

Pro pracovníky kategorie A se zajišťuje dozimetrie. Osobní dozimetr je u pracovníků umístěn na standartním místě – vpředu vlevo na hrudníku, zevně na pracovním oděvu. Osobní dozimetr musí zaznamenávat všechny druhy záření, které mohou pracovníka zevně ozářit. Vyhodnocování dozimetrů probíhá jednou za měsíc a provádí jej oprávněná dozimetrická služba. Pokud by došlo k podezření, že nastalo jednorázové ozáření pracovníka nebo v případě nehody, vyhodnocuje se osobní dozimetr okamžitě. (Seidl, 2012, s. 95)

5.6 Limity ozáření

Limity jsou stanoveny pro obecnou populaci, pro žáky a studenty a pro pracovníky se zářením. (Súkupová, 2018, s. 25)

5.6.1 Obecné limity pro obyvatele

„Pro obyvatele jsou stanovené obecné limity z ozáření ze všech povolených nebo registrovaných činností:

- a) *pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 1 mSv/rok,*
- b) *pro ekvivalentní dávku v oční čočce 15 mSv/rok,*

c) *pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm² kůže 50 mSv/rok bez ohledu na velikost ozářené plochy,*“

(SÚJB, Nové atomové právo, 422/2016 Sb. - Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje §3, s. 6619).

5.6.2 Limity pro radiačního pracovníka

„Pro radiačního pracovníka musí být použity limity pro omezení profesního ozáření a jsou:

a) *pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 20 mSv/rok, nejvýše 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv za jeden kalendářní rok,*

b) *pro ekvivalentní dávku v oční čočce 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv v jednom kalendářním roce,*

c) *pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm² kůže 500 mSv/rok bez ohledu na velikost ozářené plochy,*

d) *pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky 500 mSv/rok,*“

(SÚJB, Nové atomové právo, 422/2016 Sb. - Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje §4, s. 6619-6620).

5.6.3 Limity pro žáka a studenta

„Pro žáka a studenta ve věku od 16 do 18 let, kteří jsou povinni v průběhu svého studia pracovat se zdrojem ionizujícího záření, limity jsou:

a) *pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 6 mSv/rok,*

b) *pro ekvivalentní dávku v oční čočce 15 mSv/rok,*

c) *pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm² kůže 150 mSv/rok bez ohledu na ozářenou plochu,*

d) *pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky 150 mSv/rok,*“

(SÚJB, Nové atomové právo, 422/2016 Sb. - Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje §5, s. 6620).

5.7 Kategorizace pracovišť

U pracoviště, kde se pracuje se zdroji ionizujícího záření, je nezbytná kategorizace pracovišť. Kategorizace se dotýká i pracovišť přechodných – např. s pojízdnými RTG přístroji, jen v době, kdy se na nich používají zdroje záření. Pracoviště se dělí na jednotlivé kategorie dle rizika ohrožení na zdraví a životního prostředí ionizujícím zářením. (Rozlívka, 2017, s. 59)

5.7.1 Pracoviště 1. kategorie

- pracoviště s kostním denzitometrem,
- pracoviště s drobnými typově neschválenými zdroji ionizujícího záření,
- pracoviště s indikačním nebo měřícím zařízením obsahujícím uzavřený radionuklidový zdroj, na kterém při radiační činnosti není třeba vymezení kontrolovaného pásma,
- pracoviště s technickým rentgenem, u kterého není nutné vymezení kontrolovaného pásma,
- pracoviště s veterinárním, zubním nebo kabinovým rentgenovým zařízením.

(Rozlívka, 2017, s. 60)

5.7.2 Pracoviště 2. kategorie

- pracoviště s jednoduchým zdrojem ionizujícího záření, které není pracovištěm 1. kategorie,
- pracoviště s mobilním defektoskopem s uzavřeným radionuklidovým zdrojem,
- pracoviště s mobilním ozařovačem s uzavřeným zdrojem,
- pracoviště s indikačním nebo měřícím zařízením obsahujícím uzavřený radionuklidový zdroj, na kterém charakter radiační činnosti vyžaduje vymezení kontrolovaného pásma,
- pracoviště s rentgenovým zařízením pro radiodiagnostiku nebo pro radioterapii, kromě kostních denzitometrů, kabinových, zubních a veterinárních RTG zařízení,
- pracoviště s kompaktním mimotělovým ozařovačem krve s uzavřeným radionuklidovým zdrojem. (Rozlívka, 2017, s. 60)

5.7.3 Pracoviště 3. kategorie

- pracoviště s urychlovačem částic, pokud není v povolení k provozu pracoviště nebo povolení k nakládání s těmito ozařovači stanoveno jinak,
- radioterapeutické pracoviště se zařízením obsahujícím uzavřený radionuklidový zdroj klasifikovaný jako významný zdroj,
- pracoviště se stacionárním radionuklidovým ozařovačem nebo jiným stacionárním zařízením obsahujícím uzavřené radionuklidové zdroje, který je významným zdrojem,
- pracoviště se stacionárním průmyslovým ozařovačem určeným k ozařování potravin, předmětů běžného užívání nebo jiných materiálů,
- pracoviště pro těžbu a zpracování uranové rudy. (Rozlívka, 2017, s. 60)

5.7.4 Pracoviště 4. kategorie

- jaderné zařízení,
- úložiště radioaktivních odpadů,
- pracoviště s otevřenými zdroji, jež nelze zařadit do kategorie nižší,
- sklad vyhořelého jaderného paliva. (Rozlívka, 2017, s. 60)

5.8 Kategorizace radiačních pracovníků

Podle možné míry zdravotního rizika, které je spojeno s ionizujícím zářením, se radiační pracovníci řadí do dvou skupin – z důvodu monitorování a lékařského dohledu.

5.8.1 Pracovník kategorie A

„Jedná se o pracovníky starší 18 let, kteří by mohli obdržet:

- *efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně,*
- *ekvivalentní dávku vyšší než 15 mSv na oční čočku, nebo*
- *ekvivalentní dávku vyšší než 3/10 limitu ozáření pro kůži a končetiny,“ (Seidl, 2012, s. 98).*

„U pracovníků kategorie A musí být zajištěno:

- *osobní monitorování a vyhodnocování v pravidelných měsíčních intervalech,*
- *preventivní lékařské prohlídky,*
- *pravidelné proškolení a přezkušování z předpisů radiační ochrany,“ (Seidl, 2012, s. 98).*

5.8.2 Pracovník kategorie B

Radiační pracovníci, kteří nejsou zařazeni do kategorie A. V kontrolovaném pásmu může pracovat pouze radiační pracovník kategorie A. (Seidl, 2012, s. 98)

5.9 Kontrolované a sledované pásmo

5.9.1 Kontrolované pásmo

Na pracovištích, kde se pracuje se zdroji ionizujícího záření, se vymezuje kontrolované pásmo všude tam, kde by efektivní dávka mohla převýšit 6 mSv za rok nebo kde by ekvivalentní dávka mohla být vyšší než 0,3 limitu ozáření pro kůži a končetiny a kde by ekvivalentní dávka pro oční čočku byla vyšší než 15 mSv za rok. (Rozlívka, 2017, s. 88)

Kontrolované pásmo se vymezuje jako ucelená a jednoznačně určená část pracoviště, zpravidla je stavebně oddělená a zajištěná tak, aby sem nepovolané osoby měli přístup zakázán. Kontrolované pásmo je nutné vyznačit na vchodech nebo ohraničení znakem radiačního nebezpečí a upozorněním *„Kontrolované pásmo se zdroji ionizujícího záření, vstup nepovolaným osobám zakázán“*. (Seidl, 2012, s. 98)

5.9.2 Sledované pásmo

Sledované pásmo se vymezuje tam, kde se očekává, že by efektivní dávka mohla převýšit 1 mSv za rok nebo kde by ekvivalentní dávka mohla být za rok vyšší než 0,1 limitu ozáření pro radiační pracovníky pro oční čočku, kůži a končetiny. Jinak řečeno sledované pásmo je

všude tam, kde se předpokládá, že by mohlo dojít k překročení některého z obecných limitů. (Seidl, 2012, s. 99)

Sledované pásmo se vymezuje jako ucelená a jednoznačně určená část pracoviště, zpravidla stavebně oddělená. Na vchodech nebo ohraničení je vyznačeno znakem radiačního nebezpečí a upozorněním „*Sledované pásmo se zdroji ionizujícího záření, vstup nepovolaným osobám zakázán*“. (Rozlívka, 2017, s. 90)

5.10 Snímkování dětských pacientů

Z důvodu radiační ochrany je nutné, aby se u dětských pacientů důkladně zvažila indikace k vyšetření. U vyšetření, které potřebuje zdroj ionizujícího záření, musí převyšovat získané informace nad riziky spojenými s použitím. Pokud je nezbytné, aby byla využita RTG modalita, musíme snížit dávku tak, jak je to rozumně dosažitelné. RTG snímky musí být přesné, aby se nemusely opakovat. Obzvláště u dětí je velmi důležité správné clonění primárního svazku a neopomenutí užití ochrany gonád. Vyšetření dětí požaduje specifický přístup laborantů i lékařů. V případě, že dítě není schopné podstoupit vyšetření samo, lze, aby ho přidržela zdravotní sestra nebo jiný doprovod. Pokud by to bylo nezbytné, může dítě přidržet i radiologický asistent. (Seidl, 2012, s. 73)

Lékařské ozáření u skiagrafického vyšetření dětí do 3 let musí být s indikací posuzovanou lékařem – radiologem. (Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2019, s. 11)

5.11 Snímkování těhotných žen

U těhotných žen se RTG vyšetření smí provádět pouze v neodkladných případech nebo z porodnické indikace. V ostatních případech, kdy se vyšetření týká oblasti břicha nebo malé pánve, by se mělo odložit. Vyšetřování jiných oblastí těla lze provádět se zvýšenou pozorností, využít stínící ochranné pomůcky a snížit maximálně radiační zátěž. (Rozlívka, 2017, s. 52)

Lékařské ozáření u skiagrafického vyšetření těhotných žen musí být s indikací posuzovanou lékařem – radiologem. (Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2019, s. 11)

6 ARCHIVACE DAT

Management dávek v tomto kontextu znamená metody získávání, analýzy a uchovávání dávkových dat z RTG výkonů. (Súkupová, 2018, s. 211)

Stanovení dávek pacientům probíhá na základě zaznamenaných údajů o lékařském ozáření. Pomocí fyzikálně-technických parametrů je stanovena hodnota veličiny, díky které můžeme hodnotit dávku pacientům, například porovnáním s příslušnou diagnostickou referenční úrovní. (Súkupová, 2018, s. 211)

Hodnocení dávek pacientům znamená, že se posuzuje, jestli poskytovatel zdravotních služeb vyhovuje diagnostickým referenčním úrovním. (Súkupová, 2018, s. 211)

V některých případech je znalost dávky velice důležitá, např. při ozáření těhotných žen, kdy může dojít k poškození plodu. (Súkupová, 2018, s. 211)

6.1 PACS

Pro archivaci a distribuci dat v digitální obrazové formě slouží PACS⁸. Tento systém dokáže dlouhodobě uchovávat digitální obrazy a zároveň je umožňuje odesílat na příslušná pracoviště, kde s nimi mohou dále manipulovat. Manipulace neznamená si je pouze prohlížet, ale dovoluje je i porovnávat se starší dokumentací, měnit okna zobrazení, měření vzdáleností, úhlů, doplnění obrazů o text či grafiku. Obrazovou dokumentaci je možné posílat v digitální podobě i mezi jednotlivými zdravotnickými zařízeními, které jsou PACS vybaveny. Nejčastěji to probíhá přes zabezpečenou komunikaci po internetu nebo vypálením obrazové dokumentace na CD či DVD. (Heřman, 2014, s. 32)

6.2 DICOM standard

DICOM⁹ jedná se o standard pro zobrazování, přenos a uchovávání medicínských dat pořízených zobrazovacími modalitami. Jednotlivým zobrazovacím modalitám dovoluje tento standard začleňovat se do PACS systémů. Každý získaný nebo naměřený obraz je ukládán v digitální formě do DICOM souborů s hlavičkou, v níž jsou uschovány potřebné informace o provedeném vyšetření. (Súkupová, 2018, s. 212)

⁸ Picture Archiving and Communication Systems

⁹ Digital Imaging and Communication in Medicine

6.3 Referenční úrovně

Pro management dávek na národní úrovni a pro jejich optimalizaci na místní úrovni jsou používány diagnostické referenční úrovně (DRÚ). V rámci lékařského ozáření se DRÚ používají při diagnostických postupech, při nichž se nepředpokládá jejich překročení, pokud se jedná při vyšetření o standardního pacienta. (Súkupová, 2018, s. 218)

Existují dva druhy DRÚ:

- Místní DRÚ (MDRÚ) – stanovuje se jako průměrná hodnota středních dávek z jednotlivých vyšetřoven a přístrojů.
- Národní DRÚ (NDRÚ) – reprezentativní vzorek pracovišť se stanovuje jako třetí kvartil MDRÚ. (Súkupová, 2018, s. 218)

MDRÚ pro daný typ RTG výkonu je jedno číslo zastupující poskytovatele zdravotnických služeb jako celek. Pokud by docházelo k neustálému překračování MDRÚ, provede se místní šetření a přijmou se nápravná opatření. Dojde-li k převýšení MDRÚ nad NDRÚ, zjistí se příčiny a fakt, jestli je možné dávky snížit např. optimalizací. Jestliže je praxe optimalizována a dávky snížit nelze, je nutné, aby zdravotnické zařízení zdůvodnilo, z jakého důvodu je MDRÚ vyšší než NDRÚ. (Súkupová, 2018, s. 219)

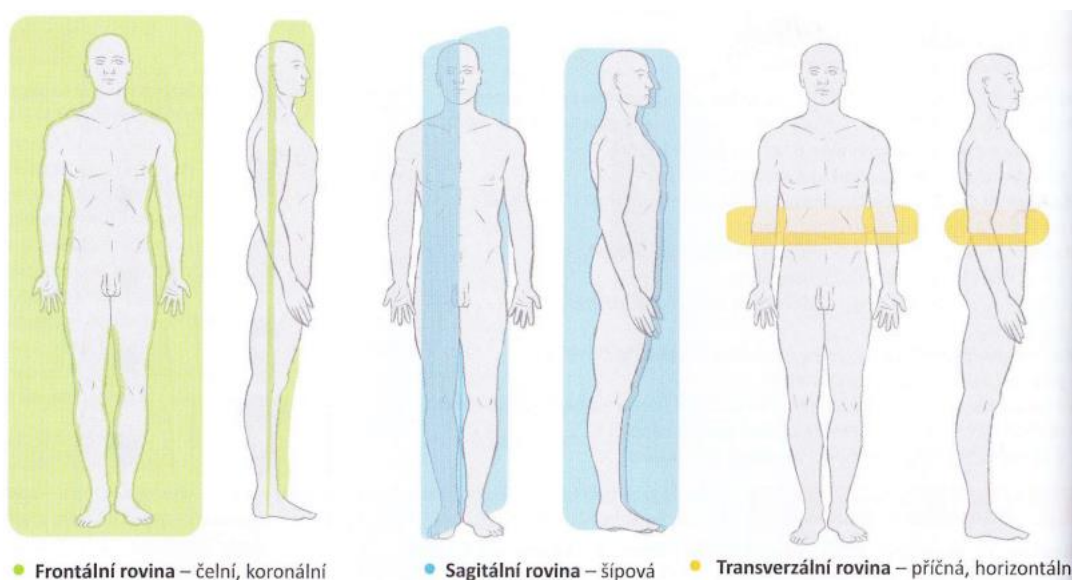
7 ANATOMIE HODNOTITELNÁ PŘI SNÍMKU HRUDNÍKU

7.1 Roviny a směry lidského těla

Orientaci na lidském těle usnadňuje zavedený systém rovin a směrů. Lidské tělo je popisováno v základní anatomické poloze, což je vzpřímený stoj s horními končetinami podél těla s dlaněmi dopředu. Tělo dělíme třemi základními rovinami, které jsou na sebe vzájemně kolmé.

- Frontální rovina** – prochází rovnoběžně s čelem, rozděluje tělo na přední a zadní část.
 - Sagitální rovina** – označuje svislou rovinu, její střední část se nazývá mediánní rovina – rozděluje tělo na dvě symetrické poloviny (levou a pravou).
 - Transverzální rovina** – označuje horizontální rovinu, dělí tělo na horní a dolní část.
- (Havlíček, 2019, s. 11)

Základní anatomická poloha a roviny lidského těla jsou vyobrazeny na obrázku 5.



Obrázek 5 - Roviny lidského těla (Hudák, 2017, s. 8)

7.2 Hrudní kost – Sternum

Plochá kost, která je snadno hmatatelná pod kůží na přední straně hrudníku. Tvoří ji tři části: horní – mnohohranná rukojeť (manubrium sterni), střední největší část – tělo (corpus sterni) a dolní část – mečovitý výběžek (processus xiphoideus). Části jsou k sobě spojeny pomocí chrupavek. Na stranách hrudní kosti jsou zářezy. Sternoklavikulární klouby jsou zde pro spojení klíční kosti a zářezů (incisura claviculares) nahoře při manubriu. Směrem dolů pokračují jednotlivá žebra. (Naňka a Elišková, 2015, s. 24, 35; Hudák a Kachlík, 2017, s. 41).

7.3 Žebra – Costae

Lidské tělo je tvořeno dvanácti páry žeber. Prvních sedm párů jsou tzv. pravá žebra (*costae verae*), která jsou pomocí chrupavky sklobena přímo s hrudní kostí. Osmý až desátý pár jsou tzv. nepravá žebra (*costae spuriae*), protože jsou navzájem sklobena chrupavkou s předchozím žebrem a připojují se k poslednímu pravému žebru. Poslední dva páry jsou tzv. volná žebra (*costae fluctuantes*), mají ostré přední okraje a končí volně mezi svaly. (Hudák a Kachlík, 2017, s. 41)

Žebro se skládá z hlavičky (*caput costae*), krčku (*collum costae*) a těla (*corpus costae*). Tělo je zahnuté a ventrálně přechází v chrupavčitou část. Při dýchání zahnutí umožňuje zvětšení objemu hrudníku. Žebro je spojeno s páteří na dvou místech pomocí kloubu. Mezery mezi jednotlivými žebry se nazývají mezižební prostory. (Naňka a Elišková, 2015, s. 25; Hudák a Kachlík, 2017, s. 41).

Spojením hrudní kosti, žeber a hrudních obratlů vznikne hrudní koš. (Havlíček, 2019, s. 35)

7.4 Průdušnice – Trachea

Dýchací trubice, která je dlouhá asi 10 cm, navazuje na hrtan (*larynx*), k němuž je připojena pomocí vazy (*ligamentum cricotracheale*). Na přední straně průdušnice jsou chrupavky (*tracheales*), které spojují vazy (*ligamenta anularia*). Jícen je uložen za průdušnicí, před ní jsou odstupující tepny z oblouku aorty. Zakončení průdušnice je rozvětvením na pravou a levou průdušku (*bronchus principalis dexter et sinister*). (Havlíček, 2019, s. 65)

7.5 Průdušky – Bronchi

Průdušky vznikají rozdělením průdušnice (*bifurcatio tracheae*) a vytváří průduškový strom (*arbor bronchialis*). V plicích se průduškový strom dále větví a dochází k postupnému ztenčení stěn, až vzniknou plicní sklípky (*alveoly*). (Hudák a Kachlík, 2017, s. 215)

7.6 Plíce – Pulmones

Jedná se o párový orgán, který je pokrytý poplicnicí. Jsou uloženy v hrudníku laterálně od mediastina. Plicní tkáň tvoří průduškový strom, vymezeným vazivem, cévami, nervy a mízními uzlinami. Plíce jsou členěny na plicní laloky, které jsou ventilovány lalokovými průduškami a na bronchopulmonální segmenty, které jsou ventilovány segmentálními průduškami a zásobeny větvemi plicní tepny. Pravá plíce je tvořena třemi laloky a levá dvěma. Pravá plíce má 10 segmentů, levá většinou 9. (Hudák a Kachlík, 2017, s. 216)

Na plíci se dají rozeznat tyto části: plicní hrot (apex pulmonis), plicní základna (basis pulmonis), ta nasedá na bránici, plicní branka (hilum pulmonis), místo pro vstup cév, nervů a průdušky, plicní stopka (radix pulmonis), jde o soubor cév, nervů a průdušky vstupující do branky. (Hudák a Kachlík, 2017, s. 216).

7.7 Mezihrudí – Mediastinum

Mezi levým a pravým plicním lalokem se nachází štěrbina zvaná mediastinum. Zadní stěnu tvoří páteř, přední hrudní kost a dolní částí je bránice. Je vyplněno řídkým vazivem a orgány: průdušnicí, průduškami, jícnem, srdcem, vzestupnou aortou, obloukem aorty, dolní a horní dutou žílou, nervovými pleteněmi, bloudivými nervy a v dětství brzlíkem (thymus). V okolí je velký počet lymfatických uzlin a cév. Po levé zadní straně jde hrudní mízovod (ductus thoracicus). (Havlíček, 2019, s. 67)

7.8 Srdce – Cor

Hlavním orgánem kardiovaskulárního systému je srdce. Je uloženo ve středním dolním mediastinu za hrudní kostí. Srdeční osa spojuje ústí horní duté žíly se srdečním hrotem a směřuje šikmo doleva, dopředu a dolů. Je složeno ze čtyř dutin oddělených přepážkami a chlopněmi. Klinicky a funkčně ho dělíme na pravé a levé srdce. Na povrchu je kryto nepružným vakovitým obalem – osrdečnickem (perikard), ten je složený ze dvou listů, mezi kterými je serózní tekutina (15-50 ml) usnadňující pohyb srdce. Hmotnost srdce je 230-340 g. (Hudák a Kachlík, 2017, s. 266)

Na srdci rozlišujeme základní části: hrot srdeční (apex cordis), základnu srdeční (basis cordis). Plochy: přední plocha (facies anterior), dolní plocha (facies inferior), plochy v oblasti pravé a levé síně (facies pulmonalis dextra et sinistra). Okraje: pravý ostrý okraj srdce (margo dexter), levý oblý okraj srdce (margo sinister). Srdeční dutiny: pravá síň (atrium dextrum), levá síň (atrium sinistrum), pravá komora (ventriculus dexter), levá komora (ventriculus sinister). (Hudák a Kachlík, 2017, s. 267)

7.9 Bránice – Diaphragma

Sval tvořící přepážku mezi hrudní a břišní dutinou. Je tvořena třemi svalovými částmi (pars lumbalis, pars costalis, pars sternalis), ty jsou spojeny pomocí vazivového šlašitého středu (centrum tendineum). Na okraji jednotlivých částí se nacházejí malá vazivová políčka (trigonum sternocostale a trigonum lumbocostale). Bránice tvoří dvoukopolovitou klenbu vpravo do 4. mezižebří a vlevo do 5. mezižebří. U nádechu se klenby oplošťují a centrum

tendineum kaudálně klesá, což zajistí zvětšení nitrohruďního objemu. Bránice je hlavní nádechový sval. (Hudák a Kachlík, 2017, s. 127)

7.10 Jícen – Oesophagus

Trubicovitý svalový orgán, který je dlouhý asi 25 cm, spojuje hltan a žaludek. Prochází krkem, hrudníkem a končí v dutině břišní. Má na sobě několik zúžení a zakřivení. Svalovina, která tvoří horní 1/3 jícnu je příčně pruhovaná, střední 1/3 je smíšená a dolní 1/3 je hladká. (Hudák a Kachlík, 2017, s. 185)

8 INDIKACE K RTG VYŠETŘENÍ HRUDNÍKU

Nejčastěji používanou diagnostickou metodou zůstává prostý snímek hrudníku, i když došlo k rozvoji nových moderních digitálních technologií. (Vomáčka, 2015, s. 83)

8.1 Prostý snímek měkkotkáňových struktur hrudníku

Prostý (nativní) snímek hrudníku (srdce a plic) je prvotní volbou při podezření na některé plicní onemocnění, ale je součástí i předoperačního vyšetření či přípravou na endoskopické vyšetření. Využívá se i jako vstupní vyšetření při přijímání zaměstnanců do pracovního poměru. (Vomáčka, 2015, s. 83)

Na prostém snímku hrudníku hodnotíme obě plicní křídla a jejich rozvinutost, v jakém stavu je plicní parenchym a plicní hily. Na podkladu plicní kresby můžeme pozorovat větvení plicních tepen a plicní žíly. Sledujeme siluetu srdečního stínu a kontury mediastina, tvar bránice a přítomnost pleurální tekutiny. Případně můžeme posuzovat, jakou polohu zaujímá centrální žilní katetr, tracheální rourka, kardiostimulátor nebo hrudní drén. Klasifikovat lze také kostní struktury hrudníku. (Malíková, 2019, s. 80, 81; Seidl, 2012, s. 124, 125)

8.2 Prostý snímek kostních částí hrudníku

Nativní snímkování kostí a kloubů je jedna z nejčastěji používaných metod vyšetření. Snímky jsou levnou a snadno přístupnou variantou. Pomocí vyšetření můžeme určit diagnózu traumat, nebo objevit degenerativní, zánětlivé a další změny skeletu. (Heřman, 2014, s. 82)

VÝZKUMNÁ (PRAKTICKÁ) ČÁST

Za hlavní cíl výzkumné části bakalářské práce považuji zjištění průměrné efektivní dávky při rentgenovém vyšetření hrudníku v současnosti pro vybraný soubor (kohortu) pacientů, kteří museli splnit následující kritéria:

- osoba starší 18 let,
- vyšetření hrudníku (srdce a plic) PA vstoje.

Dílčím cílem výzkumné části je následné porovnání průměrné efektivní dávky kohorty s efektivní dávkou pro dané vyšetření, která je uvedena v jednotlivých studiích a komparace zjištěné plošné kermy s místními radiologickými standardy krajské nemocnice.

První studií je dokument „Referral Guidelines for Imaging“ koordinovaný v roce 2000 Evropskou komisí.

Druhým dokumentem je „Výzkum ozáření populace a optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření,“ kterou vytvořil v letech 2010-2014 Státní ústav radiační ochrany v. v. i.

Třetí výzkum je publikace pana doktora Bushberga: „The essential physics of medical imaging.“ Práci uveřejnil v roce 2011.

9 METODIKA VÝZKUMNÉ (PRAKTICKÉ) ČÁSTI

Jedná se teoreticko-výzkumnou práci, u níž byla data, z radiodiagnostického oddělení nemocnice krajského typu, získána a dále zpracovávána pomocí retrospektivního šetření.

Hlavním cílem výzkumné části bakalářské práce bylo zjistit průměrnou efektivní dávku při rentgenovém vyšetření hrudníku (vyšetření srdce a plic) vstoje PA. Dílčím cílem bylo následné porovnání zjištěné průměrné efektivní dávky s efektivní dávkou pro dané vyšetření uvedené v jednotlivých studiích a komparace plošné kermy s místními radiologickými standardy nemocnice krajského typu.

Pro vypočítání dopadové kermy a kvalifikovaného odhadu průměrné efektivní dávky při snímku hrudníku byl proveden náhodný sběr dat, který probíhal v průběhu roku 2021. Při zařazování do zkoumaného souboru bylo zjištěno, jestli se jedná o dospělého pacienta a zda byl na vyšetření hrudníku provedeném vstoje PA. Pokud pacient splnil obě tyto podmínky, mohl se stát součástí výzkumu a vznikl soubor 205 vyšetřených dospělých pacientů (114 mužů a 91 žen). Bohužel o pacientech nevíme, jaké byli tělesné konstituce, což mohlo výslednou dávku poměrně ovlivnit.

Předpokladem bylo:

1. Průměrná efektivní dávka ze všech studií, které proběhly v roce 2000, 2010-2014 a v roce 2011 bude vyšší než průměrná efektivní dávka námi zkoumaného souboru.
2. Plošná kerma místních radiologických standardů krajské nemocnice bude shodná s efektivní dávkou námi zkoumaného souboru.
3. V závislosti na pohlaví se budou hodnoty dopadové kermy lišit.

Veškeré údaje, které byly v průběhu výzkumu zjištěny, jsou k nahlédnutí v přílohách A, B, C a D na konci práce.

9.1 Vyžádání radiologického vyšetření

K radiologickému vyšetření je nutné mít žádanku, kterou vyplňuje indikující lékař. Na žádance musí být uvedeny základní údaje pacienta (jméno, rodné číslo, bydliště), které jsou důležité pro identifikaci a následně pro archivaci vyšetření. Potřebné je také uvést číslo zdravotní pojišťovny, číslo diagnóz podle mezinárodní klasifikace nemocí, razítko a podpis lékaře, aby mohlo být vyšetření vykázáno zdravotní pojišťovně. Dále nesmí chybět klinické údaje – požadovaný druh a oblast vyšetření, anamnéza, klinické a laboratorní nálezy. Žádanka je základním zdrojem nezbytných údajů, bez ní by nebylo možné provést vyšetření. (Heřman, 2014, s. 13)

9.2 Dodržení požadavku indikujícího lékaře

Někteří pacienti občas nejsou schopni splnit požadavky nutné pro snímek, který indikoval lékař. Pacientovi je např. nevolno, nedokáže vydržet stát při snímku vstoje, nespolupracuje nebo se jeho stav zhoršil. Jinak řečeno nelze provést snímek, tak jak stanovil lékař. Pokud není pacient osnímkován přesně podle dané indikace, je nutné, aby bylo na žádance uvedeno, proč tak nebylo učiněno a na snímku přesně vyznačeno, jak byl snímek proveden. Komunikace mezi lékařem a radiologickým asistentem je v tomto případě nutností, aby nedocházelo k případným nedorozuměním nebo diagnostickým omylům. Radiologický asistent musí správně vyhodnotit situaci při příchodu pacienta na vyšetření, nikoliv se striktně řídit žádankou indikujícího lékaře. (Parlament České republiky, 2011, s. 4828; Kolektiv autorů, 2015, s. 49)

9.3 Nedostatky při snímkování

Při snímkování pacientů mohou nastat různá pochybení, která vznikají v důsledku lidského omylu, nespolupráce pacientů nebo chybou přístroje.

9.3.1 Opakování snímků

Při vyšetřování pacientů může být kvalita zobrazení vyšetření nedostatečná. Lékař se specializovanou způsobilostí tak může rozhodnout o jeho opakování. V případě opakování musí být vše zaznamenáno a odůvodněno. Zpětně ze záznamů je pak prováděna analýza příčin opakování a dojde k nápravným opatřením, aby se počet opakovaných vyšetření snížil. (Kolektiv autorů, 2015, s. 50)

9.3.2 Radiologická událost (RU)

Jedná se o nezáměrnou událost při lékařském ozáření, která způsobuje chybné ozáření pacienta. Může se stát, že takovéto ozáření vznikne chybnou obsluhou nebo selháváním přístroje. Pokud tato chyba nastane a zjistí se dřív, než pacient podlehne lékařskému ozáření, pak se jedná o potenciální RU. Pokud se chyba před ozářením pacienta nezjistí, pak se jedná o radiologickou událost (chybné ozáření pacienta).

Konkrétně v radiodiagnostice mohou nastat následující případy:

- ozáření mnohonásobně vyšší než potřebné,
- ozáření jiného pacienta – vzniklé záměnou,
- ozáření jiné tkáně či orgánu, než bylo plánováno,
- při vyšetřování těhotné ženy ozáření zárodku nebo plodu přímým svazkem, které nebylo indikováno.

Dle míry závažnosti jsou RU klasifikovány do tří kategorií – A, B nebo C, což stanovuje Vyhláška 422 § 81. Kategorie A a B je považována za závažnou radiologickou událost, předpokládá se u nich projev nežádoucích účinků. U RU kategorie A musí být SÚJB neprodleně informován o jejím vzniku, ihned po jejím zjištění. V případě RU kategorie B musí být provedeno oznámení SÚJB nejpozději do 3 měsíců, od zjištění RU. (Horáková, 2018)

9.4 Obecné zásady při snímkování

Skiografie neboli snímkování se řídí obecnými zásadami, které platí již několik desítek let. V dnešní době se používají projekce, jejichž způsoby provedení jsou obecně známé. Velké množství projekcí se už nevyužívá, neboť byly nahrazeny modernějšími a přesnějšími vyšetřovacími postupy (např. CT, MR). (Vomáčka, 2015, s. 36)

9.4.1 Značení projekcí podle průběhu centrálního paprsku

V závislosti na průběhu centrálního paprsku rozeznáváme sagitální, bočné, axiální a šikmé projekce. Bočný snímek můžeme zhotovit pravý nebo levý, záleží, kterým bokem naléhá vyšetřovaný na detektor (kazetu). Šikmé projekce – rozeznáváme pravé, levé, přední nebo zadní, dle natočení těla. V dnešní době se šikmé snímky využívají jen při specializovaných postupech vyšetření (např. vyšetřování páteře, snímkování rukou, kosti člunkové, nohou). Centrální paprsek u většiny projekcí směřuje kolmo na střed detektoru (kazety). U některých projekcí se paprsek sklápí, ale i tak směřuje na střed detektoru (kazety). (Vomáčka, 2015, s. 36)

9.4.2 Stranové označování snímků

Před uložením snímků musí být dodržena určitá pravidla stranového označování. Na snímku musí pacient stát proti popisujícímu, u bočných a šikmých projekcí označujeme písmenem stranu naléhající na detektor. Na snímek umístíme písmenko P (pravá strana) a L (levá strana) tak, aby nezakrývaly důležité struktury, byly správně čitelné a při okraji snímku. (Vomáčka, 2015, s. 36)

9.5 Nastavení parametrů RTG záření při snímkování

Při RTG diagnostice je zapotřebí mít nastavené optimální hodnoty X záření. U rentgenky se v elektrickém obvodu regulují dva základní parametry.

9.5.1 Anodové napětí (U)

Stanovuje maximální i střední energii fotonů konečného RTG záření (jeho „tvrdość“). V praxi má anodové napětí široké rozmezí cca 20-200 kV. Podle druhu zobrazovaných struktur

rozlišujeme měkké záření (např. mamografické vyšetření¹⁰) při nižším napětí a tvrdé záření (např. snímek plic) při vyšším napětí. (Seidl, 2012, s. 34)

9.5.2 Anodový proud, expozice (mAs)

Určuje intenzitu RTG záření, které je emitováno rentgenkou. Mírou nažhavení katody lze anodový proud regulovat. Pokud nažhavíme vlákna katody více, je emitován větší počet elektronů, rentgenkou protéká vyšší proud a stoupá i intenzita RTG záření. Průměrný proud rentgenky je v rozmezí 1-200 mA. (Seidl, 2012, s. 34)

Kvalitu RTG snímků a radiační zátěž pacienta určuje celkové množství fotonů RTG záření (expozice). Kvalita je určena součinem anodového proudu rentgenky (mA) a expozičního času (s), jednotkou je „miliampér-sekundy“ (mAs). Při běžném skiografickém snímkování měkkých tkání se používá expozice 2-6 mAs a pro snímky skeletu 20-80 mAs. (Seidl, 2012, s. 34)

9.5.3 Automatická expoziční kontrola (AEC)

Funguje na základě předvolení určitého množství RTG záření, které má snímkovanou strukturou projít, po jeho dosažení se elektronicky vypne anodové napětí v generátoru a tím se ukončí expozice. Tok prošlého RTG záření je u AEC monitorován pomocí ionizačních komůrek, jež jsou umístěny za kazetou s filmem nebo za flat-panelem. (Seidl, 2012, s. 34)

9.6 Snímkování hrudníku

Snímek hrudníku je jedním z nejčastěji prováděným zobrazovacím vyšetřením. Jedná se o vyšetření, které rychle poskytuje významné klinické informace, při nízkých nákladech a nízké radiační zátěži. (Drzezo, 2019, s. 4)

9.6.1 Postup při snímkování srdce+plíce PA vstoje

Nejčastější indikace:

- plicní onemocnění,
- pneumotorax¹¹, výpotky na plicích, atelektáza¹²,
- předoperační vyšetření.

Příprava pacienta před vyšetřením:

- aktivní identifikace,

¹⁰ Zobrazení prsní žlázy pomocí mamografu

¹¹ Nahromadění plynu v pleurální dutině

¹² Nevzdušnost plicní tkáně

- dotaz u žen ve fertilním věku na možnost těhotenství,
- pacient si v kabině odloží oděv od pasu nahoru, z oblasti zájmu je nutné odstranit veškeré kovové nebo jinak kontrastní předměty (např. řetízek),
- pacienta informujeme o průběhu vyšetření (délce trvání, o případné nutnosti spolupráce atd.),
- k ochraně nevyšetřovaných částí těla pacienta použijeme ochranné pomůcky.

Poloha pacienta (znázorňuje Obrázek 6):

- pacient stojí hrudníkem k vertigrafu, k němuž je přitisknutý,
- ramena jsou vytočena vpřed.

Centrace:

- směr centrálního paprsku je kolmo na střed hrudníku – průsečík dolních úhlů lopatek a TH5.

Parametry pro zobrazení:

- vzdálenost mezi receptorem a ohniskem je 150-200 cm,
- napětí – 125kV,
- ohnisko – velké,
- expoziční čas <20ms,
- protirozptylová mřížka – ano.

Povel pacientovi:

- nehýbat se, nadechnout a nedýchat (proběhne expozice), dýchejte si.

Kritéria zobrazení:

- snímek nesmí být rozdýchán,
- na snímku je zachycen celý hrudník od hrotů plic po zevní úhly bránice, laterálně včetně žebér.



Obrázek 6 - Snímek srdce + plíce PA vstoje

9.7 Veličiny důležité pro porovnání radiační zátěže vyšetřených pacientů

Pro porovnání radiační zátěže pacientů mého souboru a publikovaných studií je nezbytné stanovit průměrnou efektivní dávku. Můžeme pak srovnávat jednotlivé dozimetrické veličiny mezi sebou.

9.7.1 Kerma¹³ (K)

Kerma neboli kinetická energie uvolněná v materiálu. Jde o součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic, které se uvolnily v důsledku interakce částic ionizujícího záření v uvažovaném objemu látky o hmotnosti Δm . U veličiny kerma je nutné specifikovat, k jaké látce se vztahuje (např. kerma ve vzduchu, anebo kerma v tkáni). Pomocí interakcí s látkovým prostředím kerma spíše vyjadřuje vlastnosti svazku záření.

Výpočet kermy pomocí vztahu (1):

$$K = \frac{\Delta E}{\Delta m} \text{ (Gy)} \quad (1)$$

kde,

E – kinetická energie IZ (J),

¹³ Kinetic energy released in material

m – hmotnost objemového elementu (kg). (Podzimek, 2013, s. 224, 226)

9.7.2 Dopadová kerma¹⁴ (K_i)

Veličina, která je definována jako kerma měřená volně ve vzduchu v ohniskové vzdálenosti, bez zpětného rozptylu. Dopadovou kermu lze vypočítat z výstupu rentgenové trubice, kde se výstup záření měří pomocí kalibrované ionizační komory.

Výpočet dopadové kermu ze vztahu (2):

$$K_i = Y_r \left(\frac{r}{FSD} \right)^2 P_{It} \text{ (Gy)} \quad (2)$$

kde,

Y_r – výtěžnost v definované vzdálenosti r od ohniska (mGy/mAs),

FSD – vzdálenost ohnisko kůže (cm),

P_{It} – součin proudu rentgenky a expozičního času (mAs).

(Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2015, s. 15)

9.7.3 Vstupní povrchová kerma¹⁵ (K_e)

Kerma, která je měřená v místě vstupu záření do pacienta i se započítáním zpětného rozptylu.

Výpočet ze vztahu (3):

$$K_e = K_i \cdot B \text{ (mGy)} \quad (3)$$

kde,

K_i – dopadová kerma (mGy),

B – faktor zpětného rozptylu. (Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2015, s. 15)

9.7.4 Plošná kerma¹⁶ (P_{ka})

Jedná se o dopadovou kermu v ploše. Veličina je shodná s DAP a KAP. Její hodnoty se měří pomocí DAP/KAP metru. Je vhodná pro měření množství záření dopadajícího na pacienta.

Vypočítá se pomocí vzorce (4):

¹⁴ Incident air kerma

¹⁵ Entrance air kerma

¹⁶ Air kerma-area product

$$P_{ka} = K_i \cdot S \text{ (mGy.cm}^2\text{)} \quad (4)$$

kde,

K_i – dopadová kerma (mGy),

S – plocha ozářeného pole (cm²). (American roentgen ray society, 2014, s. 566)

9.7.5 Ekvivalentní dávka (H_T)

Používá se na stanovení deterministických účinků. Jde o součin radiačního váhového faktoru W_R a střední absorbované dávky D v orgánu či tkáni. (Kolektiv autorů, 2019, s. 33)

Vypočítá se podle vztahu (5):

$$H_T = \Sigma W_R * D(Sv) \quad (5)$$

kde,

W_R – radiační váhový faktor (faktor, který zohlední, jaký druh IZ na člověka působí),

D – střední absorbovaná dávka v orgánu či tkáni (Gy). (Podzimek, 2013, s. 235, 236)

9.7.6 Efektivní dávka (E)

Zohledňuje citlivost orgánů na záření. Jedná se o součet jednotlivých ekvivalentních dávek v jednotlivých tkáních či orgánech a násobených tkáňovým váhovým faktorem W_T .

Vztah pro výpočet (6):

$$E = \Sigma W_T * H_T (Sv) \quad (6)$$

kde,

W_T – tkáňový váhový faktor,

H_T – ekvivalentní dávka (Sv). (Súkupová, 2013)

10 POSTUP VÝZKUMU

Všechna důležitá data o pacientech, kteří byli zařazeni do výzkumu, byla nalezena v databázi PACS a zpracována do přehledných tabulek, které jsou k nahlédnutí v přílohách A a B. Data byla zaznamenána do tabulky v Excelu, kde byly použity funkce tohoto programu k vypočítání potřebných hodnot – průměr, medián, modus, minimum a maximum. V tabulce jsou pacienti rozděleni na muže a ženy a hodnoty plošné kermy zaokrouhlené na dvě desetinná místa. V souvislosti s údaji v této tabulce byly vytvořeny grafy a sestavena přehledná tabulka pro porovnání získaných hodnot.

K porovnání s místními radiologickými standardy (MRS) byly též použity hodnoty plošné kermy, jelikož je tak oficiálně stanoveno. Z hodnot plošné kermy byl vypočítán průměr, který byl pro větší přesnost zaokrouhlen na tři desetinná místa. Následně mohl být s MRS porovnán a přehledně zaznamenán do grafu.

Komparace mezi pohlavím proběhla na veličině dopadová kerma. Její hodnota byla stanovena díky rozměrové analýze z průměru plošné kermy pro každé pohlaví zvlášť, což nám umožnilo provést porovnání mezi muži a ženami v grafu.

Jednotlivé studie a zkoumaný soubor byly porovnávány na základě efektivních dávek. V předešlém výpočtu byla stanovena dopadová kerma, díky níž pak mohla být pomocí programu PCXMC stanovena efektivní dávka, resp. kvalifikovaný odhad efektivní dávky zkoumaného souboru (k nahlédnutí v přílohách C a D). Kvalifikovaný odhad efektivní dávky byl stanoven v závislosti na pohlaví, pro porovnání se studii bylo tedy potřebné vypočítat průměr těchto odhadů efektivních dávek. Výsledný průměr pak mohl být porovnán s efektivními dávkami pro snímek hrudníku, které jsou uvedeny ve studiích. Komparace proběhla na grafech s každou studií a zkoumaným souborem zvlášť. Na závěr byl vytvořen graf k porovnání všech zkoumaných hodnot efektivních dávek.

10.1 Výpočet dopadové kermy pro hrudník

Hodnoty plošné kermy jsou získávány z DAP metru, který je přepisuje do PACS. Průměrná dopadová kerma byla vypočítána pomocí rozměrové analýzy. Průměr plošné kermy byl vydělen plochou (rozměrem) kolimovaného primárního paprsku dopadajícího na povrch těla (30x30), čímž jsme zjistili hodnoty dopadové kermy.

10.2 Výpočet efektivní dávky pro hrudník

Odhad efektivní dávky byl získán pomocí výpočetního softwaru PCXMC. Následující parametry jsou uvedené v místních radiologických standardech nemocnice krajského typu, kde byl výzkum prováděn. Jedná se tedy o výpočet pro konkrétní přístroj a oblast zájmu. Do programu se zadá vstupní údaj dopadové kermy (dozimetrická veličina pro stanovení smysluplného odhadu rizika z radiační zátěže), velikost pole kolimovaného primárního paprsku dopadajícího na povrch těla (30x30), anatomická oblast (od 5 cm nad ramenním kloubem až po dolní okraj dvanáctého žebra), vzdálenost ohnisko-detektor (180 cm, resp. 155 cm k povrchu těla pacienta), urychlovací napětí (125kV) a celková filtrace (3 mm/hliníku). (Súkupová, 2018, s. 161)

Program vyhodnocuje parametry průměrného pacienta – věk 30 let, výška 178,6 cm, váha 73,2 kg, (figuruje zde jako standardní fantom).

Software PCXMC nejprve vypočítá celkovou absorbovanou dávku a provede simulaci Monte Carlo, čímž vypočítá, resp. odhadne jednotlivé orgánové absorbované dávky, které se vynásobí pomocí tkáňového váhového faktoru W_T dle ICRP103. Tímto jsou získány jednotlivé ekvivalentní dávky a jejich sečtením, pak získáváme kvalifikovaný odhad efektivní dávky. (Súkupová, 2018, s. 161)

Metoda Monte Carlo provádí pravděpodobnostní matematické simulace díky interakcím mezi fotony a hmotou. Ze zdroje jsou emitovány fotony do prostorového úhlu, který určuje ohnisková vzdálenost a rozměr ozařovaného pole. Následně je provedena náhodná interakce fotonů s fantomem na základě pravděpodobnosti rozdělení fyzikálních procesů, jež mohou nastat – např. Comptonův rozptyl a fotoelektrický jev. (The Mathworks, 2021)

11 PREZENTACE VÝSLEDKŮ

Statistické šetření proběhlo na souboru 205 pacientů, kteří podstoupili snímek srdce + plíce vstoje PA. Soubor tvoří pacienti starší 18 let – 91 žen a 114 mužů.

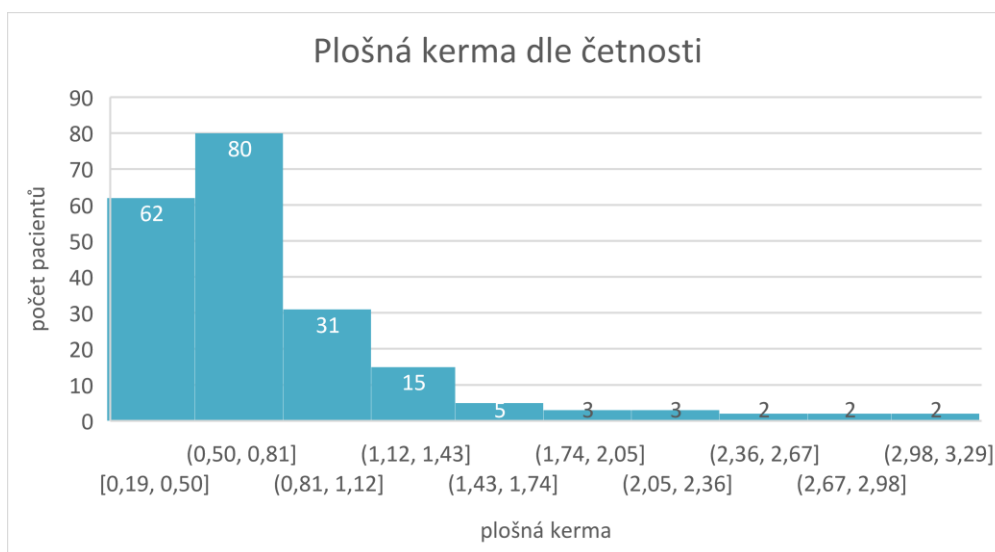
11.1 Základní statistika plošné kermy zkoumaného souboru

V následující tabulce (Tabulka 1) je vyobrazen souhrn veličin plošné kermy ($\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$) v závislosti na pohlaví. Z tabulky lze vyčíst, že průměrná plošná kerma pacienta při snímku hrudníku vstoje činí $0,79 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$, medián celkového souboru je $0,62 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$. Dále můžeme pozorovat, že muži (průměr $0,77 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$ a medián $0,62 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$) mají celkově nižší zátěž než ženy (průměr $0,81 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$ a medián $0,63 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$).

Tabulka 1 - Plošná kerma

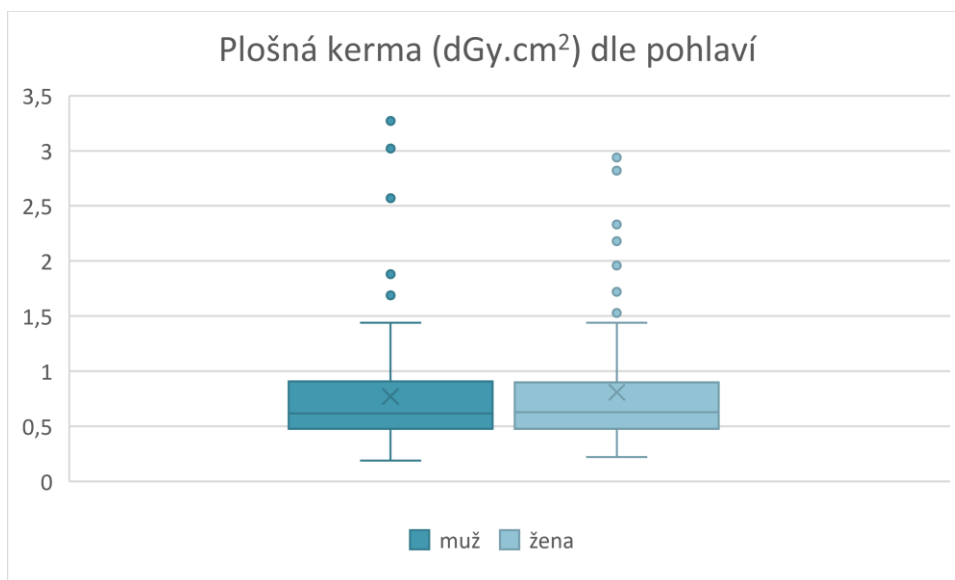
	Plošná kerma ($\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$)					
	Počet (N)	Průměr	Medián	Modus	Maximum	Minimum
Žena	91	0,809	0,628	0,67	2,94	0,221
Muž	114	0,772	0,616	0,48	3,27	0,19
Všichni	205	0,788	0,621	1,34	3,27	0,19

Z grafu (Obrázek 7) lze vyčíst, jak velkou plošnou kermu pacienti nejčastěji obdrží. Největší počet naměřených hodnot plošné kermy je v rozmezí $0,50\text{-}0,80 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$ a další velký soubor se pohybuje v ještě nižších hodnotách $0,19\text{-}0,50 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$. Pokud plošná kerma přesáhne $2 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$ jedná se spíše o výjimky, nejčastěji bývá příčinou obezita pacientů. Můžeme tedy říct, že více než 90 % pacientů obdrží dávku plošné kermy nižší než $2 \text{ dGy}\cdot\text{cm}^2$.



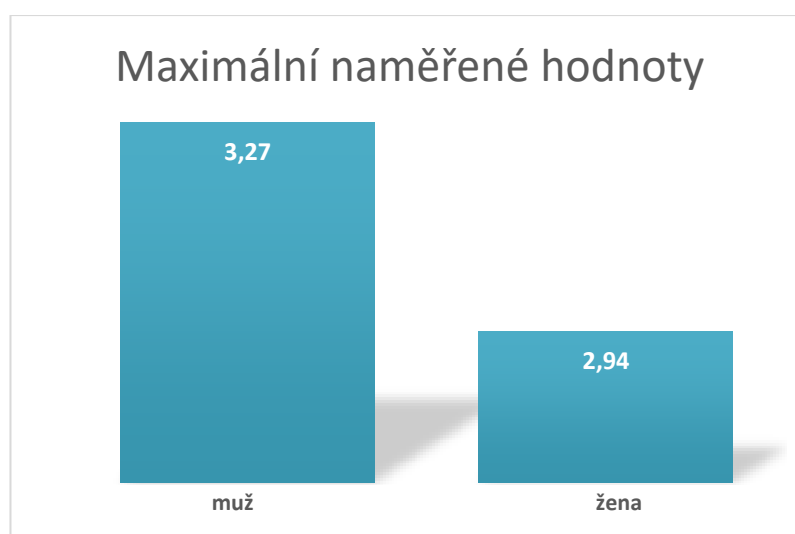
Obrázek 7 - Grafické zobrazení plošné kermy dle četnosti

Na dalším grafu (Obrázek 8) můžeme vidět porovnání mužů a žen v závislosti na naměřených hodnotách plošné kermy. Nejčastěji se vyskytující hodnota plošné kermy je u mužů i žen srovnatelná, tedy v rozmezí 0,5-0,9 dGy.cm². V grafu jsou dobře vyobrazeny výjimečné odchylky, vyskytující se spíše u žen, ale jedná se o naměření nižších hodnot než u mužů. V Grafu je též znázorněn medián, který je pro ženy o trochu vyšší než pro muže.



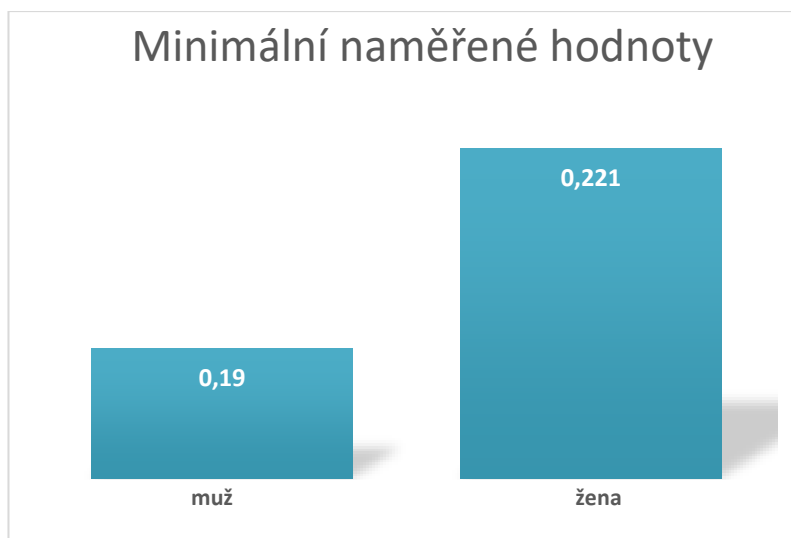
Obrázek 8 - Grafické zobrazení plošné kermy v závislosti na pohlaví

Ve zkoumaném souboru byly naměřeny maximální hodnoty, z nichž nejvyšší zaznamenaná hodnota patří muži 3,27 dGy.cm². U žen byla nejvyšší zaznamenaná hodnota o něco nižší a to 2,94 dGy.cm². Grafické znázornění rozdílu těchto naměřených hodnot můžeme vidět na obrázku 9.



Obrázek 9 - Maximalní naměřené hodnoty dle pohlaví

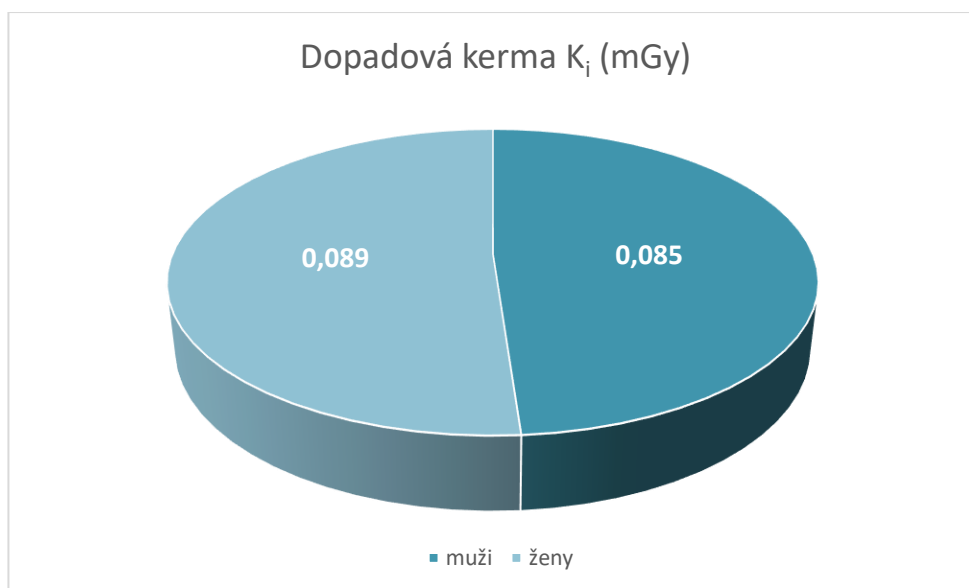
Nejnižší naměřenou hodnotou zkoumaného souboru je 0,19 dGy.cm² jež zaznamenal muž. U každého pohlaví jsou ale naměřené hodnoty skoro totožné, rozdíl je pouze v několika setinkách, jak jde vidět na grafu (Obrázek 10).



Obrázek 10 - Minimální naměřené hodnoty dle pohlaví

11.2 Dopadová kerma zkoumaného souboru dle pohlaví

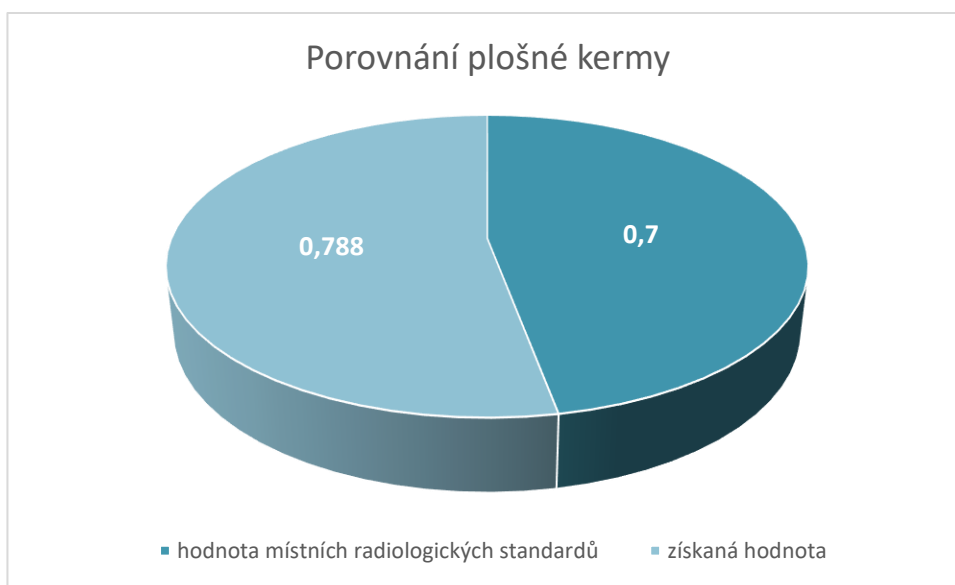
Na dalším grafu (Obrázek 11) je zpracována průměrná dopadová kerma zkoumaného souboru pacientů dle pohlaví. Průměrná dopadová kerma byla vypočítána pomocí rozměrové analýzy. Po stanovení průměrné dopadové kermy, jež byla pro muže 0,085 mGy a pro ženy 0,089 mGy, se dozvídáme, že ženy průměrně obdržely o 4,49 % vyšší dopadovou kermu než muži.



Obrázek 11 - Dopadová kerma dle pohlaví

11.3 Porovnání plošné kermy se standardy nemocnice krajského typu

Získaná průměrná hodnota plošné kermy ze zkoumaného souboru je 0,788 dGy.cm². V místních radiologických standardech krajské nemocnice je uvedena plošná kerma 0,7 dGy.cm². Na grafu, jenž znázorňuje obrázek 12, můžeme vidět, že hodnota plošné kermy ze zkoumaného souboru je o 12,57 % vyšší než hodnota plošné kermy v místních radiologických standardech.



Obrázek 12 - Grafické zobrazení plošné kermy

11.4 Základní statistika efektivních dávek

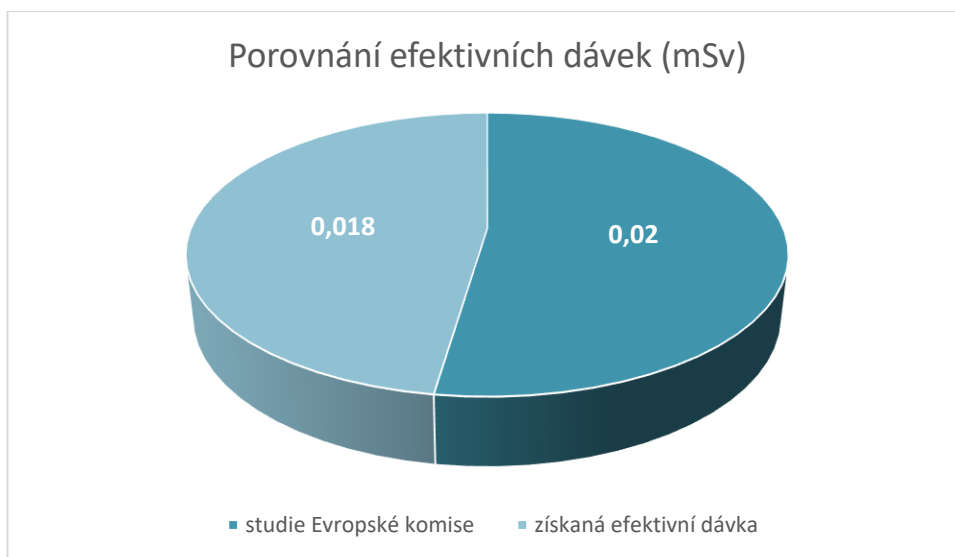
V tabulce 2 jsou zaznamenány všechny získané hodnoty efektivních dávek určené k porovnání. U námi zkoumaného souboru byl stanoven kvalifikovaný odhad efektivní dávky v závislosti na pohlaví, z tabulky lze vyčíst, že ženy průměrně obdržely dávku 0,0186 mSv a muži 0,0178 mSv. Pro porovnání se studii bylo potřebné vypočítat průměr těchto odhadů efektivních dávek, jež činí 0,0182 mSv. Efektivní dávka studie provedené Evropskou komisí je 0,02 mSv. Ve studii SÚRO je uvedena efektivní dávka 0,03 mSv a studie doktora Bushberga uvádí efektivní dávku 0,1 mSv.

Tabulka 2 - Efektivní dávka

Efektivní dávka (mSv)	
Žena	0,0186
Muž	0,0178
Průměr – získaná efektivní dávka	0,0182
Studie Evropské komise	0,02
Studie SÚRO	0,03
Studie Bushberg	0,10

11.4.1 Porovnání se studií Evropské komise

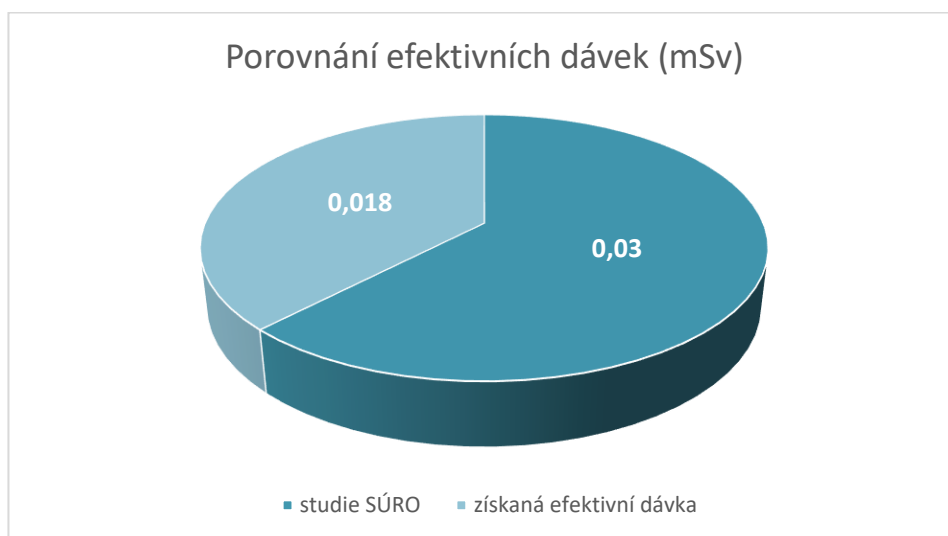
V dokumentu koordinovaném Evropskou komisí „Referral Guidelines for Imaging“ je uvedena efektivní dávka 0,02 mSv, která odpovídá dávce, jež člověk obdrží během 3 dnů z okolního prostředí. Tato efektivní dávka je o 11,11 % vyšší než efektivní dávka, která byla naměřena nyní při prováděném výzkumu (viz Obrázek 13).



Obrázek 13 - Grafické zobrazení studie Evropské komise a zkoumané kohorty

11.4.2 Porovnání se studií SÚRO

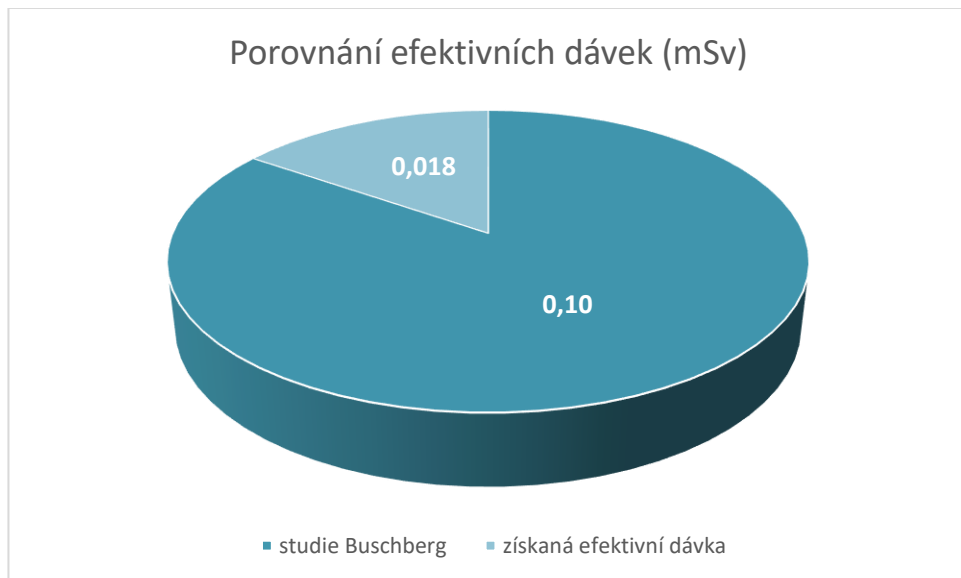
Státní ústav radiační ochrany, v. v. i. provedl národní dávkovou studii „Výzkum ozáření populace a optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření,“ která stanovila hodnotu efektivní dávky pro plíce na 0,03 mSv. V porovnání s dávkou námi zkoumaného souboru je tato hodnota o 66,67 % vyšší, jak znázorňuje obrázek 14.



Obrázek 14 - Grafické zobrazení studie SÚRO a zkoumané kohorty

11.4.3 Porovnání se studií vytvořenou Bushbergem

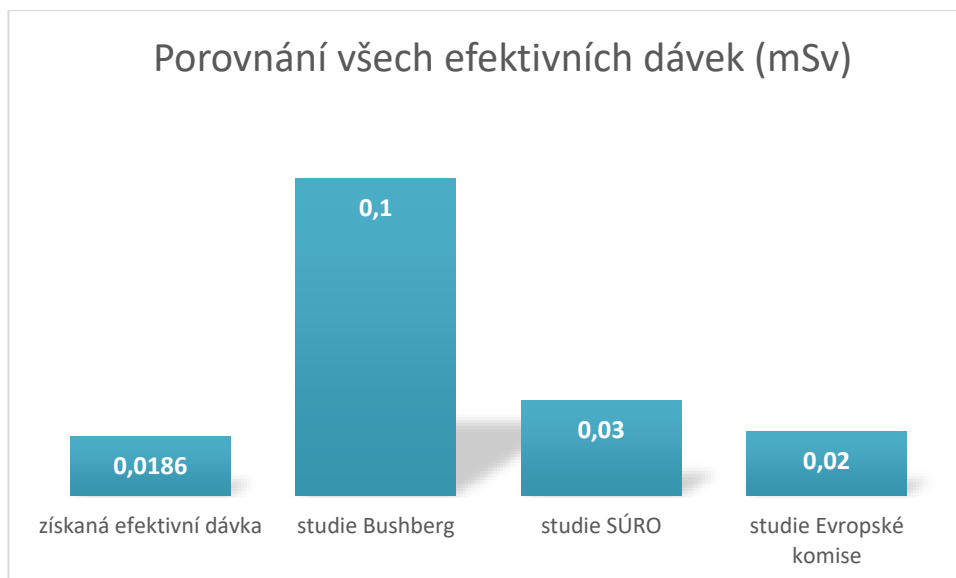
Pan doktor Jerrold T. Bushberg stanovil ve své studii průměrnou efektivní dávku pro plíce na 0,1 mSv. Pokud tuto hodnotu porovnáme s námi provedeným výzkumem, bude o 455,56 % vyšší. Graficky znázorněno na obrázku 15. (Bushberg, 2011, s. 399)



Obrázek 15 - Grafické zobrazení studie Bushberg a zkoumané kohorty

11.4.4 Porovnání všech efektivních dávek

Nakonec byly porovnány všechny získané efektivní dávky. Studie z roku 2011 koordinována panem Bushbergem má hodnotu efektivní dávky nejvyšší, o celých 48 % je efektivní dávka námi zkoumaného souboru nižší, jedná se vůbec o nejnižší efektivní dávku této komparace. Studie koordinována Evropskou komisí je o 80 % nižší než studie Bushberg, ale o 11,11 % vyšší než hodnota efektivní dávky námi zkoumaného souboru. Studie SÚRO je v porovnání s ostatními efektivními dávkami druhá nejvyšší, tedy o 70 % nižší než studie Bushberg, ale o 50 % vyšší, než studie koordinována Evropskou komisí a o 66,67 % vyšší než získaná hodnota efektivní dávky námi zkoumaného souboru. Vše vyobrazuje grafický obrázek 16.



Obrázek 16 - Grafické zobrazení všech efektivních dávek

12 DISKUZE

V teoretické části bylo cílem přiblížit, jak vzniká rentgenový snímek, jak vypadá skiagrafické pracoviště a jaká rizika ionizující záření přináší. V diskuzi bych se chtěla zaměřit na odlišnosti, které vznikají mezi použitou literaturou a zkušenostmi z praxe, jež jsem po dobu studia vykonávala.

V praktické části je uveden typický postup pro snímkování hrudníku, v praxi ovšem mohou nastat i situace, kdy není pacient snímek vstoje schopen vykonat. Existují tedy i další pozice, jak snímek hrudníku zhotovit. Konkrétně jde o pozice vsedě, v polosedě nebo vleže. Dalším zjištěním při uvedení do praxe bylo, že ohnisková vzdálenost při snímku hrudníku, je v nemocnici krajského typu, kde jsem výzkum prováděla pevně stanovena na 180 cm. V literatuře je uvedeno, že se ohnisková vzdálenost může pohybovat v rozmezí 150-200 cm. Expoziční parametry, které jsou v nemocnici přednastavené v jednotlivých protokolech, se s literaturou shodují a centrace probíhá též totožně jako v literatuře.

Před snímkem je nutné provést přípravu pacienta, která probíhá stejně, jako je uvedeno v literatuře. Pacientům je v klidu a řádně vysvětleno, jaké oblečení si mají odložit. Po ženách ve fertilním věku je požadován podpis o negaci těhotenství, a především se dbá na aktivní identifikaci pacienta. Se zkušenostmi, které jsem v průběhu praxe získala, mohu potvrdit, že identifikace je opravdu důležitá, i mně se několikrát stalo, že při zavolání konkrétního pacienta přišel někdo úplně jiný. Ochranné pomůcky jsou všem pacientům poskytnuty. Snímek hrudníku by se měl podle literatury provádět v maximálním nádechu, radiologičtí asistenti se snaží tento pokyn dodržet, ale někdy nastane situace, kdy pacienti tomuto pokynu nevěnují pozornost a nadechnou se málo nebo vůbec. Mezi pacienty se vyskytují i lidé, kteří špatně slyší a po náležité edukaci, jak bude vyšetření probíhat, nám vše odsouhlasí, ale dech stejně nezadrží.

Na všech pracovištích, kde jsem výzkum prováděla, je radiační ochrana dodržována přesně podle náležitostí, které jsou popsány a stanoveny v literatuře.

Za správné provedení vyšetření nese zodpovědnost radiologický asistent. Musí dbát na správnost údajů uvedených v žádance (jméno a příjmení, rodné číslo, pojišťovna, adresa, diagnóza, vyšetření, indikující lékař, razítko a podpis indikujícího lékaře). Při samotném vyšetření musí pohlídat, aby gonády byly kryty ochrannými pomůckami a je třeba dbát na správné využití clon. Pokud by se jednalo o pacienta s jinou tělesnou konstitucí, než je standartně stanoveno, musí radiologický asistent poupravit parametry, aby bylo vyšetření provedeno správně.

Za cíl v praktické části bylo určeno zjistit průměrnou efektivní dávku zkoumaného souboru a následně ji porovnat se studii. S místními radiologickými standardy krajské nemocnice měla komparace proběhnout na hodnotách plošné kermy. Na začátku praktické části byly stanoveny tři hypotézy:

1. Průměrná efektivní dávka ze studií, které proběhly v roce 2000, 2010-2014 a 2011, bude vyšší než průměrná efektivní dávka námi zkoumaného souboru.
2. Hodnota plošné kermy místních radiologických standardů krajské nemocnice bude shodná s plošnou kermou námi zkoumaného souboru.
3. V závislosti na pohlaví se budou hodnoty dopadové kermy lišit.

První hypotéza byla potvrzena, zřejmě z toho důvodu, že studie proběhly již v roce 2000, 2010-2014 a 2011, přístroje ve zdravotnictví byly od té doby zmodernizovány a vylepšeny. Je vidět, že vývoj jde neustále dopředu a pouhých 10-20 let zapříčinilo pokles efektivní dávky při snímkování. Samozřejmě tento výsledek nelze brát objektivně, s jistotou lze říct, že na jiných pracovištích mohou být dávky naopak vyšší, protože na poliklinikách a v menších městech nejde modernizace pracovišť tak rychle dopředu. Naopak na pracovištích, kde jsou vybaveny ještě lepšími a novějšími přístroji než v námi zkoumané krajské nemocnici, může být pokles efektivní dávky ještě markantnější. Průměrná efektivní dávka také záleží na mnoha dalších faktorech. Tělesná konstituce pacienta – radiologický asistent, musí správně odhadnout, jak parametry při určité tělesné konstituci pacienta upravit, jak správně vymezi primární clony, tak aby byla dávka pro zvoleného pacienta co nejnižší.

Druhá hypotéza byla vyvrácena, plošná kerma námi zkoumaného souboru byla o něco vyšší, konkrétně o 12,57 % než je uvedeno v místních radiologických standardech. Příčinou je nejspíš nedostatečný počet pacientů, při kterém byla tato hodnota v místních radiologických standardech stanovena. Jednalo se pouze asi o 25-30 pacientů. Zároveň rozdíl hodnot není nijak znepokojivý a vyšší hodnota nejspíš vznikla díky výjimkám, které byly v souboru naměřeny.

Třetí hypotéza byla splněna, dopadová kerma se v závislosti na snímkaném pohlaví liší. Dopadová kerma u žen byla o 4,49 % vyšší než u mužů.

13 ZÁVĚR

Stanovené cíle bakalářské práce byly splněny.

V teoretické části došlo k seznámení čtenáře se základními ději vzniku ionizujícího záření. Dále je popsána tvorba rentgenového obrazu, vzhled a vybavení skiagrafického pracoviště.

Nutné bylo také připomenout základy radiační ochrany, na které je v dnešní době kladen důraz a každý radiační pracovník musí tyto zásady znát.

Pro mou bakalářskou práci bylo nezbytné zmínit úložiště používaná ve zdravotnictví, z nichž jsem pak čerpala údaje pro praktickou část.

Závěr teoretické části je věnován stručné anatomii hrudníku, kterou je potřeba znát pro správné vytvoření snímku srdce + plíce.

Praktická část bakalářské práce byla zaměřena na snímkování hrudníku v praxi a porovnávání dávek s ním spojené.

Začátek praktické části je věnován požadavkům a zásadám, které musí být splněny, před rentgenovým vyšetřením hrudníku. Dále je zmíněna práce s již vyhotovenými snímky – ke správnému popisu radiologa, je nutné mít vzniklý skiagram upraven a správně stranově označen.

Pro dobře vzniklý skiagram musí být správně nastaveny parametry a dodržen určitý postup při snímkování, který je pro každou projekci odlišný. V mé bakalářské práci je zaměřen na projekci hrudníku – srdce + plíce vstoje PA.

Druhá část je již věnována porovnávání dávek, které pacienti obdrželi. Ze získaných dat byly vytvořeny tabulky a grafy, ve kterých jsou data přehledně zpracována a porovnávána. Některé grafy jsou zaměřeny na srovnání dávek mezi ženami a muži. Ženy obdržely o 4,49 % vyšší dávku než muži.

Na konci je porovnání efektivních dávek mezi námi zkoumaným souborem pacientů a studii, které vyšly v roce 2000, 2010-2014, 2011 a srovnání plošné kerry s místními radiologickými standardy nemocnice krajského typu. Efektivní dávky uvedené ve studiích jsou vyšší než námi provedený výzkum. Komparace získané plošné kerry a MRS ukázala, že zkoumaný soubor má o 12,57 % vyšší hodnotu.

14 POUŽITÁ LITERATURA

AMERICAN ROENTGEN RAY SOCIETY, 2014. Kerma-Area Product in Diagnostic Radiology. *Residents' Section Physics Minimodule* [online]. Medical University of South Carolina, 203 (December), 565-569 [cit. 2022-04-09]. DOI:10.2214/AJR.14.12513

BENEŠ, Jiří et al., 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada. 230 s. ISBN 978-80-247-4712-5.

BUSHBERG, Jerrold T. et al., 2011. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 1030 s. ISBN 978-0-7817-8057-5.

CARLTON, R. Richard et al., 2013. *Radiographic Imaging Concepts and Principles*. Clifton Park, United States: Delmar Cengage Learning. 812 s. ISBN: 978-1-111-31081-3.

CONNOR, Nick, 2019. What is Radiation Protection Principle – Time – Distance – Shielding – Definition. In: *radiation-dosimetry.org* [online]. Radiation Dosimetry [cit. 2022-01-24]. Dostupné z: <https://www.radiation-dosimetry.org/what-is-radiation-protection-principle-time-distance-shielding-definition/>

DRZEZO, 2019. Imaging the Chest: The Chest Radiograph. In: *radiologykey.com* [online]. General Radiology [cit. 2021-05-09]. Dostupné z: <https://radiologykey.com/imaging-the-chest-the-chest-radiograph/>

EUROPEAN COMMISSION, 2000. *Radiation Protection 118 - Referral guidelines for imaging*. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities. 125 s. ISBN 92-828-9454-1.

FERDA, Jiří et al., 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3.

HAVLÍČEK, Karel, Zuzana ČERVENKOVÁ a Vít BLANAŘ. 2019 *Anatomické listy*. 4. doplněné vydání. Pardubice: Univerzita Pardubice. ISBN 978-80-7560-242-8.

HAVRÁNKOVÁ, Renata, 2020. Biologické účinky ionizujícího záření. *Cas Lek Cesk* [online]. Praha: Československá Lékařská společnost, 159(7-8), 258-260 s. [cit. 2022-02-23]. ISSN: 1805-4420

HEŘMAN, Miroslav et al., 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 314 s. ISBN 978-80-244-2901-4.

HORÁKOVÁ Ivana et al., 2018. *Zavedení systému jakosti při využívání zdrojů ionizujícího záření při lékařském ozáření. Radiologické události a analýza rizika jejich vzniku.* [online]. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. 67 s. [cit. 2022-02-25]. Dostupné z: https://view.officeapps.live.com/op/view.aspx?src=https%3A%2F%2Fwww.sujb.cz%2Ffileadmin%2Fsujb%2Fdocs%2Fradiacni-ochrana%2Flekarske_ozareni%2FRadiologicke_udalosti%2FDraft_Doporuceni_RU_21_6_2018.docx&wdOrigin=BROWSELINK

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. 2017 *Memorix anatomie*. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton. ISBN 978-80-7553-420-0.

JHELEBRANT, 2017. Illustration of Crookes X-ray tube. svg. *Commons.wikimedia.org* [online]. [cit. 2021-10-23]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Illustration_of_Crookes_X-ray_tube.svg

KOLEKTIV AUTORŮ, 2015. *Radiologické zobrazovací metody*. Projekt Inovace studijních programů a internacionalizace FZS Univerzity Pardubice CZ.1.07/2.2.00/28.0265. 236 s.

KOLEKTIV AUTORŮ, 2019. *Radiační ochrana pro vybrané pracovníky* [online]. Brno: ČEZ, a. s., útvar 90E000210. Učební texty pro přípravu personálu. 117 s. Dostupné z: https://www.cez.cz/edee/content/file/vzdelavani/skoleni/skoldohprac/zoz_ro.pdf

MALÍKOVÁ, Hana et al., 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. 156 s. ISBN 978-80-246-4036-5.

MC LAUGHLIN JP., 2015. Some characteristics and effects of natural radiation. *Radiat Prot Dosimetry* [online]. Ashford, Kent : Nuclear Technology Pub., c1981-, 167(1-3), 2-7 [cit. 2021-12-01]. ISSN: 1742-3406. DOI: 10.1093/rpd/ncv206.

MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČESKÉ REPUBLIKY, 2015. Stanovení a hodnocení dávek pacientů v rentgenové diagnostice a při intervenčních metodách. Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky. In: *csfm.cz* [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2015, částka 6, s. 64. [cit. 2022-04-08]. Dostupné z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Vestniky-MZ/zdravotnictvi_06-15.pdf

MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČESKÉ REPUBLIKY, 2019. Národní radiologické standardy – skiografie, dospělí. Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky. In: *mzcr.cz* [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2019 (3), 322 s. [cit. 2021-10-12]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-3-2019/>

NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. 2015 *Přehled anatomie*. Třetí, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-206-0.

PODZIMEK, František, 2013. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. V Praze: České vysoké učení technické. 334 s. ISBN 978-80-01-05319-5.

ROZLÍVKA, Zdeněk, 2017. *Radiační ochrana na pracovištích s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví*. Pardubice: UNIT s.r.o. Studijní materiál. Lektor Ing. Marcela Žáková. 110 s.

PARLAMENT ČESKÉ REPUBLIKY, 2011. Sbírka zákonů č. 373/2011 částka 131. Zákon o specifických zdravotních službách. In: *Sbírka zákonů České republiky* [online]. Praha [cit. 2022-01-07]. Dostupné z: <http://www.ceskyfocalpoint.cz/wp-content/uploads/2018/04/373-2011.pdf>

SEIDL, Zdeněk et al., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.

STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST, 2016. Nové atomové právo, 422/2016 Sb. - Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. In: *Sbírka zákonů České republiky*. [online]. Praha [cit. 2022-01-07]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasky/sb0172-2016.pdf>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2012. Deterministické a stochastické účinky ozáření. In: *sukupova.cz* [online]. © Lucie Súpová 2011-2022 [cit. 2022-02-12]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/deterministicke-a-stochasticke-ucinky-ozareni/>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2013. Jaké existují „dávky“ v radiodiagnostice? In: *sukupova.cz* [online]. © Lucie Súpová 2011-2022 [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/jake-existuji-davky-v-radiodiagnostice/>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. 273 s. ISBN 978-80-271-0709-4.

THE MATHWORKS, 2021. What is Monte Carlo simulation? In: *mathworks.com* [online]. © 1994-2022 The MathWorks, Inc. [cit. 2022-02-26]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/discovery/monte-carlo-simulation.html?msclkid=eacbf0dfc28a11ec99a37adb7912aaa5>

VÁLEK, Vlastimil, 2016. Použití lékařského ozáření a jeho přínos. *Rentgen bulletin: informace – poznatky – rady – zkušenosti* [online]. Praha: Státní ústav radiační ochrany, červen 2016, 4 s. [cit. 2022-03-09]. ISSN 2464-5923.

VOMÁČKA, Jaroslav et al., 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé, doplněné vydání*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 157 s. ISBN 978-80-244-4508-3.

ŽÁČKOVÁ, Helena, 2009. Ionizující záření a míra jeho rizika. *Rentgen bulletin: informace - poznatky - rady - zkušenosti*. [online]. Praha: Státní ústav radiační ochrany, září 2009, 4-5 s. [cit. 2021-05-09]. ISSN 2464-5923.

15 PŘÍLOHY

Příloha A – <i>Naměřené hodnoty zkoumaného souboru muži</i>	67
Příloha B – <i>Naměřené hodnoty zkoumaného souboru ženy</i>	70
Příloha C – <i>Výpočet kvalifikovaného odhadu efektivní dávky muži</i>	73
Příloha D – <i>Výpočet kvalifikovaného odhadu efektivní dávky ženy</i>	74

Příloha A – Naměřené hodnoty zkoumaného souboru muži

pohlaví	věk	dGy.cm2	zaokrouhleno dGy.cm2
muž	95	0,923	0,92
muž	92	0,458	0,46
muž	91	0,55	0,55
muž	91	0,817	0,82
muž	91	0,487	0,49
muž	90	0,809	0,81
muž	90	0,287	0,29
muž	90	0,672	0,67
muž	89	0,502	0,50
muž	89	1,34	1,34
muž	89	0,523	0,52
muž	88	0,3	0,30
muž	87	0,374	0,37
muž	87	0,69	0,69
muž	87	0,5	0,50
muž	87	0,596	0,60
muž	87	1,44	1,44
muž	86	0,491	0,49
muž	86	0,54	0,54
muž	85	0,645	0,65
muž	85	0,424	0,42
muž	84	0,952	0,95
muž	83	0,479	0,48
muž	84	1,09	1,09
muž	84	0,786	0,79
muž	83	0,556	0,56
muž	83	0,468	0,47
muž	83	0,693	0,69
muž	83	0,904	0,90
muž	83	0,415	0,42
muž	83	1,12	1,12
muž	83	0,475	0,48
muž	82	0,64	0,64
muž	82	1,03	1,03
muž	82	0,646	0,65
muž	82	1,18	1,18
muž	82	0,19	0,19
muž	81	0,486	0,49
muž	81	0,566	0,57
muž	81	0,727	0,73
muž	81	0,409	0,41
muž	81	0,807	0,81
muž	81	0,748	0,75

pohlaví	věk	dGy.cm2	zaokrouhleno dGy.cm2
muž	81	0,525	0,53
muž	81	1,2	1,20
muž	81	0,624	0,62
muž	80	0,336	0,34
muž	80	0,265	0,27
muž	80	0,577	0,58
muž	80	0,749	0,75
muž	79	3,27	3,27
muž	80	1,26	1,26
muž	80	0,532	0,53
muž	80	0,533	0,53
muž	80	0,474	0,47
muž	79	0,993	0,99
muž	79	0,543	0,54
muž	79	0,483	0,48
muž	79	1,37	1,37
muž	79	0,547	0,55
muž	79	0,312	0,31
muž	79	0,62	0,62
muž	79	0,478	0,48
muž	78	0,314	0,31
muž	78	1,39	1,39
muž	78	1,88	1,88
muž	78	1,69	1,69
muž	78	0,549	0,55
muž	78	0,981	0,98
muž	78	0,789	0,79
muž	78	0,464	0,46
muž	78	0,472	0,47
muž	78	0,67	0,67
muž	78	0,839	0,84
muž	77	0,59	0,59
muž	77	0,632	0,63
muž	77	0,899	0,90
muž	77	1,89	1,89
muž	77	1	1,00
muž	77	0,364	0,36
muž	77	0,82	0,82
muž	77	0,464	0,46
muž	77	0,294	0,29
muž	76	0,685	0,69
muž	76	0,719	0,72
muž	76	2,57	2,57
muž	76	0,616	0,62
muž	76	1,34	1,34

pohlaví	věk	dGy.cm2	zaokrouhleno dGy.cm2
muž	76	0,553	0,55
muž	76	0,609	0,61
muž	76	0,6	0,60
muž	76	0,773	0,77
muž	75	0,53	0,53
muž	75	1,11	1,11
muž	75	0,992	0,99
muž	75	0,73	0,73
muž	75	0,369	0,37
muž	74	0,442	0,44
muž	74	0,612	0,61
muž	75	0,588	0,59
muž	75	0,476	0,48
muž	75	0,374	0,37
muž	75	0,49	0,49
muž	75	0,975	0,98
muž	75	0,429	0,43
muž	74	1,38	1,38
muž	74	1,3	1,30
muž	74	0,749	0,75
muž	74	0,616	0,62
muž	74	1,15	1,15
muž	74	0,465	0,47
muž	74	0,889	0,89
muž	74	0,415	0,42
muž	74	3,02	3,02

Příloha B – Naměřené hodnoty zkoumaného souboru ženy

pohlaví	věk	dGy.cm2	zaokrouhleno dGy.cm2
žena	74	2,33	2,33
žena	74	2,94	2,94
žena	74	0,378	0,38
žena	74	0,335	0,34
žena	74	1,02	1,02
žena	74	0,425	0,43
žena	74	0,32	0,32
žena	74	0,728	0,73
žena	73	0,672	0,67
žena	73	0,384	0,38
žena	73	0,396	0,40
žena	73	0,658	0,66
žena	73	1,34	1,34
žena	73	0,756	0,76
žena	73	0,221	0,22
žena	73	0,91	0,91
žena	72	0,675	0,68
žena	72	2,25	2,25
žena	72	1,14	1,14
žena	72	0,592	0,59
žena	72	1,96	1,96
žena	72	1,01	1,01
žena	72	0,553	0,55
žena	72	0,666	0,67
žena	72	0,694	0,69
žena	71	0,393	0,39
žena	71	0,573	0,57
žena	71	0,894	0,89
žena	71	0,666	0,67
žena	71	0,898	0,90
žena	71	0,539	0,54
žena	71	0,577	0,58
žena	71	0,32	0,32
žena	70	0,365	0,37
žena	19	0,238	0,24
žena	70	0,875	0,88
žena	70	0,607	0,61
žena	70	0,478	0,48
žena	70	0,977	0,98
žena	70	0,503	0,50
žena	70	0,482	0,48
žena	70	0,64	0,64
žena	70	1,25	1,25

pohlaví	věk	dGy.cm2	zaokrouhleno dGy.cm2
žena	70	2,39	2,39
žena	70	0,622	0,62
žena	70	0,589	0,59
žena	70	0,394	0,39
žena	70	0,62	0,62
žena	69	0,441	0,44
žena	69	0,671	0,67
žena	69	1,06	1,06
žena	69	0,524	0,52
žena	69	0,826	0,83
žena	69	0,584	0,58
žena	69	0,533	0,53
žena	69	0,605	0,61
žena	69	1,39	1,39
žena	69	0,621	0,62
žena	69	0,885	0,89
žena	69	1,72	1,72
žena	69	1,44	1,44
žena	69	0,428	0,43
žena	69	0,571	0,57
žena	68	0,73	0,73
žena	68	2,18	2,18
žena	68	0,551	0,55
žena	68	0,628	0,63
žena	68	0,644	0,64
žena	68	0,783	0,78
žena	68	0,946	0,95
žena	68	0,614	0,61
žena	68	1,03	1,03
žena	68	0,47	0,47
žena	68	0,802	0,80
žena	67	0,559	0,56
žena	68	0,457	0,46
žena	68	0,49	0,49
žena	67	1	1,00
žena	67	0,762	0,76
žena	67	0,596	0,60
žena	66	0,234	0,23
žena	66	0,846	0,85
žena	67	0,258	0,26
žena	67	0,335	0,34
žena	67	1,53	1,53
žena	66	2,82	2,82
žena	66	0,867	0,87
žena	66	0,702	0,70

pohlaví	věk	dGy.cm2	zaokrouhleno dGy.cm2
žena	66	0,47	0,47
žena	66	0,46	0,46
žena	65	0,305	0,31

Příloha C – Výpočet kvalifikovaného odhadu efektivní dávky muži

Header text:	Typical chest PA, Adult	
Projection:		90.0000
Obl. Angle:		0.0000
Age:		30
Length:		178.6000
Mass:		73.2000
Arms in phantom:		1
FSD:		155.0000
X-ray beam width:		30.1400
X-ray beam height		30.1400
Xref:		0.0000
Yref:		0.0000
Zref:		53.5000
E-levels (Max.en./10):		15
NPhotos:		100000
XYscale:		1.0000
Zscale:		1.0000
X-ray tube voltage (kV):		125
Filter:	3 mm Al + 0 mm Cu	
Incident air kerma:		0.0850
Organ:	Dose(mGy):	Error(%):
Active bone marrow	0.021648	0.2
Adrenals	0.061895	2.2
Brain	0.000287	4.1
Breasts	0.015940	1.0
Colon (Large intestine)	0.000544	3.0
(Upper large intestine)	0.000845	3.1
(Lower large intestine)	0.000146	10.9
Extrathoracic airways	0.002175	7.1
Gall bladder	0.003815	3.7
Heart	0.025770	0.7
Kidneys	0.006626	1.5
Liver	0.019965	0.4
Lungs	0.061972	0.3
Lymph nodes	0.012107	0.6
Muscle	0.011026	0.1
Oesophagus	0.035414	1.6
Oral mucosa	0.000744	8.8
Ovaries	0.000136	58.2
Pancreas	0.020880	1.9
Prostate	0.000007	60.7
Salivary glands	0.001424	5.9
Skeleton	0.032847	0.2
(Skull)	0.001513	2.0
(Upper Spine)	0.008589	1.6
(Middle Spine)	0.138949	0.4
(Lower Spine)	0.005540	2.0
(Scapulae)	0.210766	0.3
(Clavicles)	0.026160	2.0
(Ribs)	0.132633	0.3
(Upper arm bones)	0.015152	1.1
(Middle arm bones)	0.015650	1.4
(Lower arm bones)	0.000998	4.9
(Pelvis)	0.000282	4.6
(Upper leg bones)	0.000003	27.9
(Middle leg bones)	0.000000	NA
(Lower leg bones)	0.000000	NA
Skin	0.009811	0.3
Small intestine	0.000598	2.4
Spleen	0.028812	1.2
Stomach	0.009506	1.4
Testicles	0.000000	NA
Thymus	0.014061	3.7
Thyroid	0.005127	5.5
Urinary bladder	0.000037	41.6
Uterus	0.000143	20.6
Average dose in total body	0.014398	0.0
Effective dose ICRP60 (mSv)	0.016035	0.3
Effective dose ICRP103 (mSv)	0.017765	0.2
Abs. energy fraction (%)	61.004981	

Příloha D – Výpočet kvalifikovaného odhadu efektivní dávky ženy

Header text:	Typical chest PA, Adult	
Projection:	90.0000	
Obl. Angle:	0.0000	
Age:	30	
Length:	178.6000	
Mass:	73.2000	
Arms in phantom:	1	
FSD:	155.0000	
X-ray beam width:	30.1400	
X-ray beam height:	30.1400	
Xref:	0.0000	
Yref:	0.0000	
Zref:	53.5000	
E-levels (Max.en./10):	15	
NPhotos:	100000	
XYscale:	1.0000	
Zscale:	1.0000	
X-ray tube voltage (kV):	125	
Filter:	3 mm Al + 0 mm Cu	
Incident air kerma:	0.0890	
Organ:	Dose(mGy):	Error(%):
Active bone marrow	0.022689	0.2
Adrenals	0.064873	2.2
Brain	0.000301	4.1
Breasts	0.016707	1.0
Colon (Large intestine)	0.000571	3.0
(Upper large intestine)	0.000886	3.1
(Lower large intestine)	0.000153	10.9
Extrathoracic airways	0.002280	7.1
Gall bladder	0.003999	3.7
Heart	0.027010	0.7
Kidneys	0.006945	1.5
Liver	0.020925	0.4
Lungs	0.064953	0.3
Lymph nodes	0.012689	0.6
Muscle	0.011556	0.1
Oesophagus	0.037118	1.6
Oral mucosa	0.000780	8.8
Ovaries	0.000143	58.2
Pancreas	0.021885	1.9
Prostate	0.000007	60.7
Salivary glands	0.001492	5.9
Skeleton	0.034427	0.2
(Skull)	0.001586	2.0
(Upper Spine)	0.009002	1.6
(Middle Spine)	0.145634	0.4
(Lower Spine)	0.005807	2.0
(Scapulae)	0.220906	0.3
(Clavicles)	0.027418	2.0
(Ribs)	0.139014	0.3
(Upper arm bones)	0.015881	1.1
(Middle arm bones)	0.016403	1.4
(Lower arm bones)	0.001046	4.9
(Pelvis)	0.000296	4.6
(Upper leg bones)	0.000003	27.9
(Middle leg bones)	0.000000	NA
(Lower leg bones)	0.000000	NA
Skin	0.010283	0.3
Small intestine	0.000627	2.4
Spleen	0.030198	1.2
Stomach	0.009963	1.4
Testicles	0.000000	NA
Thymus	0.014738	3.7
Thyroid	0.005374	5.5
Urinary bladder	0.000039	41.6
Uterus	0.000150	20.6
Average dose in total body	0.015090	0.0
Effective dose ICRP60 (mSv)	0.016806	0.3
Effective dose ICRP103 (mSv)	0.018619	0.2
Abs. energy fraction (%)	61.004981	