

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2019

Jelínková Barbora

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Snímek hrudníku – porovnání dávky mezi CR a DR technikou

Barbora Jelínková

Bakalářská práce

2019

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2017/2018

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Barbora Jelínková**
Osobní číslo: **Z16120**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Snímek hrudníku - porovnání dávky mezi CR a DR technikou**
Zadávající katedra: **Katedra klinických oborů**

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

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

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**

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

Seznam odborné literatury:

1. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
2. HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
3. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
4. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. Vybrané kapitoly z konvenční radiologie. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7368-057-2.
5. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Leoš Ungermann, Ph.D.**


Katedra klinických oborů

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

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


prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.
děkan

L.S.


Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 4. března 2019

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše. Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnici Univerzity Pardubice č. 9/2012, bude práce zveřejněna v Univerzitní knihovně a prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 23. 4. 2019

Barbora Jelínková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych tímto poděkovala svému vedoucímu práce, panu primáři MUDr. Leoši Ungermannovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a věcné připomínky při konzultacích při vypracování bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat paní Mgr. Ivě Minaříkové za pomoc při zpracování dat v praktické části bakalářské práce. Také bych ráda poděkovala svojí rodině, příteli, rodině mého přítele a kamarádkám, kteří mě v průběhu studia a psaní této práce nejen psychicky podporovali.

ANOTACE

Bakalářská práce s názvem „Snímek hrudníku – porovnání dávky mezi CR a DR technikou“ se zabývá porovnáním dávek mezi přímou a nepřímou digitalizací. Práce je rozdělena na dvě části, na část teoretickou a část praktickou. Část teoretická je věnována obecnému tématu snímku hrudníku. Stručně popisuje obecnou a radiologickou anatomii hrudníku, radiační ochranu, základní projekce ve skiografii, projekce na snímek hrudníku a detekci záření. Klíčovým tématem práce je skiografie hrudníku. Zaměřuje se na snímek hrudníku a obdržené dávky. V praktické části jsou sledovány a porovnávány dávky mezi přímou a nepřímou digitalizací u snímku hrudníku.

KLÍČOVÁ SLOVA

snímek hrudníku, přímá digitalizace, nepřímá digitalizace, dávka, projekce

TITLE

Chest image - comparison of dose between CR and DR technique

ANNOTATION

The bachelor thesis called "Chest image - comparison of dose between CR and DR technique" deals with the comparison of doses between direct and indirect digitization. The thesis is divided into two parts, the theoretical part and the practical one. The theoretical part is devoted to the general information about chest scan. It briefly describes the general and radiological anatomy of the chest, radiation protection, basic projections in skiagraphy, projection on the chest and radiation detection. The main topic of the work is chest sciagraphy. It focuses on the chest scan and received doses. In the practical part are monitored and compared doses between direct and indirect digitization in the chest scan.

KEYWORDS

chest scan, direct digitization, indirect digitization, dose, projection

OBSAH

1	CÍL PRÁCE	15
2	TEORETICKÁ ČÁST	16
2.1	Anatomie	16
2.1.1	Anatomie kostry hrudníku	16
2.1.2	Anatomie plic	16
2.1.3	Anatomie srdce	17
2.1.3.1	Makroskopický popis srdce	17
2.1.3.2	Malý (plicní) krevní oběh	18
2.1.3.3	Velký (tělní) krevní oběh	18
2.2	Radiologická anatomie	19
2.3	Základy radiační ochrany	22
2.3.1	Veličiny charakterizující účinky ionizujícího záření na látku	22
2.3.1.1	Kerma	22
2.3.1.2	Plošná kerma	22
2.3.1.3	Absorbovaná dávka	22
2.3.1.4	Dávkový příkon	22
2.3.2	Veličiny charakterizující biologické účinky ionizujícího záření	23
2.3.2.1	Ekvivalentní dávka	23
2.3.2.2	Efektivní dávka	24
2.4	Radiační ochrana	24
2.4.1	Biologické účinky	24
2.4.2	Stochastické účinky ionizujícího záření	25
2.4.3	Deterministické účinky ionizujícího záření	25
2.4.4	Principy a cíle radiační ochrany	25
2.4.4.1	Princip odůvodnění	25
2.4.4.2	Princip optimalizace	25

2.4.4.3	Princip limitování dávek.....	26
2.4.4.4	Princip bezpečnosti zdrojů	26
2.4.5	Metody ochrany před ionizujícím zářením.....	26
2.4.5.1	Ochrana vzdáleností	26
2.4.5.2	Ochrana časem.....	26
2.4.5.3	Ochrana stíněním.....	27
2.5	Základní projekce ve skiografii.....	27
2.5.1	Projekce paralelní	27
2.5.2	Projekce centrální	27
2.5.3	Projekce kolmá centrální	27
2.5.4	Projekce šikmá centrální.....	28
2.6	Projekce na snímek hrudníku.....	28
2.6.1	Zadopřední projekce PA	28
2.6.2	Bočná projekce	28
2.6.3	Indikace k vyšetření	29
2.7	Vybavení radiodiagnostických pracovišť.....	29
2.7.1	Komponenty stacionárního rentgenu	35
2.7.2	Komponenty pojízdného rentgenu.....	36
2.8	Detekce záření.....	37
2.8.1	Analogový systém.....	37
2.8.2	Digitální systém	37
	*PACS	37
2.8.2.1	Nepřímá digitální radiografie - CR.....	38
2.8.2.2	Přímá digitální radiografie - DR.....	39
2.8.2.3	Porovnání výhod a nevýhod mezi CR a DR.....	40
3	PRAKTICKÁ ČÁST	41
3.1	Metodika zpracování práce	41

3.2	Charakteristika zkoumaného souboru	41
3.3	Postup u výzkumu	41
3.4	Výsledky	42
3.5	Základní popisné statistiky přímé i nepřímé digitalizace bez ohledu na pohlaví	43
3.6	Porovnání dávek mezi pohlavími i digitalizacemi	46
3.7	Úloha radiologického asistenta při zhotovení snímku hrudníku	49
4	DISKUZE	50
5	ZÁVĚR	52
7	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	53
8	PŘÍLOHY	55

SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

<i>Obrázek 1 Kostěný hrudník; pohled zprava zpředu</i>	16
<i>Obrázek 2 Plíce zpředu</i>	17
<i>Obrázek 3 Anatomie srdce</i>	18
<i>Obrázek 4 Snímek hrudníku</i>	19
<i>Obrázek 5 Umístění jednotlivých srdečních oddílů a velkých cév</i>	20
<i>Obrázek 6 Plicní pole</i>	21
<i>Obrázek 7 Závěsná rentgenka (Autor, 2019)</i>	30
<i>Obrázek 8 Vyšetřovací stůl (Autor, 2019)</i>	31
<i>Obrázek 9 Vertigraf (Autor, 2019)</i>	32
<i>Obrázek 10 Pracovna radiologického asistenta (Autor, 2019)</i>	32
<i>Obrázek 11 Ochranné pomůcky (Autor, 2019)</i>	33
<i>Obrázek 12 Kabinka (Autor, 2019)</i>	34
<i>Obrázek 13 Základní části rentgenky</i>	35
<i>Obrázek 14 Pojízdný RTG přístroj (se zdviženým C-ramenem)</i>	36
<i>Obrázek 15 Grafické znázornění získaných dat z přímé digitalizace (DR)</i>	44
<i>Obrázek 16 Grafické znázornění získaných dat z nepřímé digitalizace (CR)</i>	45
<i>Obrázek 17 Grafické porovnání dávek mužů a žen z přímé digitalizace</i>	47
<i>Obrázek 18 Grafické porovnání dávek mužů a žen z nepřímé digitalizace</i>	47
<i>Obrázek 19 Grafické porovnání dávek mužů z nepřímé i přímé digitalizace</i>	48
<i>Obrázek 20 Grafické porovnání dávek žen z přímé i nepřímé digitalizace</i>	48
<i>Tabulka 1 Hodnoty radiačního váhového faktoru</i>	23
<i>Tabulka 2 Hodnoty tkáňových váhových faktorů</i>	24
<i>Tabulka 3 Základní popisné statistiky získaných dat z obou digitalizací</i>	43
<i>Tabulka 4 Základní popisné statistiky získaných dat z obou digitalizací s rozdělením podle pohlaví</i>	46

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

%	procenta
Σ	suma
μGy	mikro gray, jednotka dávky
ALARA	As Low As Reasonably Achievable, tak nízké, jak je možné dosáhnout
ANO	akutní nemoc z ozáření
cca	cirka
CCD	charge coupled device, součástka snímající obrazovou informaci
Cl	chlor, prvek periodické tabulky
cm, cm^2	centimetr, jednotka délky, centimetr čtverečný, jednotka plochy
CMOS	complementary Metal-Oxid-semikonduktor, komplement kov-oxid a polovodič
CR	computed radiography, nepřímá digitální radiografie
CsJ	luminofofor
dEk	počáteční kinetická energie
dGy	deci gray, jednotka dávky
DICOM	Digital Image and Communications in Medicine, digitální zobrazování a komunikace v medicíně
dm	hmotnost látky
DNA	deoxyribonukleová kyselina, nositelka genetické informace
DR	direct radiography, přímá digitální radiografie
DSA	digitální subtrakční angiografie
D_{TR}	dávka ve tkáni nebo orgánu způsobená daným druhem záření
F	fluor, prvek periodické tabulky
Gd_2O_3	oxid gadolinitý
Gy	gray, jednotka absorbované dávky

H _T	ekvivalentní dávka v dané tkáni/orgánu
KAP	KAP metr, zařízení měřící plošnou kermu
keV	kiloelektronvolt, jednotka energie
mGy	mili gray, jednotka dávky
MeV	megaelektronvolt, jednotka energie
NIS	nemocniční informační systém
PA	posterior, předozadní
PACS	Picture and Archiving and Communication System, obrazový, archivační a komunikační systém
R	typ záření
rad	radián, dřívější jednotka dávky
rtg	rentgenový
s	sekunda, jednotka času
Se	selen, prvek periodické tabulky
Si	křemík, prvek periodické tabulky
str.	strana
SÚJB	státní úřad pro jadernou bezpečnost
Sv	sievert, jednotka ekvivalentní dávky
T	orgán, tkáň
Tb	terbium, prvek periodické tabulky
TFT	thin-film tranzistory
tj.	to je
tzv.	takzvaně
W _R	radiační váhový faktor
W _T	tkáňový váhový faktor

ÚVOD

Práce se zabývá porovnáváním dávek u přímé a nepřímé digitalizace při snímkování hrudníku. Téma bylo vybráno proto, že porovnání dávek mezi přímou a nepřímou digitální radiografií může poukázat na to, že je dobré přecházet na systém s přímou digitální radiografií, a to hlavně z hlediska snížení dávek na pacienta.

Je nutné mít dostatečné množství informací o radiologii jako takové, jelikož je to dle mého názoru obor, který bude do budoucna velkým přínosem. Většina pacientů není seznámena s tím, co je na radiodiagnostickém oddělení čeká. Někteří nevědí, jak rentgenový snímek v praxi vypadá a občas neznají důvod zhotovení snímku. Proto si myslím, že je potřeba objasnit tyto informace, a to nejlépe na snímku hrudníku, kvůli kterému přicházejí pacienti nejčastěji na rentgenové pracoviště. Práce objasňuje, co je to vlastně rentgenový snímek a proč se snímek pořizuje.

Dále je v práci popsána anatomie srdce a plic jakožto cílových orgánů. Hrudní koš (žebra) slouží jako důležitá ochrana srdce a plic. Na snímku je zachycen společně se srdcem a plícemi, proto se práce zabývá i jeho anatomii.

V dnešní době je především velice důležitá radiační ochrana hlavně proto, aby dávky ze záření byly co nejmenší. Je důležité vědět, co vede indikujícího lékaře ke zhotovení tohoto snímku a zvážit všechna pro a proti pořízení snímku, a to zvláště u těhotných pacientek a dětí. Jsou ale i případy, kdy je pořízení snímku nezbytné, například polytrauma. Na radiodiagnostickém oddělení je nutné dbát na radiační ochranu, a proto se tato práce zabývá radiační ochranou nejen pacienta, ale i personálu. I přestože v dnešní době jsou radiodiagnostická pracoviště vysoce specializovaná a rizika jsou téměř zanedbatelná, tak i přesto tato pracoviště, kde se nějakým způsobem pracuje s ionizujícím zářením, musí být pod neustálou kontrolou SÚJB.

V praktické části porovnávám rozdíl dávek mezi přímou a nepřímou digitalizací z údajů získaných na radiodiagnostickém pracovišti v nemocnici krajského typu. Data byla získána ve spolupráci s panem primářem MUDr. Leošem Ungermannem.

Závěrem práce je seznam použité literatury, která byla velkým přínosem při vzniku této práce.

1 CÍL PRÁCE

Cílem teoretické části v bakalářské práci je čtenáře seznámit se zhotovením rentgenového snímku, konkrétně se snímek hrudníku. Seznámení se stručnou anatomií nejen obecnou, ale i radiologickou, se základy radiační ochrany a s detekcí záření. Praktická část porovnává dávky mezi přímou a nepřímou digitální radiografií u snímku hrudníku a dodává informace o praktickém provedení snímků.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Anatomie

2.1.1 Anatomie kostry hrudníku

Hrudník – thorax (obrázek 1) se skládá z jedné kosti hrudní (sternum), z dvanácti párů žeber kloubně připojených k hrudním obratlům a z dvanácti hrudních obratlů. Prvních sedm párů žeber je připojeno ke kosti hrudní a jsou s ní skloubena, další tři páry dosahují jen k žebrům předcházejícím a zbylé dva páry jsou tzv. volné (končí volně ve svalovině). (Čihák, 2002, str. 123)

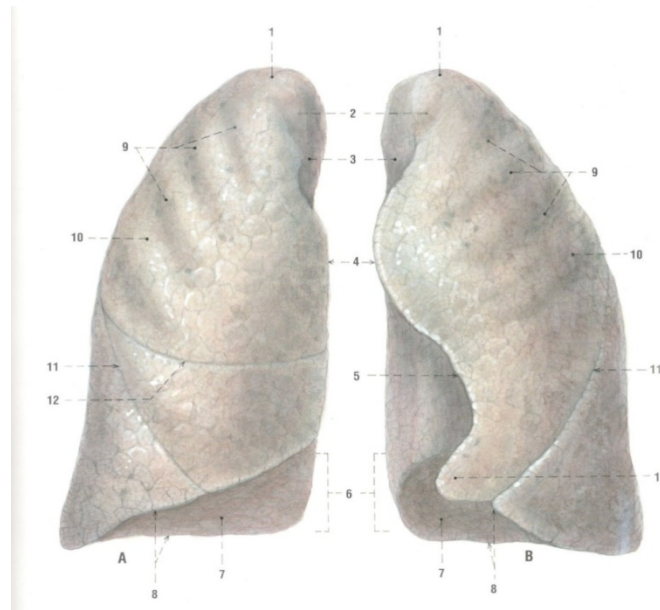


Obrázek 1 Kostěný hrudník; pohled zprava zpředu¹

2.1.2 Anatomie plic

Plíce – pulmonis (obrázek 2) jsou párovým orgánem, mají tvar komolého kužele a probíhá zde při dýchání výměna plynů mezi vzduchem a krví. Průdušky (bronchi) vstupují do plic a větví se na průdušinky (bronchioli), na které pak navazují plicní sklípky (alveoli pulmonis), které zajišťují již zmíněnou výměnu plynů mezi vzduchem a krví. Plíce plné vzduchu jsou měkké a svým tvarem se přizpůsobují okolním orgánům. Obě plíce se skládají z laloků. Pravá plíce je složena ze tří laloků – lobus superior, medius et inferior, levá jen ze dvou – lobus superior et inferior. Laloky jsou od sebe odděleny rýhami. U pravé plíce je to fissura obliqua a fissura horizontalis. U levé plíce je to jen fissura obliqua. (Čihák, 2002 str. 207) (Naňka, 2009, str. 182)

¹ ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.



Obrázek 2 Plíce zředu²

„A – PULMO DEXTER

B – PULMO SINISTER

1 apex pulmonis; 2 sulcus arteriae subclaviae; 3 facies mediastinalis; 4 margo anterior; 5 incisura pulmonis sinistri; 6 basis pulmonis; 7 facies diaphragmatica; 8 margo inferior; 9 otisky žeber; 10 facies costalis; 11 fisura obliqua; 12 fissura horizontalis pulmonis dexteri; 13 lingula pulmonis sinistra“ (Čihák, 2002, str. 209)

Výše jsou uvedeny vysvětlivky k obrázku 2.

2.1.3 Anatomie srdce

2.1.3.1 Makroskopický popis srdce

Srdce – cor (obrázek 3) je svalová pumpa krevní soustavy. Svými stahy systolou (stah srdce) a diastolou (ochabnutí, uvolnění stahu) vypuzuje krev do velkých tepen, kterými protéká do menších tepen a poté do malých tepének zvaných arteriolae. Odtud krev proudí dále do systému tenkostěnných kapilár, kde dochází k výměně plynů a tekutin mezi krví a okolní tkání. Vény, které vznikly spojením kapilár ve venuly, nakonec ústí do srdce. Srdce je uloženo šikmo za sternem v mediastinu, nasedá na bránici a jeho otisk je patrný na obou plicích. Srdce má dva krevní oběhy – velký a malý. (Elišková, Naňka, 2006, str. 89-90) (Čihák, 2004, str. 8)

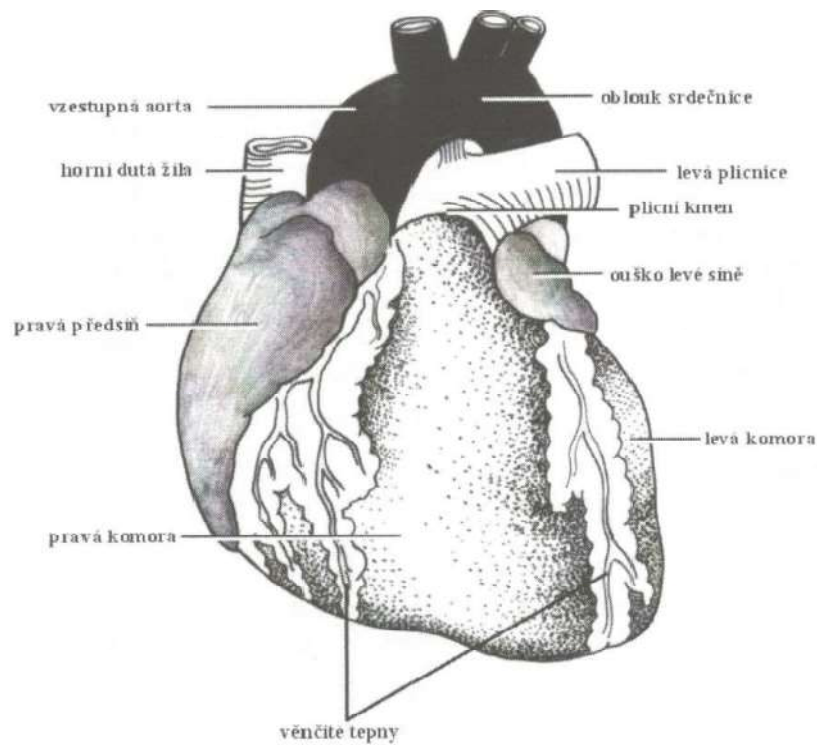
² ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.

2.1.3.2 Malý (plicní) krevní oběh

V malém krevním oběhu proudí odkysličená krev přes vena cava superior (horní dutá žíla) a vena cava inferior (dolní dutá žíla) do pravé předsíně. Z pravé předsíně proudí do pravé komory přes trikuspidální chlopeň (trojcípá chlopeň) a dále do truncus pulmonalis (plicnice), která se dělí na arteria pulmonalis dextra a sinistra (pravá a levá plicní tepna). Odtud krev proudí do levé a pravé plíce. V plicích se krev okysličí. Do levé předsíně pak proudí krev okysličená, a to čtyřma plicními žilami, dvěma venae pulmonales dextra a dvěma venae pulmonales sinistra. (Elišková, Naňka, 2006, str. 89-90)

2.1.3.3 Velký (tělní) krevní oběh

Velký krevní oběh začíná v levé předsíni, kde se okysličená krev dostává do levé komory přes bikuspidální chlopeň (dvojcípá chlopeň). Dále proudí přes aortu až do celého těla. Přes kapiláry přechází krev do jednotlivých žil a zpět do srdce se vrací přes horní a dolní dutou žílu. (Elišková, Naňka, 2006, str. 90)

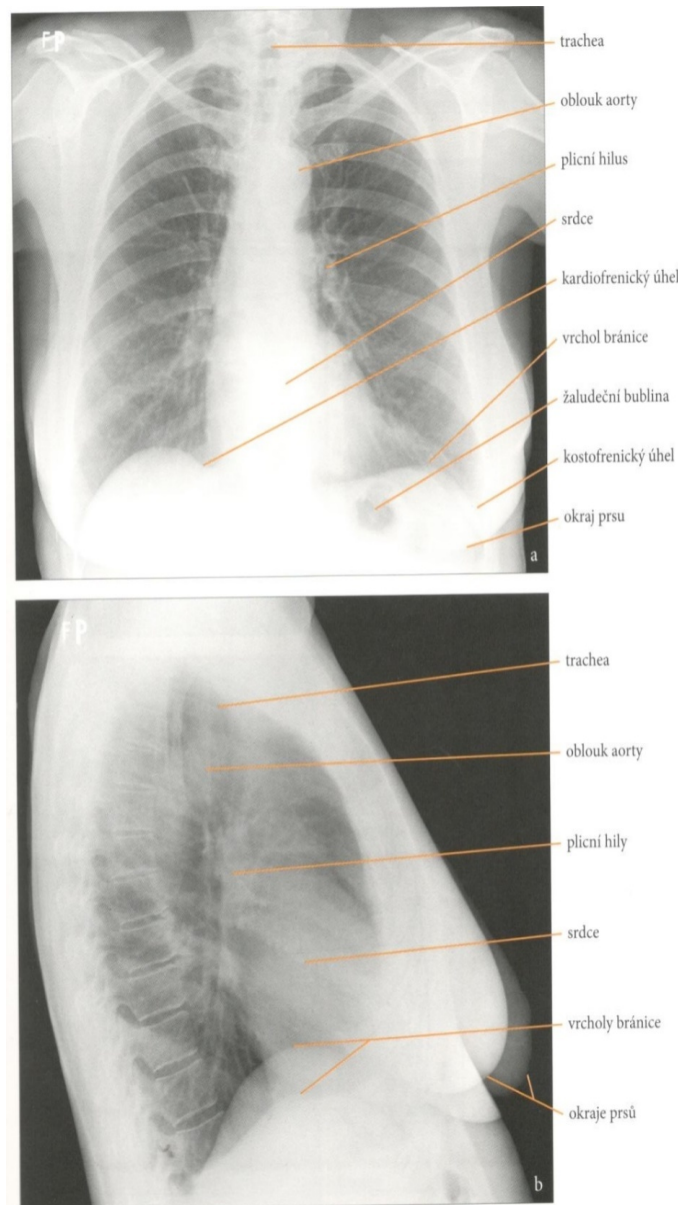


Obrázek 3 Anatomie srdce³

³ NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7368-057-2.

2.2 Radiologická anatomie

Na obrázku 4 je a) zadopřední snímek a b) bočný snímek hrudníku s jednotlivými popisky. Na snímcích hrudníku je viditelný normální nález 50leté ženy.



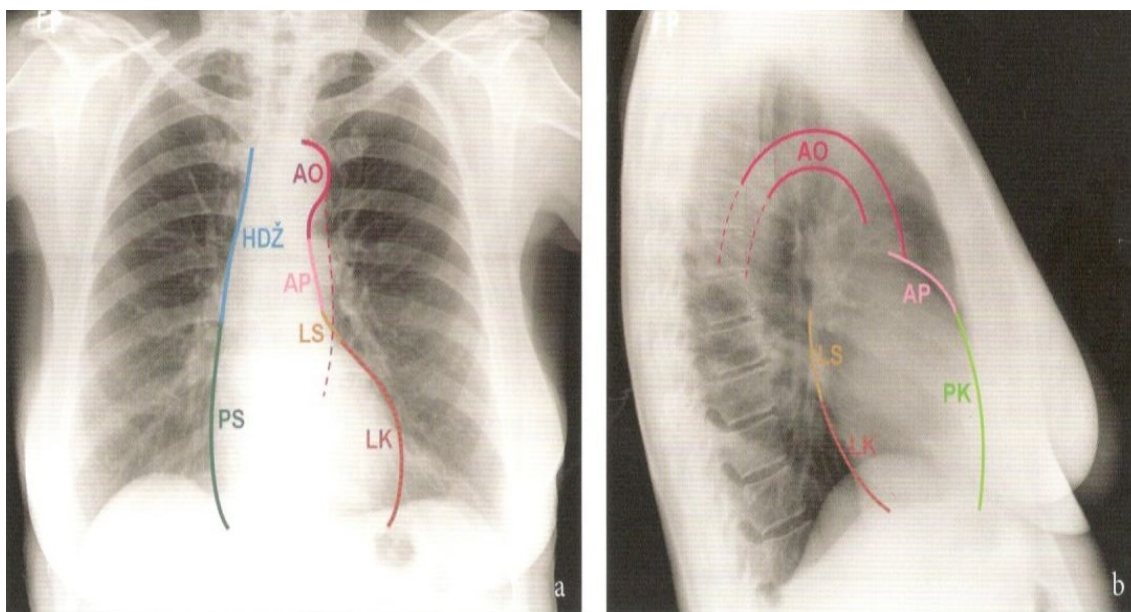
Obrázek 4 Snímek hrudníku⁴

„Plicní parenchym není za normálních okolností přímo patrný. Sledovatelná je kresba cév, která se z plicních hilů rozbíhá do periferie, větví se a postupně se zužuje. Ve vzdálenosti 1-2 cm od hrudní stěny již normální cévy nejsou patrné. Kopule bránice jsou hladké, pravá polovina bývá uložena výše než levá, což je patrné i na bočním snímku. Pod levou částí bránice bývá viditelná žaludeční bublina. Kostofrenické (zevní) brániční úhly jsou ostré,

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

kardiofrenické (vnitřní) úhly bývají často vyplněné mediastinálním tukem. Srdce tvoří na snímku sytý stín ostře ohraničený od plicních křídel. V bočné projekci je dobře patrné, že srdce je uloženo ve ventrální části hrudníku. Velikost i tvar srdce jsou ovlivněny polohou pacienta (vestoje nebo vleže) a hloubkou nádechu při snímkování.“ (Heřman a kolektiv, 2014, str. 37)

Na obrázku číslo 5 najdeme taktéž a) zadopřední snímek a b) bočný snímek hrudníku s jednotlivými popisky, které se zaměřují na srdeční oddíly a velké cévy.

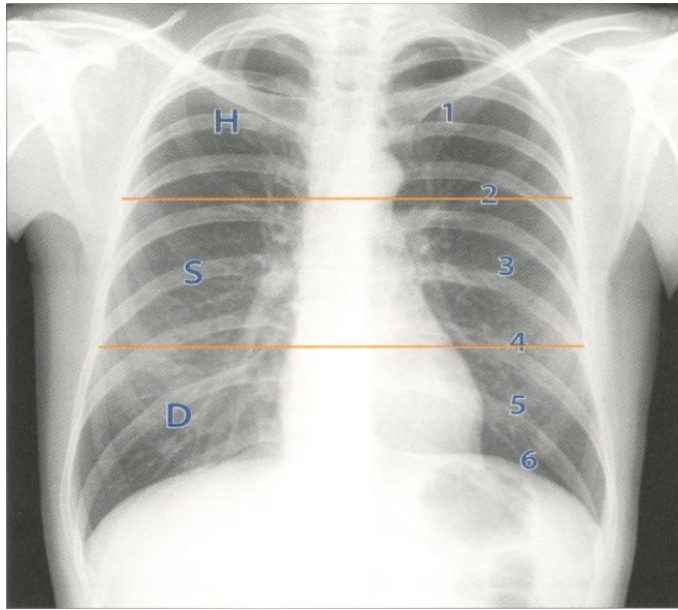


Obrázek 5 Umístění jednotlivých srdečních oddílů a velkých cév⁵

„AO – oblouk aorty (čárkovaně sestupná aorta, která není vždy patrná), AP – a. pulmonalis, HDŽ – horní dutá žíla, LS – levá síň, LK – levá komora, PS – pravá síň, PK – pravá komora.“ (Heřman a kolektiv, 2014, str. 38)

⁵ HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

Na obrázku číslo 6 je snímek hrudníku, na kterém jsou znázorněna plicní pole.



Obrázek 6 Plicní pole⁶

„Máme-li k dispozici pouze předozadní snímek, nelze z něj jednoznačně určit polohu plicních laloků. K lokalizaci struktur se proto používají tzv. plicní pole. Na každé straně jsou tři: horní (H), střední (S) a dolní (D). Hranice mezi nimi tvoří spojnice ventrálních konců 2. a 4. žeber (označeno čarami). (Čísly jsou označeny ventrální konce 1. – 6. žebra vlevo.)“ (Heřman a kolektiv, 2014, str. 38)

⁶ HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

2.3 Základy radiační ochrany

2.3.1 Veličiny charakterizující účinky ionizujícího záření na látku

2.3.1.1 Kerma

Kerma se rovná podílu součtu počátečních kinetických energií dE_k uvolněných nepřímo ionizujícím zářením objemu látky o hmotnosti dm . Kerma se vztahuje pouze k nepřímo ionizujícímu záření (rtg, gama a neutrony). Je označována písmenem K . Jednotkou je gray (Gy). (Súkupová, 2018, str. 151)

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

2.3.1.2 Plošná kerma

Plošná kerma je násobkem absorbované dávky a ozářené plochy. Je označována jako KAP (DAP). Jednotkou je gray na metr čtverečný ($Gy \cdot m^2$). (Kroupová, 2008, str. 27)

2.3.1.3 Absorbovaná dávka

Dávka je energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky. Je označována písmenem D . Jednotkou je gray (Gy). Dřívější jednotkou dávky byl rad ($1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$). (Súkupová, 2018, str. 151) (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 13)

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

2.3.1.4 Dávkový příkon

Dávkový příkon je přírůstek dávky za jednotku času. Udává, jak rychle se dávka mění a používá se pro hodnocení přímo ionizujícího záření. Označuje se písmenem \dot{D} . Jednotkou je gray za sekundu ($Gy \cdot s^{-1}$). (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 13)

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

2.3.2 Veličiny charakterizující biologické účinky ionizujícího záření

2.3.2.1 Ekvivalentní dávka

Ekvivalentní dávka je součet radiačního váhového faktoru (W_R) a střední dávky záření typu R ve tkáni nebo orgánu T (D_{TR}). Označuje se H_T . Jednotkou je sievert (Sv). Radiační váhový faktor W_R vyjadřuje relativní biologickou účinnost jednotlivých typů záření vzhledem k záření fotonovému. Jeho hodnoty jsou zjištěné v následující tabulce (tabulka 1). (Súkupová, 2018, str. 159-160) (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 13)

$$H_T = W_R D_{TR}$$

Tabulka 1 Hodnoty radiačního váhového faktoru⁷

Záření, energie	W_R
fotonové záření	1
beta záření	1
neutrony <10 keV	5
neutrony 10 keV až 100 keV	10
neutrony 100 keV až 2 MeV	20
neutrony 2 MeV až 20 MeV	10
neutrony > 20 MeV	5
alfa záření	20

⁷ ŠVEC, Jiří, Jana CHMELOVÁ a Karol KORHELÍK. *Radioekologie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-219-2.

2.3.2.2 Efektivní dávka

Efektivní dávka je součet ekvivalentních dávek (W_T) v jednotlivých orgánech nebo tkáních vynásobená příslušnými tkáňovými váhovými faktory (H_T). Označuje se E . Jednotkou je sievert (Sv). Tkáňový váhový faktor H_T je bezrozměrné číslo, které vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně k celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným celotělovým ozářením. Jeho hodnoty jsou zjistitelné v následující tabulce (tabulka 2). Součet tkáňových váhových faktorů všech orgánů a tkání v těle je roven 1. (Súkupová, 2018, str. 160) (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 14)

$$E = \sum W_T H_T$$

Tabulka 2 Hodnoty tkáňových váhových faktorů⁸

Tkáň, orgán	W_T
gonády	0,20
mléčná žláza	0,05
červená kostní dřeň	0,12
plíce	0,12
štítná žláza	0,05
povrch kostí	0,01
tlusté střevo	0,12
žaludek	0,12
játra	0,05
kůže	0,01
ostatní tkáně a orgány	0,05

2.4 Radiační ochrana

2.4.1 Biologické účinky

Biologické účinky záření závisí na druhu a energii záření, dávce a dávkovém příkonu a vlastnostech ozářené tkáně nebo orgánů. Excitace a ionizace atomů jsou negativními účinky záření absorbované v organismu. Nejvýznamnější poškození na buněčné úrovni je poškození molekuly DNA. Dělicí se buňky jsou na záření nejcitlivější, proto obvykle zvažujeme indikaci snímků v oblasti břicha, pánve a všechny snímky u dětí. Jsou dvě skupiny účinků záření na buňku a to: a) smrt buňky (ztráta schopnosti dělení buněk), b) změna cytogenetické informace při zachování dalšího buněčného dělení. Biologické účinky se dělí na deterministické a stochastické. (Heřman a kolektiv, 2014, str. 11) (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 23)

⁸ ŠVEC, Jiří, Jana CHMELOVÁ a Karol KORHELÍK. *Radioekologie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-219-2.

2.4.2 Stochastické účinky ionizujícího záření

Stochastické účinky jsou náhodné, nepředvídatelné, pravděpodobnostní. Nejsou závislé na výši dávky a jsou bezprahové, na rozdíl od účinků deterministických. To znamená, že každé i velmi malé dávce odpovídá určitá pravděpodobnost jejich vzniku. Jedná se o účinky pozdní – projeví se po delším časovém úseku. Nejzávažnějšími účinky jsou změny cytogenetické informace. Jedná se o somatické a genetické mutace. Somatickou mutací je zde myšlena nádorová transformace. Projevuje se přímo v ozářené tkáni. Genetickou mutací je myšleno dědičné poškození, které se přenáší do dalších generací. Stochastické účinky nelze rozlišit od spontánního výskytu. (Heřman a kolektiv, 2014, str. 11) (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 25)

2.4.3 Deterministické účinky ionizujícího záření

U deterministických účinků je poškození tkáně přímo úměrné dávce záření. Jedná se o účinky časné – projeví se v krátkém čase po ozáření většími dávkami. Nastanou po dosažení prahové dávky, která je různá pro různé orgány. Pro jednorázové celotělové ozáření je prahová dávka 1-3 Gy. Po překročení nastane tzv. buněčná smrt. Příkladem může být akutní nemoc z ozáření (ANO) nebo lokální účinky na kůži. ANO nastává při jednorázovém celotělovém ozáření. Lokální účinky na kůži neboli radiační dermatitida nastává v případě, že byl zdroj ionizujícího záření při nehodě blízko povrchu těla a dávka v kůži je velká. (Heřman a kolektiv, 2014, str. 11) (Švec, Chmelová, Korhelík, 2006, str. 24)

2.4.4 Principy a cíle radiační ochrany

Radiační ochrana má za cíl řídit se jistými principy a dohlížet na to, zda jsou správně dodržovány na všech pracovištích. Nejdůležitějšími principy jsou: princip odůvodnění, optimalizace, limitování dávek a bezpečnosti zdroje. (Súkupová, 2018, str. 23-25)

2.4.4.1 Princip odůvodnění

Princip odůvodnění znamená, že přínosy používání ionizujícího záření musí být vždy vyšší než související rizika. A také to, zdali se nedá šetrnější metodou dosáhnout podobných nebo lepších výsledků. Ovšem do tohoto je potřeba ještě zahrnout finanční stránku věci. Lékařské ozáření osob musí být vždy zdravotním prospěchem pro pacienta. (Súkupová, 2018, str. 23-25)

2.4.4.2 Princip optimalizace

Princip optimalizace tzv. ALARA („As Low As Reasonably Achievable“) znamená, že dávka musí být tak nízká, jak je rozumně dosažitelné. V praxi to může znamenat například to, že

můžeme upravovat parametry vyšetření a tím se snažit snížit dávku. Ovšem pouze do té míry, aby vyšetření bylo dostatečně kvalitní, správně provedené a zhodnotitelné, abychom ho nemuseli opakovat. (Súkupová, 2018, str. 23-25)

2.4.4.3 Princip limitování dávek

Princip limitování dávek neplatí pro lékařské ozáření, protože nepodléhá limitům. Navíc by to značně omezovalo možný zdravotní přínos pro pacienty. Pro pacienty jsou stanoveny diagnostické referenční úrovně. Avšak pro radiační pracovníky tento princip platí. Ti mají stanovené svoje limity. Ty je důležité nepřekračovat, a proto musí být všem radiologickým pracovníkům známy metody ochrany před účinky ionizujícího záření. (Súkupová, 2018, str. 23-25)

2.4.4.4 Princip bezpečnosti zdrojů

Princip bezpečnosti zdrojů vyžaduje, aby zdroj ionizujícího záření splňoval všechny bezpečnostní předpisy, prošel všemi nařízenými kontrolami a všemi zkouškami (zkouškou přejímací, zkouškami dlouhodobé stability a provozní stálosti). Dále aby se zdrojem nakládal jen řádně vyškolený personál, který k tomu má potřebná oprávnění. (Súkupová, 2018, str. 23-25)

Cílem radiační ochrany je zamezit výskytu deterministických účinků a výskyt stochastických účinků snížit na přijatelnou mez. (Heřman a kolektiv, 2014, str. 11)

2.4.5 Metody ochrany před ionizujícím zářením

Metody ochrany před ionizujícím zářením slouží k tomu, aby se chránil nejen personál, ale i pacienti. Využívá se následujícího souboru pravidel: ochrana vzdáleností, ochrana časem a stíněním.

2.4.5.1 Ochrana vzdáleností

Ionizující záření klesá se čtvercem vzdálenosti (s druhou mocninou přibývá plocha – částice se rozptýlí na větší plochu). To znamená, že při dvojnásobném vzdálení pracovníka od zdroje záření, klesne dávka na čtvrtinu. Toho se dá dosáhnout odstupem od zdroje záření a použitím například dálkového ovladače. U pacientů se dbá na co nejbližší vzdálenost k receptoru a na co nejdelší vzdálenost od zdroje. (Súkupová, 2018, str. 199)

2.4.5.2 Ochrana časem

K ochraně pacientů je třeba zvolit co možná nejkratší dobu expozice, která se řídí u skiografie expoziční automatikou (automatický senzor). Pro ochranu personálu je nutné, aby se

pracovníci zdržovali po co možná nejkratší dobu v místech, kde dochází k jejich vystavení ionizujícímu záření (skiaskopie, naaplikovaní pacienti na nukleární medicíně apod.) (Súkupová, 2018, str. 199)

2.4.5.3 Ochrana stíněním

Důležité je hlavně správně a co nejlépe využívat clony, filtrovat svazek záření a používat ochranné pomůcky jako jsou například: ochranné brýle, zástěry, rukavice, zástěny. (Súkupová, 2018, str. 199)

2.5 Základní projekce ve skiagrafii

Zjednodušeně můžeme říci, že rentgenový obraz je dvojrozměrný obraz třírozměrného objektu. Ke vzniku obrazu je třeba zdroj rtg záření (tj. ohniska rentgenky), vyšetřovaný objekt a plocha, na kterou se promítne a zviditelní obraz čili detektor případně film. Vzájemné postavení objektu, ohniska a filmu/detektoru ovlivňuje výsledné zobrazení objektu, jelikož určuje jeho projekci. (Chudáček, 1995, str.17)

Projekce dělíme na dva základní typy: projekce paralelní a projekce centrální.

2.5.1 Projekce paralelní

Zdroj záření je v nekonečnu a paprsky probíhají paralelně. V případě použití paralelní projekce se objekt zobrazí ve stejné velikosti i ve stejném tvaru. Při radiodiagnostickém vyšetření se nepoužívá paralelní projekce, protože zdroj záření je příliš blízko objektu. V radiodiagnostice se používá vždy jen centrální projekce. (Chudáček, 1995, str.17)

2.5.2 Projekce centrální

Projekce, při které se paprsky šíří rozbíhavě. Paprsky vystupující z rentgenky tvoří komolý kužel nebo jehlan. Jedná se o užitečný svazek záření. Osu svazku tvoří paprsek centrální, kolem něj se paprsky rozbíhají nejméně. Centrální paprsek se používá k co nejpřesnějšímu zaměření celého užitečného svazku. Centrální projekce je kolmá i šikmá. (Chudáček, 1995, str.17)

2.5.3 Projekce kolmá centrální

Projekce, kde centrální paprsek dopadá kolmo na rovinu filmu nebo štítu případně na hlavní rovinu objektu. U kolmé projekce se objekt zobrazí velikostně i tvarově optimálně a není nijak posunutý. (Chudáček, 1995, str.18)

2.5.4 Projekce šikmá centrální

Projekce, při které centrální paprsek nedopadá kolmo, nýbrž dopadá šikmo na rovinu filmu nebo štítu. Obraz objektu je u této projekce rozměrově i tvarově zkreslený. Čím menší je úhel, pod kterým dopadá centrální paprsek na štít nebo film, tím větší je zkreslení. Šikmá projekce se provádí tehdy, když je objekt zájmu překryt jiným objektem například kostí, která znemožňuje dobré zobrazení prvního jmenovaného objektu. (Chudáček, 1995, str.18)

Při šikmé i kolmé projekci dochází ke zvětšení obrazu kvůli rozbíhavosti primárního svazku. Čím blíže je ohnisko k objektu nebo čím je větší vzdálenost objekt-film, tím je větší zvětšení obrazu. Aby byl obraz co nejvěrnější, mělo by být zvětšení co nejmenší. Z toho vyplývá, že při snímání nebo prosvěcování je třeba dosáhnout co nejmenší vzdálenosti ohniska od filmu a co nejmenší vzdálenosti mezi objektem a filmem. V praxi to znamená, že snímávaná končetina nebo strana těla by měla být co nejbližší kazetě či detektoru. Ohniskovou vzdálenost není možné prodlužovat do nekonečna. (Chudáček, 1995, str.18-19)

2.6 Projekce na snímek hrudníku

Na snímek hrudníku se používají dvě základní projekce. Zadopřední projekce (anterior-posterior) a bočná projekce (lateral). Bočná projekce může být pravá nebo levá. Snímek hrudníku se provádí ve stoje u vertigrafu. Předepsaná ohnisková vzdálenost pro snímky plic je 150-200 cm. (Nekula, Chmelová, 2005, str. 71-72)

2.6.1 Zadopřední projekce PA

Pacient stojí u vertigrafu čelem k detektoru přitisknut hrudníkem. Ruce má okolo vertigrafu a drží se madel, nebo je může mít svěšené podél těla. Důležité je, aby měl ramena svěšená dolů a při nádechu je zase nevytáhl nahoru. Centrální paprsek jde horizontálním směrem a směřuje na tělo šestého hrudního obratle, který leží zhruba na spojnici dolních úhlů lopatek. Horní okraj detektoru je 3 cm nad rameny. Ohnisková vzdálenost je minimálně 150 cm a maximálně 200 cm. Snímek se provádí v maximálním nádechu. Správný snímek je poznat podle toho, že je na něm zachycena celá oblast plic – to je od hrotů k bránici, včetně kostofrenických úhlů. Pacient ve fertilním věku u této projekce dostane ochrannou olověnou zástěru na gonády. Zástěru pacientovi dáváme na zadní část těla (blíže ke zdroji záření). (Nekula, Chmelová, 2005, str. 71-72)

2.6.2 Bočná projekce

Pacient stojí co nejbližší bokem k vertigrafu stranou, kterou má napsanou na žádance. Horní končetiny má nad hlavou. Pacienti, kteří horní končetiny neudrží bez pomoci sami nad

hlavou, se můžou chytit madel, která jsou připevněna na vertigrafu. Horní část těla pacient mírně nahnubí, tím se pacientovi lopatky roztáhnou a my tak získáme lepší přehled hrudní dutiny. Snímek se provádí v maximálním nádechu a ohnisková vzdálenost je stejná jako u předozaďní projekce. Na snímku musí být vidět kompletně celé plíce od hrotů dolů k bránici. I u této projekce pacienti ve fertiľním věku dostanou ochrannou olověnou zástěru na gonády, ovšem tentokrát na bok těla, který je dále od vertigrafu, tedy blíže ke zdroji záření. (Nekula, Chmelová, 2005, str. 71-72)

2.6.3 Indikace k vyšetření

Nejčastější indikace k rtg snímku hrudníku jsou například předoperační vyšetření, plicní tuberkulóza, onemocnění spojená s dýchacím ústrojím, zodpovězení onkologické otázky, kardiologická onemocnění. (Heřman a kolektiv, 2014, str. 5)

2.7 Vybavení radiodiagnostických pracovišť

Moderní rentgenová pracoviště s digitální radiografií by měla být vybavena závěsnou rentgenkou, vyšetřovacím stolem, vertigrafem, pracovním pro radiologické asistenty, ochrannými pomůckami, fixačními pomůckami, kabinkami na převlékání. (Perchlíková, 2013, str. 14)

a) Závěsná rentgenka

Závěsná rentgenka se jí říká proto, že je zavěšena na stropním závěsu. Jezdí po dvou na sebe kolmých drahách. Díky tomu jde s rentgenkou jezdit skoro po celé vyšetřovací místnosti. To velmi usnadní práci radiologickému asistentovi například při příjezdu imobilního pacienta, který se musí snímkovat na lůžku v jiné než standardní projekci. S rentgenkou se může pohybovat všemi směry, může se s ní otáčet a tím tak nastavit paprsek vertikálně, horizontálně nebo šikmo. Všechny tyto pohyby se ovládají pomocí tlačítek na krytu rentgenky. (Perchliková, 2013, str. 15)



Obrázek 7 Závěsná rentgenka (Autor, 2019)

b) Vyšetřovací stůl

U vyšetřovacího stolu jde nastavit pomocí pedálu uložených ve spodní části jeho výška nebo se může s vrchní deskou pohybovat do všech stran. Ve stolu je uložena sekundární clona a ionizační komůrky expozičního automatu. Tím jde pohybovat do dvou stran, a to v celém rozsahu délky stolu. Díky tomuto pohybu může být pacient stále uložen na středu stolu a nemusí se hýbat, když je potřeba zacentrovat paprsek na jiné místo. (Perchlíková, 2013, str. 15)



Obrázek 8 Vyšetřovací stůl (Autor, 2019)

c) Vertigraf

Vertigraf je potřebný pro snímkování vestoje nebo vsedě s horizontálním paprskem. Uvnitř vertigrafu je napevno uložená sekundární clona, expoziční automatika. S vertigrafem je možné pohybovat nahoru a dolů po vertikálním nosníku, který je zabudován do podlahy. (Perchlíková, 2013, str. 15)



Obrázek 9 Vertigraf (Autor, 2019)

d) Pracovna pro radiologické asistenty

Pracovna je místnost, kde radiologický asistent ovládá rentgenové zařízení. Jsou zde uloženy snímkovací kazety, vyvolávací přístroj a technika potřebná pro snímkování. (Perchlíková, 2013, str. 16)



Obrázek 10 Pracovna radiologického asistenta (Autor, 2019)

e) Ochranné pomůcky

Mezi ochranné pomůcky patří například ochranná zástěra, límce, olověné pouzdro pro šourek nebo olovněná guma pro ženy, které slouží pro vykrytí pohlavních orgánů. Ochranné zástěry slouží k ochraně celého těla kromě rukou, nohou a lebky. Límec je důležitý pro ochranu štítné žlázy. (Perchliková, 2013, str. 16)



Obrázek 11 Ochranné pomůcky (Autor, 2019)

f) Fixační pomůcky

Fixační pomůcky slouží k lepší stabilitě pacienta. Jsou vyrobeny z materiálu, který je dobře omyvatelný. K těmto pomůckám se řadí například klíny nebo ovály o různých rozměrech. (Perchliková, 2013, str. 16)

g) Kabinky

Kabinky slouží k vysvlékání a oblékání pacientů před a po vyšetření. Při vyšetřeních, u kterých není potřeba, aby se pacient svlékal z oblečení, slouží alespoň pro odložení osobních věcí jako například taška, brýle, bundy, šperky a tak dále. (Perchliková, 2013, str. 16)

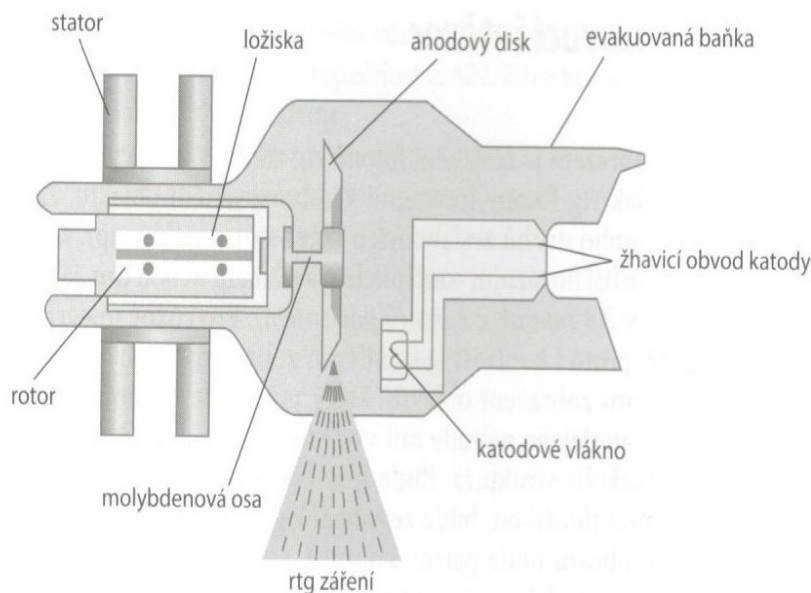


Obrázek 12 Kabinka (Autor, 2019)

2.7.1 Komponenty stacionárního rentgenu

Stacionární rentgen se skládá z rentgenky, filtrace, primární clony, KAP metru, sekundární clony, expoziční automatiky a receptoru obrazu.

Rentgenka je vakuová trubice, správněji rentgenová lampa, uvnitř které se nachází žhavená katoda, která je zdrojem elektronů. Tyto elektrony jsou urychleny a dopadají na anodu neboli terčík. Při dopadu se změní kinetická energie elektronů na teplo což tvoří 99% vzniklé energie a pouze zbývající 1 % se přemění na rtg záření. Anoda tedy musí být zhotovena z materiálu, jenž je dostatečně odolný proti teplu např. wolfram, který se používá nejčastěji právě kvůli své vysoké teplotě tání, a navíc má vyšší atomové číslo, díky čemuž produkuje více fotonů rtg záření. Pro lepší odvod tepla je anoda konstruována jako rotační. Rentgenová lampa tedy slouží jako zdroj rtg záření. Jak už bylo zmíněno, základem každé rentgenky je katoda a anoda. Katoda a anoda jsou umístěny ve skleněné baňce, uvnitř které je vakuum. Rentgenka je chlazena olejem a celá je umístěna ve stínícím krytu z olova s kolimátorem. Díky kolimátoru můžeme vymezit užitečný rtg svazek. Mezi katodou a anodou je udržováno elektrické napětí v řádech desítek kV. (Súkupová, 2018, str. 27) (Heřman a kolektiv, 2014, str. 11)



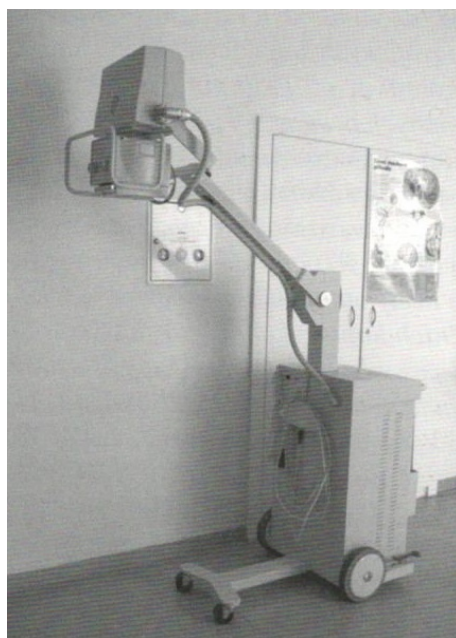
Obrázek 13 Základní části rentgenky⁹

⁹ SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

Filtrace slouží k filtrování nízkoenergetického záření, které je pro vytvoření snímku nepotřebné. Filtrace snižuje radiační zátěž pacienta. **Primární clona** vymezuje pole záření (světelné i radiační) a zvyšuje kvalitu záření. Správným používáním clon se sníží objem snímkaného pole a tím se zlepší kvalita obrázku. Tímto se také snižuje radiační zátěž pacienta. **KAP metr** měří plošnou kermu, což je násobek kermu a ozářené plochy. **Sekundární clony** slouží k vychytávání sekundárního záření, které zhoršuje kvalitu obrazu. **Expoziční automatika** – napětí, proud a čas potřebný pro vytvoření snímku. Napětí a proud jsou přednastavené. Proud je závislý na napětí a napětí je závislé na orgánové automatice. Čas je řízený senzorem. **Receptory obrazu** neboli detektory slouží k zaznamenání obrazu. U přímé digitalizace se jedná o flat panel a u nepřímé digitalizace jde o kazetu. (Seidl, 2012, str. 31-36)

2.7.2 Komponenty pojízdného rentgenu

Komponenty pojízdného rentgenu jsou totožné až na sekundární clony a expoziční automatiku. Sekundární clony a expoziční automatika jsou zabudované ve stole či vertigrafu na pevno, tudíž u pojízdného rentgenu tyto dva komponenty chybí. Receptorem obrazu je zde CR kazeta, ke které musí být v pracovně pro radiologické asistenty umístěn vyvolávací přístroj. (Seidl, 2012, str. 31-36)



Obrázek 14 Pojízdný RTG přístroj (se zdviženým C-ramenem)¹⁰

¹⁰ SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

2.8 Detekce záření

K detekci záření se používají analogové a digitální systémy, kdy se digitální systémy dělí na systém s přímou a nepřímou digitalizací.

2.8.1 Analogový systém

Analogový systém fungoval na principu rtg záření a světla ze zesilovacích fólií, které ozařovaly film a ten se následně chemicky zpracovával. Analogový systém je dnes již skoro minulostí, už jen pár pracovišť v dnešní době tento systém využívá. V posledních letech snad i desetiletích došlo k mimořádnému rozvoji digitální radiografie. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str.33)

2.8.2 Digitální systém

U digitálního systému se mění elektromagnetické záření na elektrický proud, který je následně převeden do počítačového kódu. Obraz se vytváří v jednotlivých pixelech (obrazových bodech) a každý má v sobě daný stupeň šedi a danou souřadnici. Množství pixelů na cm^2 udává rozlišení digitálního obrazu, čím jich je více, tím roste rozlišovací schopnost. Na rozlišovací schopnost mají největší požadavky snímky plic a mamografie. Postprocessing (následné zpracování) umožňuje upravovat původní data tzv. surová data (raw data) – jas, kontrast, škála šedi a další. Díky postprocessingu se výrazně sníží dávka na pacienta, a to zejména proto, že se snímky nemusí tak často opakovat. Vyšetření je skoro ihned dostupné v počítači pro radiologického asistenta a pomocí *PACSu (systém uchovávající obrazové informace, které vznikly na digitálních modalitách) je možné ho ihned odeslat lékaři. Digitální zobrazovací systém se dělí na přímou DR (direct radiography) a nepřímou CR (computedradiography) radiografií. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str.33)

***PACS** (Picture and Archiving and Communication System)

Česky obrazový, archivační a komunikační systém. Je to systém uchovávající obrazové informace vzniklé na digitálních modalitách používaných ve zdravotnických zařízeních. Systém například umožňuje ukládání vyšetření, rychlé vyhledávání obrazové dokumentace a zobrazování vyšetření na více místech nemocnice. Výhody PACSu: snížení radiační zátěže pacientů díky snížení počtu opakovaných vyšetření, minimální ztráta obrazové dokumentace, lépe se dají dohledat starší vyšetření, sníží se provozní náklady a je zde možnost postprocessingového zpracování obrázků. Nevýhody systému: vysoké vstupní náklady, nutnost zabezpečení dat, nutnost správce systému, složitá obsluha a údržba. PACS pracuje a

komunikuje na základě standardu DICOM. Sdílení jednotlivých vyšetření mezi nemocnicemi je možné pomocí ePacsu. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str. 65-66)

DICOM (Digital Imagine and Communications in Medicine)

DICOM je standart, který popisuje, jak mají být přenášeny a ukládány informace vzniklé na zobrazovacích modalitách. Obsahuje hlavičku, kde jsou uloženy informace o pacientovi. Dále obsahuje informace o druhu snímku, velikosti obrázku, obrazová data, hodnoty jasu a kontrastu a případně hodnoty radiační dávky. (Súkupová, 2018, str. 212) (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str. 65-66)

NIS

NIS je nemocniční informační systém, který slouží ke sběru dat. Tato data zároveň ukládá a zpracovává. Předkládá a vykládá informace v nemocnicích případně i na jiných lůžkových zařízeních. Je to organizačně složitý systém. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str. 66)

2.8.2.1 Nepřímá digitální radiografie – CR

Paměťová fólie, která je formátově i velikostně stejně velká jako rentgenová kazeta, je základem nepřímé digitalizace. Tato fólie obsahuje sloučeninu fosforu (luminifor CsJ nebo halogenidy barya F a Cl). Fosfor nevyzařuje všechnu vstřebanou energii z fotonů hned po ozáření, ale po nějakou dobu ji uchovává. To je možné díky vzniku latentního obrazu. Tomuto jevu se říká tzv. elektronová past. Elektronová past vzniká po dopadu rtg záření na luminofor, kdy elektrony z fólie přejdou do stavu s vyšší energií, jsou zachycovány do elektronových pastí a jsou uchovány delší dobu. Obraz vzniklý na paměťové fólii do počítače převedeme pomocí čtečky. Uvnitř čtečky je paměťová fólie ozářena červeným laserem, který vrací elektrony do původního stavu. Tyto elektrony vyzařují přebytečnou energii ve formě viditelného záření (fotonů), které jsou zaznamenány fotodiodami. Fotodiodami jsou fotony převedeny na elektrický náboj a poté převáděny na digitální signál. Digitální signál už je potom dekódován softwarem v počítači. Po přečtení obrazu čtečkou se zaznamenaný obraz díky intenzivnímu světlu vymaže a může se použít znovu. Avšak každá fólie má svoji omezenou životnost cca 30 000 expozic. Je důležité paměťovou fólii co nejdříve oskenovat, protože stav excitace je nestabilní. Informace se uchovávají jen cca 12-24 hodin. U nepřímé digitalizace je důležité používat kvalitní sekundární clony, protože tento systém je značně citlivý na nízkoenergetické záření, avšak citlivost pro vysokoenergetické záření je slabší. Velikost zvoleného formátu souvisí s rozlišovací schopností. Čím větší fólie, tím menší rozlišovací schopnost. Rozlišovací schopnost je horší u systémů vycházejících

z luminiscence, protože zde dochází k rozptylu světla. Kvalita rozlišovací schopnosti závisí i na rychlosti skenování, kvalita klesá s vyšší rychlostí. (Heřman a kol., 2014, str. 14) (Súkupová, 2018, str. 57) (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str. 33-34)

2.8.2.2 Přímá digitální radiografie – DR

"Základem přeměny elektromagnetického záření na elektrický proud jsou fotodiody, fyzikálním principem je vnitřní forma fotoefektu. V polovodičovém krystalu elektrony z obalu atomu vytvářejí se sousedními pevnou vazbu. K uvolnění elektronu z pevné vazby je potřeba energie, kterou dodají fotony elektromagnetického záření, ale tato energie musí být větší než vazební energie.

Elektrony se začnou v krystalu volně pohybovat, místo uvolněného elektronu zůstává neobsazené. V literatuře se proto setkáváme s pojmem elektron-díra. Pokud je v krystalu určitá nehomogenita, jsou přiloženy dva různé polovodiče na sebe. V tomto místě vzniká určité vnitřní pole, které rozdělí komplex elektron-díra tak, že elektrony jsou směřovány do oblasti N, která se nabíjí záporně, a naopak oblast P kladně. Mezi nimi zůstává určité elektrické napětí. Napětí na každém pixelu může být měřeno speciálním fototranzistorem. Velikost elektrického proudu v čipu závisí na intenzitě elektromagnetického záření, na ploše článku a na jeho účinnosti.

U CCD technologie je vzniklá elektrická energie uložena v podobě vázaného náboje. Elektrony totiž neodtékají okamžitě do přiloženého měřicího obvodu, ale jsou izolovány v nábojových zásobnících v elektricky izolované struktuře čipu. Elektrony jsou postupně odváděny a měřeny.

Základem DR je čip tvořený maticí světlocitlivých, polovodičových elementů, na jejich počtu a velikosti závisí také rozlišovací schopnost detektorů. Detektor jich obsahuje několik miliónů. Systémy pro DR zobrazení se obecně nazývají flat panely."

"Tři typy DR:

1. CCD systém

Stínítko je rozděleno na několik polí, každé je snímáno jednou CCD kamerou s diskretizací 1024 x 1024. CCD systém je obvykle doplněn komplementem kov-oxid a polovodič (CMOS-complementary Metal-Oxid-semikonduktor). Účinnost tohoto systému je malá, asi jen 20 %, výhodou je však větší odolnost šumu.

2. Flat panel s nepřímou konverzí a-Si

Skládá se ze scintilační vrstvy CsJ nebo Gd_2O_3 : Tb. Luminiscenční světlo dopadá na soustavu fotodiod, které jsou na bázi amorfního křemíku (amorfni forma zajišťuje homogenitu na velké ploše). Náboje jsou detekovány TFT snímači (thin-film tranzistory), po zesílení signálu přecházejí do A/D převodníku. Luminofory na bázi sloučenin gadolinia jsou citlivější a přesnější než CsJ. Krystalky jsou u Gd_2O_3 totiž upořádány do jehliček, které na sebe těsně naléhají, a tím minimalizují ztráty z převodu (rozptylu světla). Samozřejmě určitou nevýhodou nepřímé konverze je rozptyl světla, který snižuje rozlišovací schopnost i citlivost.

3. Flat panely s přímou konverzí a-Se

Základ tvoří obvykle skleněný substrát, na něm jsou uloženy fotodiody-amorfni selen, TFT a kondenzátory pro uchování signálu. Signály opět přecházejí do A-D převodníku. Fyzikálním principem je opět fotoefekt, který vytváří systém elektron-díra. U DR s přímou konverzí dochází k velkému zahřívání kompletu, proto musí mít vlastní chlazení.

Detektory mohou mít maximální velikost 43 x 43 cm, menší jsou u zesilovačů obrazu a drobné ve stomatologii. Menší detektory jsou obecně rychlejší než větší. Běžně již existují přenosné flat – panely, které můžeme používat jako v blízkosti vlastního přístroje, tak jej můžeme připojit na pojízdné přístroje. Zesilovače obrazu u nejnovějších DSA přístrojů i skiaskopicko-skiagrafických kompletů jsou vybaveny flat-panelovým zesilovačem."(Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str.34-35)

2.8.2.3 Porovnání výhod a nevýhod mezi CR a DR

Výhodou CR je menší pořizovací cena a možnost využít stávající rtg přístroje, avšak nevýhodou je pomalejší provoz a menší citlivost oproti DR. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str.34-35)

Výhodou DR je větší citlivost než u CR. Systémy bez scintilace mají lepší rozlišovací schopnost a hlavní předností je rychlost získání obrazu. Během několika sekund je totiž možné vidět obraz na monitoru. Další výhodou může být, že radiologickému asistentovi odpadá práce s kazetami, výrazně se tak zkrátí doba vyšetření a pobyt pacienta na vyšetřovně. Nevýhodou DR je dražší pořizovací cena, jelikož se musí koupit kompletně nové vybavení a nelze ho jen nějak upravit nebo předělat. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, str.34-35) (Nekula, Chmelová, 2005, str. 30)

3 PRAKTICKÁ ČÁST

3.1 Metodika zpracování práce

Práce je teoreticko-výzkumná. Pomocí retrospektivního šetření byla získána a dále zpracována data 100 pacientů z radiodiagnostického oddělení z nemocnice krajského typu, přičemž jeden soubor dat je z přímé digitalizace a druhý z digitalizace nepřímé. Jednalo se o data: pohlaví, datum vyšetření, projekce, pozice, kilovoly a obdržená dávka. Byla provedena analýza náhodně vybraných respondentů s ohledem pouze na stejný počet mužů a žen v obou skupinách. Bohužel nevíme nic o tělesné konstituci respondentů, což může výsledky zásadně ovlivnit. Jde především o parametry váha a výška. Vždy se jednalo o rtg vyšetření plic. Předpoklad byl takový, že dávky z nepřímé digitalizace by měly být o něco vyšší. Veškeré zjištěné údaje jsou k nahlédnutí v přílohách A a B na konci práce.

3.2 Charakteristika zkoumaného souboru

Zkoumaný soubor je tvořen 100 pacientů, kteří podstoupili v období 09/2018–12/2018 rentgenové vyšetření plic na oddělení radiodiagnostiky v nemocnici krajského typu. Jedná se o 25 žen a 25 mužů z přímé digitalizace a 25 žen a 25 mužů z nepřímé digitalizace. Výběr pacientů byl omezen pouze na vyšetření plic. Úmyslně z tohoto výzkumu byly vynechány děti kvůli ovlivnění výsledných hodnot dávek. Na děti se záměrně používají jiné parametry vyšetření. To hlavně z důvodů radiační ochrany a proto, že mají jinou tělesnou konstituci. Díky tomu se jejich výsledné obdržené dávky tolik liší a pro tento výzkum jsou zcela nevhodné.

Hypotézy

1. Dávky z přímé digitalizace budou menší než dávky z digitalizace nepřímé.
2. Dávky se budou lišit v závislosti na provedené projekci a pozici.
3. Dávky se budou lišit v závislosti na pohlaví.

3.3 Postup u výzkumu

V databázi NIS byla pověřenou osobou nalezena všechna důležitá data uvedená v tabulkách, které jsou k nahlédnutí v přílohách, pro výzkum vybraných pacientů. Tato data byla převedena do tabulek v Excelu, jelikož data byla v různých jednotkách, bylo třeba je převést na stejné jednotky, aby bylo možné provést srovnání. Následně byla data zpracována v programu Statistica 12. Dále byly v tomto programu porovnány průměry, mediány, minimum

a maximum u přímé a nepřímé digitalizace. V této tabulce (tabulka 3) jsou rozdělena data na 50 pacientů z přímé digitalizace a 50 pacientů z nepřímé digitalizace neohledně na pohlaví. Následně byly vytvořeny grafy související s údaji v této tabulce (obrázek 9 a 10). Dále byly sestaveny tabulky obsahující porovnání předchozích údajů (průměry, mediány, atd.), již však pro porovnání dávek obdržených z přímé a nepřímé digitalizace s ohledem na pohlaví (muži a ženy) a stejně tak i vytvoření grafů pro tyto údaje.

3.4 Výsledky

Než porovnáme hodnoty naměřené z přímé a nepřímé digitalizace nasbírané v této nemocnici, je nutné podotknout, že tyto dávky z praktického hlediska nelze porovnávat. A to hlavně proto, že byly nasbírány na zcela odlišných přístrojích, a hlavně ve zcela jiných podmínkách. Porovnávání pacienti u nepřímé digitalizace byli snímkováni pojízdným skiografickým rentgenem, u kterého se používají jiné parametry pro snímkování. Jedním z parametrů, které se liší, je ohnisková vzdálenost. Na lůžku se snímkuje ze vzdálenosti 100 cm. Pacienti byli snímkováni v jiné projekci, než je standardem (konkrétně anterior-posterior = předozadní projekce) a v jiné pozici (konkrétně pozice vleže, vsedě nebo v polosedě). A to z toho důvodu, že jsou to pacienti na oddělení ARO, a tudíž jsou imobilní. Mnohdy jsou tito pacienti například zaintubováni a nelze s nimi nijak hýbat. Za imobilními pacienty je nutno dojíždět právě s pojízdným skiografickým rentgenem (CR) a vytvářet jiné projekce a pozice, právě pozice jako je polosed, sed nebo leh. To ale není podmínkou. Spousta pacientů, kteří jsou imobilní, mohou být hlavně díky práci sanitářů a sester převezeni pomocí invalidních křesel nebo postelí přímo na oddělení radiodiagnostiky, kde se následně také většinou použije nepřímá digitalizace, tedy se snímek zhotoví na kazetu, ale za použití stacionárního rentgenu. Pro ně se také vymýšlí jiná, lepší projekce a pozice. Pro tento výzkum bylo nejvhodnější zvolit snímky z oddělení ARO. Na tomto oddělení byla data nejnovější a nejlépe získatelná.

Když ale budeme tento výzkum brát jen z hlediska čísel, tak jsou tato data zcela dostačující. Výzkum plní účel a poukazuje na to, že z hlediska radiační ochrany jde vývoj této technologie správným směrem. Jasně potvrzuje, že přechod z nepřímé na přímou radiografii přinesl snížení dávek.

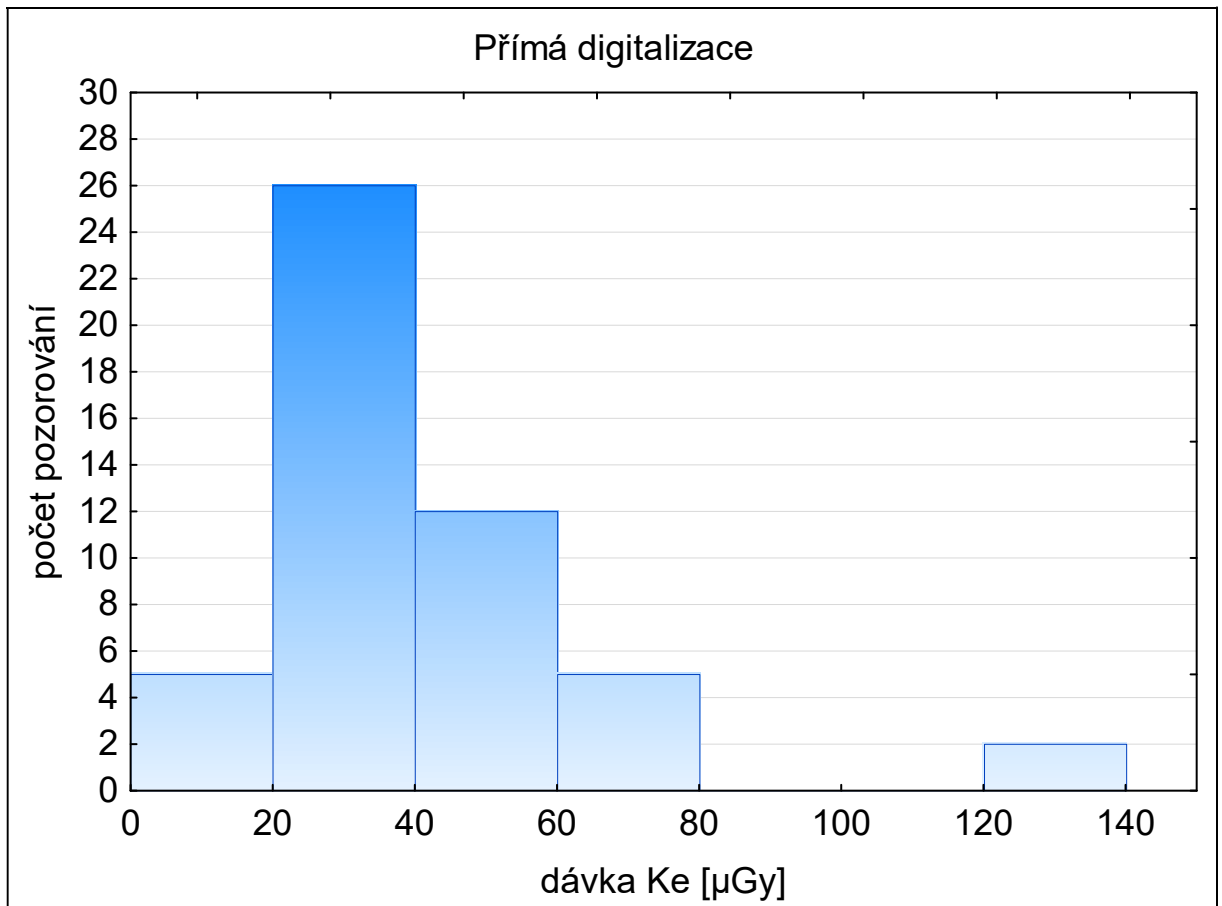
3.5 Základní popisné statistiky přímé i nepřímé digitalizace bez ohledu na pohlaví

Z tabulky 3 je na první pohled patrné, že na přímé digitalizaci budou dávky nižší, předpoklad je tedy správný. Podíváme-li se na průměr, tak je u přímé digitalizace naměřená hodnota téměř 5krát nižší než hodnota u digitalizace nepřímé. Dalším zajímavým poznatkem by mohlo být, že hodnota minima je u přímé digitalizace 8krát menší než hodnota minima u nepřímé digitalizace. Oproti tomu je maximální naměřená hodnota u přímé digitalizace nižší jen přibližně 3krát.

Tabulka 3 Základní popisné statistiky získaných dat z obou digitalizací

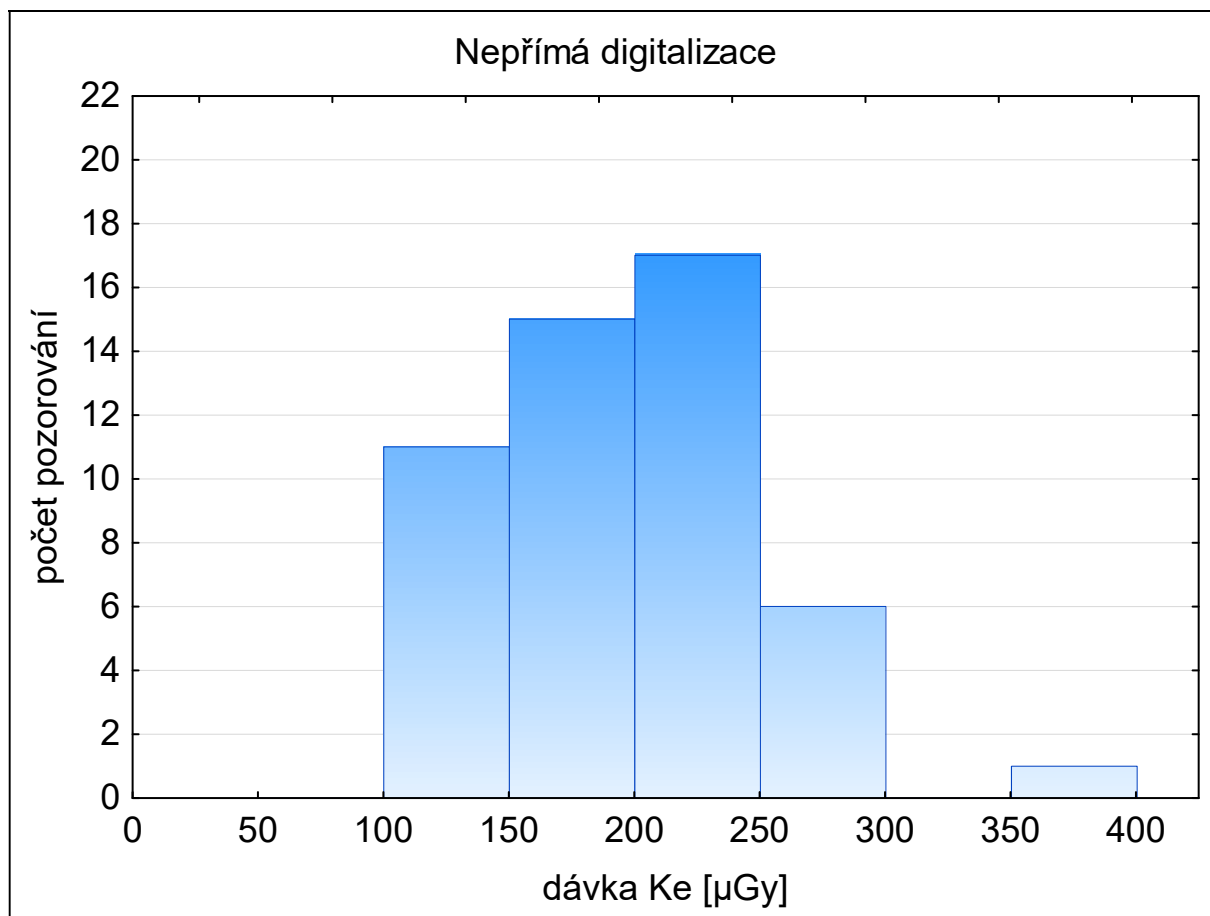
	Počet případů	Průměr (μGy)	Medián (μGy)	Minimum (μGy)	Maximum (μGy)	Směrodatná odchylka (μGy)
Přímá digitalizace (DR)	50	41,89	36,05	13,29	135,71	24,63
Nepřímá digitalizace (CR)	50	194,83	198,57	101,00	387,86	52,82

Když se podíváme na následující graf (obrázek 9), tak je na první pohled patrné, že více než 50% hodnot bylo naměřeno mezi 20-60 μGy . Celkem 26 respondentů obdrželo dávku v tomto rozmezí, což je celých 52% ze všech dávek naměřených na přímé digitalizaci. V grafu dobře vynikla naměřená maxima, která měla hodnoty 125,0 μGy a 135,7 μGy . Proto je dobře vidět, že mezi těmito dvěma hodnotami je od ostatních hodnot značný rozestup.



Obrázek 15 Grafické znázornění získaných dat z přímé digitalizace (DR)

Další graf (obrázek 10) začíná na hodnotách, kde předchozí graf v podstatě končí. Dávky z nepřímé digitalizace jsou 3-4krát vyšší než z digitalizace přímé. Rozmezí od 150-200 μGy bylo naměřeno 32krát, tedy v 64% případů. V grafu se vymyká jeden případ odlehlého maxima s tabulkovou hodnotou 387,9 μGy , tedy téměř 2 krát tolik než u více jak 50% respondentů s nejnižšími hodnotami z tabulky dat z nepřímé digitalizace (příloha B). Jako v předchozím odstavci tato vysoká hodnota maxima mohla být způsobena například vyšší tělesnou hmotností pacienta.



Obrázek 16 Grafické znázornění získaných dat z nepřímé digitalizace (CR)

3.6 Porovnání dávek mezi pohlavími i digitalizacemi

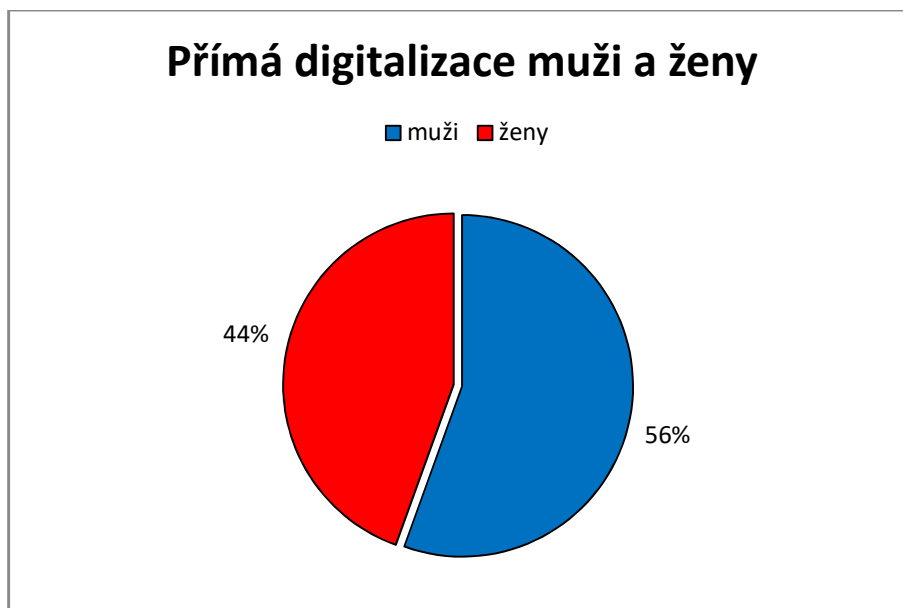
V tabulce 4 je k dispozici zpracovaná popisná statistika s ohledem na rozdělení pohlaví i digitalizací. Můžeme si povšimnout, že u přímé digitalizace (DR) měly průměrnou dávku ženy nižší než muži, avšak u digitalizace nepřímé (CR) to bylo naopak, tady měli dávku nižší muži. Ženy mají u nepřímé digitalizace maximum nižší o 110 μGy , ale i přes tento podstatný rozdíl je průměr u žen vyšší. Maxima přímé digitalizace jsou velmi podobná.

Tabulka 4 Základní popisné statistiky získaných dat z obou digitalizací s rozdělením podle pohlaví

	Počet případů	Průměr (μGy)	Medián (μGy)	Minimum (μGy)	Maximum (μGy)	Směrodatná odchylka (μGy)
Muži (DR)	25	46,51	38,21	21,21	125,00	22,33
Muži (CR)	25	191,54	195,71	101,00	387,86	60,02
Ženy (DR)	25	37,27	28,64	13,29	135,71	26,37
Ženy (CR)	25	198,11	202,14	117,14	277,86	45,50

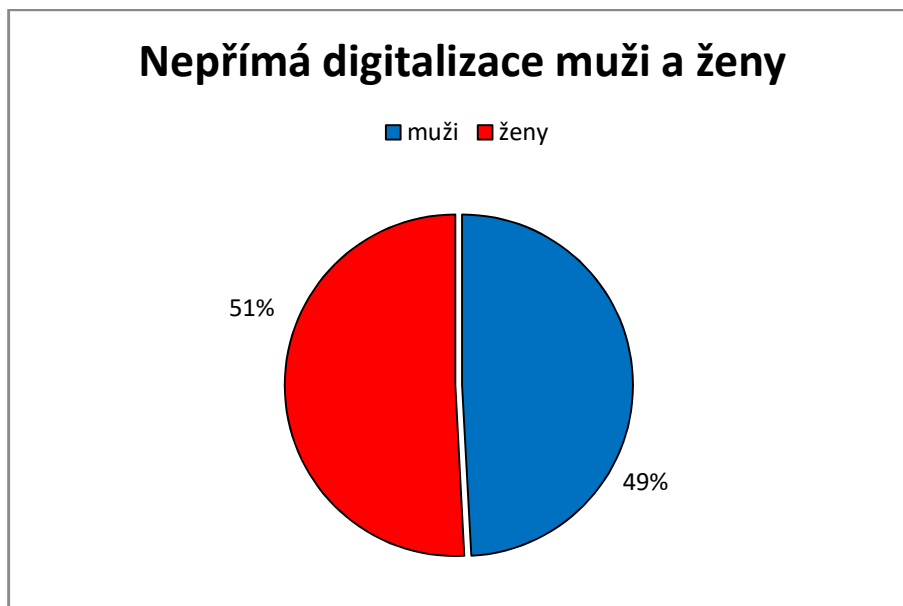
Pro následující grafy (obrázek 11, 12, 13 a 14) bylo třeba dávky rozdělit podle druhu digitalizace, pohlaví, a nakonec provést analýzu. Abychom mohli dobře srovnat, jestli u dané digitalizace dostali vyšší dávku muži nebo ženy, je třeba sečíst všechny naměřené dávky.

Když sečteme všechny dávky u přímé digitalizace, které u mužů vychází 1162,8 μGy a u žen 931,9 μGy . Můžeme pro dobré grafické srovnání data převést do grafické podoby, v tomto případě je vhodný graf výsečový. Na obrázku 11 je k nahlédnutí graf s dávkami rozdělenými podle pohlaví naměřených u přímé digitalizace. Z tohoto grafu se dozvídáme, že muži obdrželi o 12% vyšší dávku.



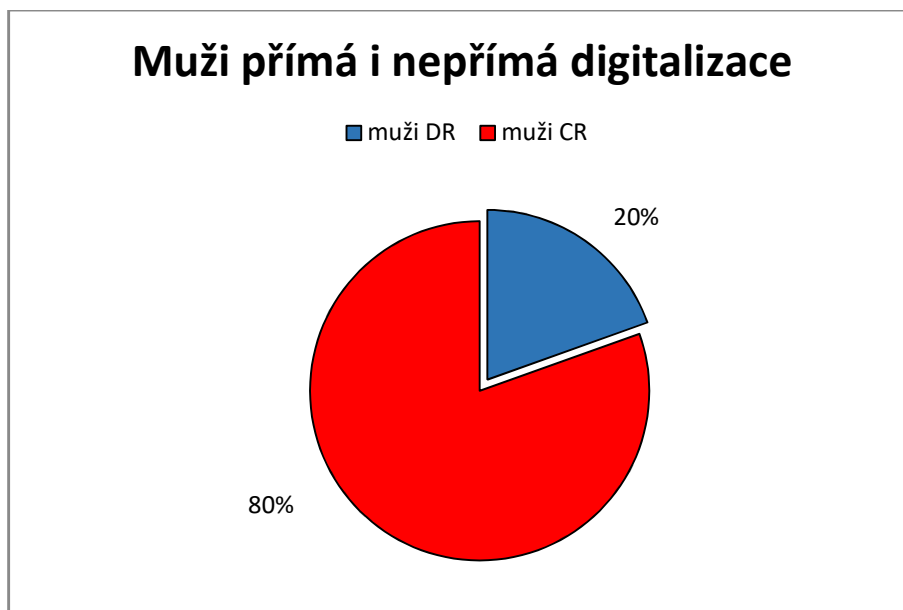
Obrázek 17 Grafické porovnání dávek mužů a žen z přímé digitalizace

Na obrázku 12 jsou graficky zpracovaná data z nepřímé digitalizace, opět rozdělená podle pohlaví. Po stanovení součtu dávek, které byly u mužů 4788,4 μGy a u žen 4952,9 μGy z grafu vyplývá, že u nepřímé digitalizace je situace mírně odlišná. Ženy obdržely o 2% vyšší dávku než muži.



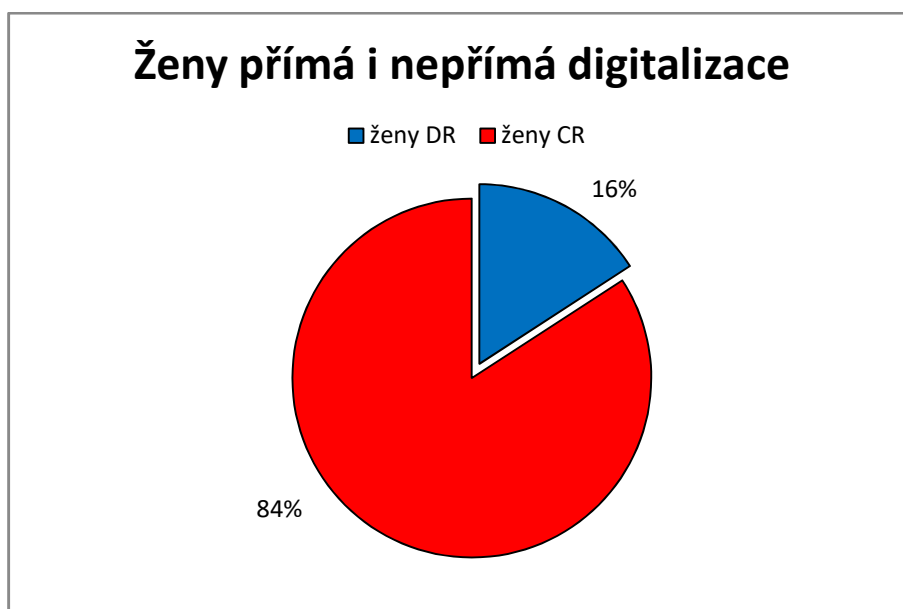
Obrázek 18 Grafické porovnání dávek mužů a žen z nepřímé digitalizace

Pokud graficky (obrázek 13) porovnáme součty dávek u mužů z přímé digitalizace 1162,8 μGy a nepřímé digitalizace 4788,4 μGy , tak vidíme v grafické podobě, že dávka z nepřímé digitalizace je 4 krát vyšší než z přímé digitalizace. Už to nám napovídá, že šetrnější k pacientům bude přímá digitalizace.



Obrázek 19 Grafické porovnání dávek mužů z nepřímé i přímé digitalizace

Pro ověření, že přímá digitalizace je šetrnější, provedeme srovnání i u druhého pohlaví, tedy žen (obrázek14). Kde součet dávek z přímé digitalizace byl 931,9 μGy a z nepřímé digitalizace 4952,9 μGy . I bez grafického srovnání je vidět propastný rozdíl mezi výslednými dávkami. Kdy stejný počet pacientek obdržel o 4000 μGy více. Rozdíl je ještě mírně větší než u mužů.



Obrázek 20 Grafické porovnání dávek žen z přímé i nepřímé digitalizace

Z tabulek, které jsou k nalezení v přílohách A a B, vyplývají zajímavé informace.

První taková informace je, že u přímé digitalizace byli z 50 pacientů pouze čtyři pacienti, na které se musela zvýšit hodnota kV a to z 125 kV na 130 kV. Tito pacienti dostali ovšem každý úplně jinou dávku. U nepřímé digitalizace byly tyto hodnoty různorodější. Pohybovaly se v rozmezí od 70 kV do 85 kV, takže zde je zbytečné poukazovat na to, kolik pacientů bylo snímkováno jinými parametry. V našem případě je nepřímou digitalizací pojízdný rentgen, u kterého si radiologický asistent volí vhodné parametry sám.

Další zajímavost u přímé digitalizace je, že pouze dva pacienti byli snímkováni v pozici vsedě. Oba byli ale snímkováni ve stejné projekci, se stejnými parametry a jejich dávka byla opět zcela odlišná. U nepřímé digitalizace je těchto výjimek více. Zde byli pacienti snímkováni v pozicích vleže, vsedě a v polosedě. Pouze jeden pacient byl snímkován v polosedě a pouze čtyři pacienti vsedě. Ostatní pacienti byli tudíž snímkováni vleže.

U přímé digitalizace byli vybráni pacienti z období 3.12.2018 - 5.12.2018, což bylo pro tento výzkum naprosto dostačující. Naopak u nepřímé digitalizace bylo potřeba získat data z více dní. Je to z důvodu, že na oddělení ARO se snímky dělají poněkud méně než na radiodiagnostickém pracovišti.

Všichni pacienti z obou digitalizací byli snímkováni ve stejné projekci. U přímé digitalizace to byla projekce PA (posterior anterior) a u nepřímé digitalizace to byla projekce AP (anterior posterior).

3.7 Úloha radiologického asistenta při zhotovení snímku hrudníku

Radiologický asistent zodpovídá za správné provedení vyšetření. Musí se ujistit, že všechny údaje na žádance pacienta jsou správné. Konkrétně jméno, příjmení, rodné číslo, pojišťovna, adresa, diagnóza, vyšetření, které se má vykonat, indikující lékař, razítko a podpis indikujícího lékaře. Dále, když si pacienta zavolá k vyšetření, musí zkontrolovat ještě jednou jméno, příjmení a rodné číslo, aby se ujistil, zda jde o správného pacienta. Jedná-li se o pacientku ve fertilním věku, musí se zeptat, zdali není těhotná. Pacientka před výkonem musí podepsat prohlášení o tom, že těhotná není. Při samotném vyšetření musí zajistit ochranné pomůcky na gonády, správné využití clon, komunikaci s pacientem a vysvětlení výkonu. Radiologický asistent ručí za správné provedení vyšetření a parametry, které případně použije na pacienta s jinou tělesnou konstitucí, než je standardně nastaveno.

4 DISKUZE

Cílem teoretické části bylo poukázat na to, jak se tvoří rentgenový snímek. V teoretické části bylo popsáno, že základní projekce na snímek hrudníku jsou zadopřední a bočná projekce, a to v pozici vestoje. V praktické části jsem ale vyzkoumala, že se používají i jiné pozice. Konkrétně se jedná o pozice vsedě, vleže nebo v polosedě horizontálním chodem paprsku. Další zajímavost poukazuje na předepsanou ohniskovou vzdálenost. V literatuře se uvádí rozsah ohniskové vzdálenosti u snímku plic na 150-200 cm. V nemocnici krajského typu, ve které jsem dělala průzkum pro svoji bakalářskou práci, je ohnisková vzdálenost ustanovena a to na 180 cm. Dále jsem si všimla poznatku, že autoři Nekula a Chmelová ve své literatuře uvádí, že se snímky hrudníku snímají v maximálním nádechu. V praxi se to radiologičtí asistenti snaží dodržovat. Před vyšetřením pacienta řádně edukují o správnosti dýchání. Někteří pacienti ale nezadrží dech na tak dlouhou dobu nebo prostě nepřikládají váhu tomuto pokynu a dýchají si, jak chtějí. Mezi pacienty se najdou i tací, co špatně slyší, a i po vyzvání a odsouhlasení zda rozuměli pokynům, dech nezadrží.

Radiační ochrana se na pracovištích dodržuje přesně, jak je stanoveno a popsáno v literatuře.

Cílem praktické části bylo ověřit, zdali dávky z přímé digitalizace budou zásadně menší než z digitalizace nepřímé. Na začátku praktické části jsem si stanovila tři hypotézy a cílem bylo, je buď vyvrátit nebo potvrdit.

První hypotézou bylo: Dávky z přímé digitalizace budou menší než dávky z digitalizace nepřímé. Tato hypotéza se potvrdila. U přímé digitalizace se naměřily dávky téměř 5krát menší než u digitalizace nepřímé.

Druhou hypotézou bylo: Dávky se budou lišit v závislosti na provedené projekci a pozici. Tato hypotéza se potvrdila jak u přímé, tak i u nepřímé digitalizace. U této hypotézy je ale nutné podotknout to, že se dávky liší, nezávisí jen na tom, jakou pozici nebo projekci použijeme. Záleží na spoustě faktorů. Důležitou roli hraje tělesná konstituce pacienta. Dalším faktorem je také práce radiologického asistenta. Radiologický asistent musí správně odhadnout tělesnou konstituci pacienta a popřípadě upravit předvolené parametry na pacientovi rozměry. Dále musí radiologický asistent řádně používat primární clony. Musí clonit pouze na oblast zájmu. Když se necloní pouze na oblast zájmu, ale nechá se například více prázdného pole, dávka se opět o něco zvýší. Radiologický asistent zodpovídá za kvalitu snímku, tudíž i za kvalitu vyšetření.

Třetí hypotézou bylo: Dávky se budou lišit v závislosti na pohlaví. Tato hypotéza se také potvrdila. Z tabulek a grafů v této práci vyplývá, že ženy u přímé digitalizace dostaly průměrnou dávku 37,27 μGy a muži dostali průměrnou dávku 46,51 μGy . U nepřímé digitalizace byly výsledky odlišné. Muži dostali průměrnou dávku 191,54 μGy a ženy 198,11 μGy .

5 ZÁVĚR

Ve své práci jsem se zaměřila hlavně na detekci záření. V teoretické části bakalářské práce jsem shrnula obecnou a radiologickou anatomii hrudníku, základní skiagrafické projekce, vybavení radiologických pracovišť a detekce záření – rozdíl mezi přímou a nepřímou digitální radiografií. Shrnula jsem základy radiační ochrany, které by měl znát každý radiační pracovník. Podrobněji jsem popsala a nafotila vybavení radiologických pracovišť. Z teoretické části práce vyplývá, že výhodnější a praktičtější je použití přímé digitalizace. Obraz vidíme do několika sekund na monitoru. Tyto systémy mají lepší rozlišovací schopnost, rychlejší provoz a větší citlivost. Avšak pořizovací cena je daleko vyšší oproti digitalizaci nepřímé.

V praktické části jsem zkoumala dávky mezi přímou a nepřímou digitalizací. Také jsem porovnávala dávky s ohledem a bez ohledu na pohlaví. Z grafů u přímé digitalizace vyplývá, že rozdíl v součtu dávek bez ohledu na pohlaví je 12 %. U nepřímé digitalizace jsou to pak pouze 2 %. Z grafů s ohledem na pohlaví u přímé a nepřímé digitalizace vyplývá, že rozdíl součtu dávek je mezi muži 60 %. Mezi ženami je rozdíl 68 %. Dále jsem popsala zajímavé informace z tabulek, které jsou k nahlédnutí v přílohách. Díky tomuto výzkumu jsem přišla na to, že opravdu záleží hlavně na tělesné konstituci pacienta. Každý člověk je jiný a každý je na záření jinak citlivý.

Práce mi přinesla spoustu zajímavých informací. Nejvíce mě zaujal fakt, že se praxe moc neliší od teorie. Až na některé výjimky je praxe totožná s tím, co se píše v literatuře. Další fakt, který stojí za zmínku je ten, že by se mohla obnovit některá literatura. Jak je vidět i v mojí bakalářské práci, některé zdroje jsou velmi dobré a kvalitní, ale jsou již trochu zastaralé. Musím podotknout, že najít nějaký novější zdroj, bylo velmi obtížné. V této práci jsem čerpala například ze zdroje z roku 1995. Tento zdroj je podle mého názoru pořád jeden z nejlepších studijních materiálů v našem oboru. Informace, které bylo nutné opravit, jsem našla ve zdroji novějším.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- 1) ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- 2) ELIŠKOVÁ, Miloslava a Ondřej NAŇKA. *Přehled anatomie*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1216-x.
- 3) HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- 4) CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.
- 5) KROUPOVÁ, Helena. *Metody ověřování diagnostických referenčních úrovní v oblasti radiodiagnostiky*. České Budějovice, 2008. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce Jaroslav Storm.
- 6) NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- 7) NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7368-057-2.
- 8) PERCHLÍKOVÁ, Tereza. *Skiagrafické projekce při radiodiagnostickém zobrazování páteře*. Pardubice, 2013. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta zdravotnických studií.
- 9) SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- 10) SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
- 11) ŠVEC, Jiří, Jana CHMELOVÁ a Karol KORHELÍK. *Radioekologie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-219-2.

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

8 PŘÍLOHY

Příloha A - Data z přímé digitalizace.....	56
Příloha B - Data z nepřímé digitalizace	58

Příloha A - Data z přímé digitalizace

pohlaví	datum vyš.	vyšetření	projekce	pozice	kV	dávka KAP [dGy.cm2]	dávka Ke [μGy]
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,355	25,4
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,51	36,4
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,739	52,7
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,5	35,7
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,823	58,8
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,669	47,8
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	130	1,1	78,6
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,521	37,2
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,841	60,1
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,297	21,2
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,655	46,8
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,521	37,2
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	130	1,75	125,0
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,664	47,4
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,487	34,8
muž	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,634	45,3
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,358	25,6
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,805	57,5
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	1,1	78,6
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,324	23,1
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,396	28,3
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	130	0,698	49,9
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,535	38,2
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,517	36,9
muž	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,482	34,4
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,314	22,4
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,434	31,0
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,401	28,6
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,622	44,4
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,398	28,4
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,421	30,1
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,577	41,2
žena	5.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,271	19,4
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,333	23,8
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,525	37,5
žena	4.12.2018	plíce	PA	vsedě	125	0,757	54,1
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,379	27,1
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	1,04	74,3
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,495	35,4
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,217	15,5
žena	4.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,35	25,0
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,457	32,6
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,267	19,1
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,235	16,8
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,186	13,3

žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,284	20,3
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,352	25,1
žena	3.12.2018	plíce	PA	vsedě	125	1,9	135,7
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	125	0,771	55,1
žena	3.12.2018	plíce	PA	vstoje	130	1,06	75,7

Příloha B - Data z nepřímé digitalizace

pohlaví	datum vyš.	vyšetření	projekce	pozice	kV	dávka KAP [mGy.cm2]	dávka Ke [μGy]
muž	5.12.2018	plíce	AP	vleže	79	248	177,1
muž	5.12.2018	plíce	AP	vleže	79	232	165,7
muž	4.12.2018	plíce	AP	vleže	79	200	142,9
muž	3.12.2018	plíce	AP	polosed	78	241	172,1
muž	1.12.2018	plíce	AP	vsedě	76	306	218,6
muž	29.11.2018	plíce	AP	vleže	79	234	167,1
muž	28.11.2018	plíce	AP	vleže	79	203	141,0
muž	28.11.2018	plíce	AP	vleže	79	254	181,4
muž	27.11.2018	plíce	AP	vleže	79	358	255,7
muž	24.11.2018	plíce	AP	vleže	80	274	195,7
muž	22.11.2018	plíce	AP	vleže	80	352	251,4
muž	22.11.2018	plíce	AP	vleže	79	336	240,0
muž	17.11.2018	plíce	AP	vleže	78	330	235,7
muž	15.11.2018	plíce	AP	vleže	80	306	218,6
muž	13.11.2018	plíce	AP	vleže	80	292	208,6
muž	30.10.2018	plíce	AP	vleže	77	177	126,4
muž	30.10.2018	plíce	AP	vleže	81	277	197,9
muž	26.10.2018	plíce	AP	vleže	80	288	205,7
muž	23.10.2018	plíce	AP	vleže	73	196	140,0
muž	21.10.2018	plíce	AP	vleže	70	140	100,0
muž	15.10.2018	plíce	AP	vleže	85	543	387,9
muž	15.10.2018	plíce	AP	vleže	70	170	121,4
muž	15.10.2018	plíce	AP	vsedě	70	158	112,9
muž	9.10.2018	plíce	AP	vleže	79	300	214,3
muž	9.10.2018	plíce	AP	vleže	79	293	209,3
žena	5.12.2018	plíce	AP	vleže	79	243	173,6
žena	2.12.2018	plíce	AP	vsedě	80	212	151,4
žena	2.12.2018	plíce	AP	vsedě	80	350	250,0
žena	29.11.2018	plíce	AP	vleže	76	176	125,7
žena	23.11.2018	plíce	AP	vleže	70	254	181,4
žena	23.11.2018	plíce	AP	vleže	78	312	222,9
žena	21.11.2018	plíce	AP	vleže	78	279	199,3
žena	18.11.2018	plíce	AP	vleže	82	356	254,3
žena	16.11.2018	plíce	AP	vleže	75	283	202,1
žena	14.11.2018	plíce	AP	vleže	80	298	212,9
žena	13.11.2018	plíce	AP	vleže	80	243	173,6
žena	30.10.2018	plíce	AP	vleže	80	244	174,3
žena	26.10.2018	plíce	AP	vleže	82	300	214,3
žena	26.10.2018	plíce	AP	vleže	80	360	257,1
žena	24.10.2018	plíce	AP	vleže	80	303	216,4
žena	23.10.2018	plíce	AP	vleže	77	323	230,7
žena	15.10.2018	plíce	AP	vleže	70	183	130,7
žena	9.10.2018	plíce	AP	vleže	79	266	190,0
žena	7.10.2018	plíce	AP	vleže	82	324	231,4
žena	3.10.2018	plíce	AP	vleže	77	164	117,1

žena	3.10.2018	plíce	AP	vleže	80	293	209,3
žena	28.9.2018	plíce	AP	vleže	78	368	262,9
žena	26.9.2018	plíce	AP	vleže	80	389	277,9
žena	25.9.2018	plíce	AP	vleže	75	218	155,7
žena	23.9.2018	plíce	AP	vleže	70	193	137,9