

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA
V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Snímkování nedonošených dětí pojízdným rtg přístrojem

Vypracovala: Dupačová Markéta

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger Skalická

V Českých Budějovicích 2. května 2011

Abstract

Radiographic examination of premature infants using a mobile x-ray unit

My thesis deals with the issues of X-raying of premature infants by means of a mobile X-ray device. I have concentrated on chest skiagraphy of prematurely born children, on mobile diagnostic technology, on X-raying techniques, on the correct imaging procedure, X-ray image quality, but also on radiation protection and radiation load the infant organism is exposed to during skiagraphy. My aim is to apply the experience in X-raying of premature infants by means of a mobile skiagraph and to compare the X-ray image quality and radiation load obtained in two different devices and techniques.

I performed the comparison of radiation load and X-ray image quality on a sample of prematurely born children examined at the Radio-diagnostic Department of Písek Hospital in 2007 through 2010.

My research led to a conclusion that application of more modern mobile X-ray technology and harder imaging technology does not lead to a decrease of radiation load on an infant but to its slight increase. However the quality of X-ray images taken this way is substantially better.

The experience in application of the mobile diagnostic technology in a special group of patients obtained from this research may also be applied at further workplaces involved in the same field.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Snímkování nedonošených dětí pojízdným rtg přístrojem zpracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích, 2. května 2011

.....

podpis studenta

Poděkování

Chtěla bych touto cestou poděkovat Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické za laskavé vedení mé práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Dušanu Olejárovi a RNDr. Jaromíru Uhlířovi za odbornou konzultaci. Děkuji též lékařům Radiodiagnostického oddělení Nemocnice Písek a.s. za spolupráci při hodnocení kvality rtg obrazu.

Seznam použitých zkratk

ALARA - As Low As Reasonably Achievable (tak nízké, jak je rozumně dosažitelné)

BMT – Brněnská medicínská technika a.s.

BSF – označení pro faktor zpětného rozptylu

BSS – Základní standard ochrany před zářením a bezpečnosti zdrojů (International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources)

ČLS JEP – Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně

DAP – dose area product (dávka a plocha)

DRÚ – diagnostická referenční úroveň

EKG – elektrokardiogram

IAEA – Mezinárodní agentura pro atomovou energii (International Atomic Energy Agency)

ICRP – Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (International Commission on Radiological Protection)

JIP – jednotka intenzivní péče

KAP – kerma a plocha

K_e – vstupní povrchová kerma

K_i – dopadající kerma

MZ ČR – ministerstvo zdravotnictví České republiky

OK – vzdálenost ohnisko – komůrka

PZJ – Program zabezpečení jakosti

RTG – rentgen, rentgenový

ŠÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

Th12/L1 – 12. hrudní obratel/1. bederní obratel

UNESCEAR – Vědecký výbor pro účinky atomárního záření (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic)

WHO – Světová zdravotnická organizace

ZDS – zkoušky dlouhodobé stability

Obsah

ÚVOD	8
1 SOUČASNÝ STAV	9
1.1 KONCEPCE RADIAČNÍ OCHRANY V LEGISLATIVĚ	9
1.2 CÍLE RADIAČNÍ OCHRANY	11
1.3 PRINCIPY RADIAČNÍ OCHRANY	11
1.3.1 Princip zdůvodnění	11
1.3.2 Princip optimalizace	12
1.3.3 Princip limitování	13
1.3.4 Princip fyzické bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření	13
1.4 NÁSTROJE VEDOUcí K ZAJIŠTĚNÍ RADIAČNÍ OCHRANY V RADIODIAGNOSTICE.....	14
1.4.1 Národní a místní radiologické standardy	14
1.4.2 Indikační kritéria pro zobrazovací metody	14
1.4.3 Program zabezpečení jakosti (PZJ).....	15
1.4.4 Přístrojové vybavení	15
1.4.5 Kvalifikovaný personál a četnost výkonů.....	16
1.5 KVALITA RTG OBRAZU	16
1.5.1 Ostrost a rozlišovací schopnost.....	17
1.5.2 Kontrast.....	17
1.5.3 Věrnost obrazu.....	18
1.6 SKIAGRAFICKÝ SNÍMEK PLIC NEZRALÉHO NOVOROZENCE.....	18
1.6.1 Indikace k provedení skiagrafického snímku hrudníku novorozence	19
1.6.2 Doporučení a kritéria pro zobrazování plic u dětí	19
1.7 PRAKTICKÉ PŘÍSTROJE SKIAGRAFICKÉHO SNÍMKU HRUDNÍKU NOVOROZENCE.....	20
1.7.1 Neonatologické oddělení Nemocnice Písek a.s.	21
1.7.2 Využití ochranných prostředků při skiografii nezralých novorozenců.....	21
1.7.3 Příprava mobil. rtg přístroje a polohování snímkaného novorozence	22
1.7.4 Přehled mobilní přístrojové techniky.....	23
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	24
2.1 CÍL PRÁCE	24
2.2 HYPOTÉZA.....	24
3 METODIKA	25
3.1 MOBILNÍ RTG PŘÍSTROJ MOVUS II.....	25
3.2 MOBILNÍ RTG PŘÍSTROJ SHIMADZU MUX-100 MOBILE ART PLUS	25
3.3 SROVNÁNÍ ZÁKLADNÍCH TECHNICKÝCH PARAMETRŮ OBOU MOBILNÍCH RTG PŘÍSTROJŮ	26
3.4 ZDROJE POUŽITÝCH DAT	26
3.5 VÝPOČET ELEKTRICKÉHO MNOŽSTVÍ Q U PŘÍSTROJE MOVUS II	29
3.6 VÝPOČET DOPADAJÍCÍ KERMY KI A PLOŠNÉ KERMY KAP	29
3.7 VZTAH K HODNOTĚ NÁRODNÍ DIAGNOSTICKÉ REFERENČNÍ ÚROVNĚ	30
3.8 VYVOLÁVACÍ PROCES A KVALITA RTG OBRAZU	30
3.9 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY RTG OBRAZU A SPRÁVNOSTI PŘÍSTROJE MOVUS II RADIODIAGNOSTICKÉHO ODDĚLENÍ NEMOCNICE PÍSEK A.S.....	31
4 VÝSLEDKY	33

4.1	VÝPOČET RADIČNÍ ZÁTĚŽE PRO MOVUS	33
4.2	VÝPOČET RADIČNÍ ZÁTĚŽE PRO SHIMADZU	36
4.3	POROVNÁNÍ DOPADAJÍCÍ KERMY K_p	39
4.4	POROVNÁNÍ KAP.....	40
4.5	VÝPOČET A POROVNÁNÍ VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY K_E	41
4.6	HODNOCENÍ KVALITY RTG OBRAZU.....	42
4.6.1	Hodnocení jednotlivých lékařů pro MOVUS a měkkí sním. techniku	42
4.6.2	Hodnocení lékařů pro SHIMADZU a tvrdší snímkovací techniku	45
4.7	GRAF. ZNÁZORNĚNÍ VÝSLEDKŮ HODNOCENÍ KVALITY RTG OBRAZU A SPRÁVNOSTI PROVEDENÍ..	47
4.7.1	Bodové hodnocení všech lékařů a všech kritérií pro oba přístroje	47
	Graf č. 10: Hodnocení pro SHIMADZU	48
4.7.2	Porovnání bod. hodnocení jednotlivých kritérií mezi oběma přístroji	49
4.7.3	Porovnání celkového bodového hodnocení všech kritérií	53
5	DISKUZE	55
5.1	RADIČNÍ ZÁTĚŽ	55
5.2	KVALITA RTG OBRAZU A SPRÁVNÉ PROVEDENÍ SNÍMKU	57
6	ZÁVĚR	60
7	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	63
8	KLÍČOVÁ SLOVA	66
9	PŘÍLOHA	67

Úvod

Pracuji devět let jako radiologická asistentka na Radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Písek a.s. Součástí nemocnice je i oddělení pro nedonošené novorozence. Na žádost dětských lékařů zhotovujeme na tomto oddělení skiagrafické snímky hrudníku nezralých novorozenců pojízdným rtg přístrojem s analogovým filmovým zobrazením. Ve své práci se věnuji právě této problematice. Porovnávám z hlediska radiační zátěže a kvality rtg obrazu dva typy pojízdných rtg přístrojů a dvě rozdílné snímkovací techniky. U souboru pacientů z oddělení nezralých novorozenců Nemocnice Písek a.s. konsekutivně vyšetřených na Radiodiagnostické oddělení v období let 2007 až 2010 porovnávám radiační zátěž a kvalitu rtg zobrazení při použití již zmíněných rozdílných mobilních rtg přístrojů a snímkovacích technik.

Při snímkování novorozenců je důležité si uvědomit, že organismus novorozence je pětkrát až sedmkrát vnímavější k účinkům ionizujícího záření než organismus dospělého jedince. Proto je nezbytné z hlediska radiační ochrany velmi zvažovat indikaci k vyšetření u každého jednotlivého pacienta. Stejně tak je nutné aplikovat princip optimalizace u každého prováděného vyšetření. Pro posouzení optimalizace radiační zátěže byly stanoveny diagnostické referenční úrovně pro vybrané vyšetření a standardního pacienta. Přestože celý proces optimalizace je týmovou prací a kromě nás, radiologických asistentů, se na ní podílí i lékaři, radiologický fyzik nebo servisní technik přístroje, je především na nás, abychom prakticky zhotovili kvalitní snímek za dodržení podmínky co nejnižšího radiačního zatížení snímkaného novorozence (3). Nezbytným předpokladem je mobilní rtg přístroj, který splňuje všechny požadované parametry a zkoušky a propracovaný standardní postup vyšetření, který je dodržován. Úlohou radiologického asistenta je využívat všech svých znalostí a zkušeností během své každodenní práce, tyto své znalosti v oboru dále prohlubovat a nabyté zkušenosti předávat svým méně zkušeným kolegům.

1 Současný stav

Jedenáct procent z celkového ozáření obyvatelstva tvoří ozáření lékařské. K lékařskému ozáření se využívají umělé zdroje ionizujícího záření a je definováno jako vystavení pacientů ionizujícímu záření v rámci jejich lékařského vyšetření nebo léčby (8). Proto je nutné každé lékařské ozáření důkladně zvažovat a pokud již má být provedeno, pak musí být aplikované dávky optimalizované. To znamená, že je nezbytné věnovat radiační zátěži při lékařském ozáření maximální pozornost a systematicky hodnotit postupy radiologických vyšetření a důsledně kontrolovat parametry všech užívaných zařízení (3). Moderní technologie skýtá široké možnosti optimalizace dávky, není však snadné naučit se ji dokonale využívat. Na zajištění patřičné úrovně radiační ochrany úzce spolupracují všichni zúčastnění odborníci – indikující lékař, servisní technik, radiologický fyzik a hlavní slovo mající k užitým postupům konkrétních vyšetření aplikující odborník - radiologický asistent (10). Riziko z ionizujícího záření a jeho škodlivé účinky pro lidský organismus jsou prokázány. U dětského organismu vzhledem k několikanásobně vyšší radiosenzitivitě riziko nežádoucích účinků stoupá. Tento fakt vedl k potřebě ochrany před ionizujícím zářením. Jedná se o systém technických a organizačních opatření, které nazýváme radiační ochrana (6).

1.1 Koncepce radiační ochrany v legislativě

V souladu s obecnými principy zdraví společnosti vůči působení faktorů životního prostředí a technického rozvoje je cílem radiační ochrany zabezpečit dostatečnou úroveň ochrany zdraví a umožnit přitom přínos z využití zdrojů ionizujícího záření a jaderné energie. Radiační ochrana se musí opírat o dobře zformulovanou koncepci, která musí být v souladu se soudobými poznatky o biologických účincích ionizujícího záření, s obecnými přístupy k ochraně zdraví obyvatelstva před faktory technického rozvoje a životního prostředí a musí brát v úvahu všechny situace v ozáření lidí, jež se vykytují nebo se vyskytovat mohou (1).

V rámci světové odborné veřejnosti vznikly systémy, které vytvářejí koncepci radiační ochrany na nejvyšší odborné úrovni. V roce 1928 byla založena Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP). Její doporučení se stala postupně základem přístupů světových i regionálních vládních organizací (6). V roce 1955 vznikl Vědecký výbor pro účinky atomárního záření (UNESCEAR), který aktuálně hodnotí informace o stavu ozáření obyvatelstva z různých zdrojů a o biologických účincích ionizujícího záření. Jako pomoc jednotlivým státům a k dosažení jednotného přístupu připravují proto po ustanovení nových základních doporučení ICRP vládní světové i regionální organizace svá pravidla radiační ochrany. V současnosti jsou takovými pravidly Základní standard ochrany před zářením a bezpečnosti zdrojů záření (BSS), připravený v rámci Mezinárodní agentury pro atomovou energii (IAEA) za spolupráce Světové zdravotnické organizace (WHO) a dalších mezinárodních organizací (1).

Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření („Atomový zákon“) a o změně a doplnění některých zákonů, je základním právním předpisem v radiační ochraně v ČR. Na základě jeho zmocnění je vydána řada prováděcích předpisů. Tento zákon byl v souvislosti se sjednocováním českých právních předpisů a předpisy EU významně novelizován zákonem č. 13/2002 Sb. (2).

Vliv na soustavu právních předpisů má zejména smlouva o přidružení ČR k Evropské unii, případně další mezinárodní smlouvy, úmluvy a konvence. Již zmíněný „Atomový zákon“ je zpracován podle doporučení Mezinárodní komise pro radiační ochranu ICRP a podle směrnic EU Euratom. Evropské společenství pro atomovou energii (Euratom) má mimo jiné za cíl zajištění ochrany zdraví obyvatel a pracovníků se zdroji před účinky ionizujícího záření, tzn. stanovení jednotných bezpečnostních standardů pro radiační ochranu a zavedení mechanismů pro kontrolu jejich dodržování (1, 2).

Na základě jeho zmocnění je vydána řada prováděcích právních předpisů. Například podrobnosti lékařského ozáření jsou stanoveny vyhláškou č. 307/2002 Sb. ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb., o radiační ochraně (2).

Hlavní institucí zodpovídající za jadernou bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) (6). Je jedním

z ústředních správních úřadů ČR a v jeho čele stojí předseda jmenovaný vládou ČR. SÚJB vykovává státní správu a dozor při využívání jaderné energie a ionizujícího záření a v oblasti radiační ochrany (2). Kontrolní činnost SÚJB je zajišťována jeho kontrolními pracovníky, jimiž jsou inspektoři jaderné bezpečnosti nebo radiační ochrany (1). Dříve inspektoři kontrolovali zejména povolení klinických pracovišť a příslušnou dokumentaci. V posledních letech se dostalo do náplně inspekce i lékařské ozáření, konkrétní optimalizace ozáření pacientů, standardů radiologických postupů, hodnocení dávek nebo výběru vhodných rtg zařízení (3). Mezi jiným se takto věnují i specifické problematice snímkování novorozenců.

1.2 Cíle radiační ochrany

Radiační ochrana je systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí (6).

Cílem ochrany před ionizujícím zářením je vyloučení deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků na společensky přijatelnou míru (1, 6).

1.3 Principy radiační ochrany

Z výše uvedených cílů ochrany před ionizujícím zářením vycházejí čtyři základní principy radiační ochrany. Jedná se o princip zdůvodnění, optimalizace, limitování a fyzické bezpečnosti zdrojů ionizačního záření (1, 6).

1.3.1 Princip zdůvodnění

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, musí dbát na to, aby činnost byla odůvodněna přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají či mohou vznikat (1, 20).

Z principu zdůvodnění vyplývá velký význam správné lékařské indikace vyšetření, při němž dochází k ozáření pacienta. Lékař rozhoduje na základě vážení přínosů a ztrát. Jednoznačným kritériem musí být osobní prospěch ozářené osoby (10). Do procesu zdůvodnění musí být zapojen jak indikující lékař, tak aplikující odborník. V úvahu při svém rozhodování berou např. účinky, přínosy a rizika jiných metod, vedoucích ke stejnému cíli, předchozí vyšetřovací a léčebné aplikace, možnost těhotenství apod. (1, 6).

U novorozenců a zvláště nedonošených dětí je vždy nezbytné zvážit indikaci k provedení snímku. Zde sehrává důležitou úlohu indikující odborník – dětský lékař, ale i aplikující odborník – radiologický asistent a také radiolog (3).

1.3.2 Princip optimalizace

Optimalizací radiační ochrany se rozumí postupy k dosažení a udržení takové úrovně radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek (1).

V angličtině je tento princip označován jako princip ALARA („As-Low-As-Reasonably-Achievable“) a lze volně přeložit, jako „ozáření tak nízké, jak je rozumně možné“ (6).

Při radiodiagnostickém vyšetření je cílem optimalizace správné použití zobrazovací metody tak, aby ozáření pacienta bylo co nejnižší, aniž by se omezilo získání nezbytných diagnostických informací (10).

Využívají se směrné hodnoty, které se v radiodiagnostice nazývají diagnostické referenční úrovně (DRÚ). Jsou úrovněmi dávky (resp. kermy) používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává (1).

Radiologický fyzik pracoviště stanoví každoročně místní diagnostické referenční úrovně pro jednotlivá vyšetření, které by neměly překračovat hodnoty národních

diagnostických referenčních úrovní stanovených na základě SÚJB ve vyhlášce č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně. U snímku hrudníku novorozence byla tato národní diagnostická referenční úroveň stanovena na 65 μGy (3).

1.3.3 Princip limitování

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací nepřesáhlo v součtu stanovené limity (20).

Limity ozáření jsou závazné kvantitativní ukazatele, jejichž překročení není z hlediska radiační ochrany přípustné. Jsou rozděleny do tří skupin na limity obecné (pro obyvatelstvo), limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty (6).

Limity ozáření se nevztahují na ozáření z přírodních zdrojů, kromě ozáření z těch zdrojů, které jsou vědomě a záměrně využívány, na lékařské expozice, na havarijní ozáření fyzických osob v důsledku radiační nehody či havárie a havarijní ozáření zasahujících osob (toto ozáření nesmí překročit desetinásobek limitů pro radiační pracovníky, pokud nejde o záchranu lidských životů či zabránění rozvoje mimořádné situace) (1, 20).

1.3.4 Princip fyzické bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření

Zdroje ionizujícího záření musí být zabezpečeny tak, aby nad nimi nemohlo dojít za nepředvídatelných podmínek ke ztrátě kontroly.

Tento princip zahrnuje požadavky na zábranu odcizení a přístupu k zdrojům ionizujícího záření nepovolaným osobám, trvalé sledování zdroje a hlášení ztráty příslušným orgánům, předávání zdroje jen držiteli platného povolení, periodická inventarizace mobilních zdrojů, technická bezpečnost – dobrý technický stav zdrojů ionizujícího záření (1, 20).

1.4 Nástroje vedoucí k zajištění radiační ochrany v radiodiagnostice

1.4.1 Národní a místní radiologické standardy

V roce 2005 byly zpracovány Národní radiologické standardy Ministerstvem zdravotnictví ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Radiologickou společností ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně. Poslední aktualizovaná verze je v návrhu k 8. 8. 2009. Jde o soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických postupů (standardů) na radiologických pracovištích v ČR pro lékařská ozáření v radiodiagnostice v souladu s ustanovením § 63 vyhlášky č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, a čl. 6 Směrnice Rady 97/43/EURATOM, o lékařském ozáření (5).

Každé radiodiagnostické pracoviště by mělo mít písemně vypracovány „Místní radiologické postupy (standardy)“, a pracovníci oddělení by se těmito postupy měli řídit. Součástí těchto postupů by mělo být stanovení a hodnocení dávek pacientů. Radiologický fyzik příslušného radiodiagnostického pracoviště by měl každoročně zpracovávat místní diagnostické referenční úrovně pro jednotlivé druhy vyšetření a tyto hodnoty by neměly překračovat národní diagnostické referenční úrovně (10).

1.4.2 Indikační kritéria pro zobrazovací metody

V roce 2003 byl vydán Věstník Ministerstva zdravotnictví ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Radiologickou společností ČLS JEP a Českou společností nukleární medicíny ČLS JEP, jehož součástí jsou „Indikační kritéria pro zobrazovací metody“- upravený český překlad dokumentu schváleného v roce 2000 Evropskou komisí a experty reprezentující evropskou radiologii a nukleární medicínu. Hlavním účelem této příručky je zlepšit klinickou praxi a přispět k efektivnějšímu využití drahé přístrojové techniky a zejména k redukci lékařského ozáření pacientů (4). Cestou k tomuto cíli je zejména prosazování dvou základních principů – usměrňování indikací a zajištění kvalitní vyšetřovací techniky a jejího bezchybného využívání (10).

1.4.3 Program zabezpečení jakosti (PZJ)

Program zabezpečení jakosti zaručuje, aby personální obsazení, používané metodiky a přístrojové vybavení pracoviště bylo na úrovni, zajišťující splnění všech požadavků radiační ochrany a bezpečného nakládání se zdroji ionizujícího záření. Rozsah a četnost prověrek a kontrol slouží k zabezpečení neměnnosti veličin důležitých z hlediska radiační ochrany a spolehlivost funkce používaného zařízení (6).

Každé radiodiagnostické pracoviště musí mít vypracovaný svůj Program zabezpečení jakosti, který schvaluje Státní úřad pro jadernou bezpečnost.

Požadavky na systém jakosti a náplň PZJ jsou shrnuty v současné době vyhláškou SÚJB č.132/2008 Sb., o systému jakosti při provádění a zajišťování činností souvisejících s využíváním jaderné energie a radiačních činností a o zabezpečování jakosti vybraných zařízení s ohledem na jejich zařazení do bezpečnostních tříd (1).

1.4.4 Přístrojové vybavení

I když to v současné době finančních škrtek není vždy lehké prosadit, radiodiagnostická pracoviště by měla být vybavena kvalitní a moderní přístrojovou technikou. Při rtg vyšetření se má použít nejmodernější dostupná technika. Využíváním moderní techniky můžeme snáze docílit redukci radiační zátěže a dodržení podmínek optimalizace. Přístrojové vybavení však musí být správně využíváno a musí splňovat přísné požadavky na všechny povinné zkoušky a prohlídky (17).

K ochraně pacienta i samotných pracovníků před ionizujícím zářením by měly být k dispozici kvalitní ochranné prostředky. Naší povinností je v co největší míře ochranné pomůcky využívat. Rovněž je důležité pečlivé clonění na vyšetřovanou část těla (10, 17).

1.4.5 Kvalifikovaný personál a četnost výkonů

Na radiodiagnostickém pracovišti mohou pracovat jen osoby s kvalifikací odpovídající zákonným požadavkům. Radiodiagnostické pracoviště musí disponovat týmem nebo několika jednotlivými menšími týmy kvalifikovaných pracovníků schopných vzájemně spolupracovat. Na prohlubování svého vzdělání a pracovních schopností by měli být ochotni neustále pracovat. Personál musí znát a důsledně uplatňovat zásady radiační ochrany k ochraně sebe, pacientů i životního prostředí. Tyto své znalosti jsou u nich pravidelně ověřovány a formou školení rozšiřovány (1).

Na větších radiodiagnostických pracovištích se s výhodou využívá specializace jednotlivých pracovníků na určitou užší oblast radiodiagnostiky, ve které se zdokonalují a četnost provedených výkonů tak stoupá. Tím roste i erudice a zkušenost personálu. Získané zkušenosti by měli v co nejširší míře předávat svým méně zkušeným kolegům.

Je žádoucí, aby se všichni zúčastnění odborníci chovali maximálně zodpovědně a dbali na důsledném dodržování všech podmínek radiační hygieny, každý ve svém oboru. Radiologický asistent by měl brát zřetel zejména na ochranu a profit snímkaného novorozence a měl by být veden maximální snahou o zajištění kvalitního výsledku své práce.

1.5 Kvalita rtg obrazu

Od rtg obrazu požadujeme, aby splňoval parametry kvality – aby byl věrný, měl dobrý kontrast a ostrost. Úkolem nás, radiologických asistentů, je zhotovit kvalitní rtg snímky různých orgánů těla. Jednotliví pacienti se liší, rozdíly ve struktuře a tloušťce vyrovnáváme změnou expozičních parametrů – kV (určují kvalitu rtg záření) nebo mAs (určují kvantitu rtg záření). Podstatné je, aby snímky měly stále stejnou kvalitu a expoziční parametry byly reprodukovatelné z důvodu případných kontrolních vyšetření.

Hodnocení kvality rtg obrazu je do určité míry subjektivní záležitostí hodnotitele – lékaře radiologa (15).

1.5.1 *Ostrost a rozlišovací schopnost*

Ostrost obrazu je jednou ze tří základních vlastností, které rozhodují o diagnostickém obsahu rtg obrazu. Ostrost je objektivní a subjektivní. Objektivní ostrost existuje nezávisle na našem zraku a vnímání. Definice ostrosti neexistuje, běžně je definována neostrost (15).

S ostrostí úzce souvisí rozlišovací schopnost. Je definována jako nejmenší vzdálenost dvou bodů nebo čar, které se ještě zobrazí jako dvě oddělené struktury. V závislosti na velikosti ohniska se v rtg zobrazení pohybuje kolem 0,5 – 2 mm (9).

Celkovou neostrost tvoří neostrost geometrická, pohybová a materiálová. Neostrost geometrická je dána velikostí ohniska. Pohybová neostrost vzniká pohybem vyšetřovaného, nebo pohybem rentgenky, kazety či filmu během expozice. Neostrost materiálová je dána především zesilovacími fóliemi. Na tvorbě celkové neostrosti se podílejí všechny tři složky. Rozhodující roli má však pohybová neostrost, která tvoří zhruba 90% souhrnné neostrosti.

Subjektivní neostrost obrazu je ta, kterou vnímá pozorovatel. Závisí na somatickém a psychickém stavu radiologa, odečítajícího rentgenogram. Pro správné subjektivní hodnocení rtg obrazu i jeho neostrosti je třeba, aby negatoskop dosahoval potřebného jasu, byl regulovatelný a popisovna byla zatemněna (15, 30).

1.5.2 *Kontrast*

Kontrast je rozdíl ve stupni zčernání mezi dvěma sousedními místy – kontrast detailu, či mezi nejsvětějšími a nejtmavšími místy celého snímku – kontrast celkový. Kontrast rozeznáváme objektivní a fyziologický – subjektivní. Objektivní kontrast je ovlivňován složením objektu, tloušťkou objektu, kvalitou primárního záření, množstvím a kvalitou sekundárního záření a použitým filmovým materiálem a jeho zpracováním v temné komoře.

Kontrast subjektivní závisí na mnoha faktorech. Je to okamžitý stav zrakového aparátu, osvětlení snímku, adaptace očí, velikost detailu, pozorování tmavého předmětu na světlém a naopak, rozhraní dvou šedých barev apod.

Kontrast souvisí s ostrostit. Zlepšíme-li kontrast obrazu, zdánlivě zlepšíme i ostrost. Čím je ostrost obrazu větší, tím více vystupuje kontrast.

Rušivým signálem může být šum, který bývá různého původu (kvantový, strukturální apod.). Projeví se snížením rozlišovací schopnosti jemných anatomických struktur (15, 30).

1.5.3 Věrnost obrazu

Je žádoucí, aby byl rtg obraz věrný, nezkreslený a co nejméně zvětšený. Při centrální projekci dopadá centrální paprsek kolmo na rovinu filmu a objekt se zobrazí optimálně velikostně i tvarově. Z důvodu co nejmenšího zvětšení by při snímkování měla být co největší vzdálenost ohnisko - film a co nejmenší vzdálenost objekt – film. Vzhledem k výkonu rtg přístroje volíme kompromis (15).

1.6 Skiagrafický snímek plic nezralého novorozence

Na jednotkách intenzivní péče pro novorozence se snímkuje přes 95% nezralých novorozenců. Průměrný počet 4-5 snímků u jednoho novorozence však může být podle přidružených komplikací i několikrát překročen. Přitom novorozenci tvoří skupinu populace, která je dle dostupných literárních zdrojů pětkrát až sedm krát citlivější k účinkům ionizujícího záření než dospělá populace. Proto je zvlášť u nedonošených dětí nezbytné vždy důsledně aplikovat požadavky radiační ochrany na indikaci a optimalizaci každého vyšetření (3).

1.6.1 Indikace k provedení skiagrafického snímku hrudníku novorozence

U nezralých novorozenců je skiagrafický snímek hrudníku hlavní zobrazovací modalitou indikovanou k objasnění příčiny dechové tísně, která bývá způsobena různými vrozenými nebo získanými stavy plic provázejících nezralého novorozence. Snímek plic je jedinou metodou, která zhodnotí uložení kanyl a katétrů. Snímek hrudníku umožní hodnotit kromě patologických stavů plic i srdeční stín a plicní vaskularizaci. Dalšími indikacemi jsou komplikace provázející předčasně narozené děti, sledování průběhu léčby, sledování efektu ventilace, dlouhodobé následky léčby, změny cirkulace jako následek srdečních vad (3).

Při indikaci rtg vyšetření je nutno brát v úvahu i radiační zátěž. Gonádová dávka je u malých dětí vzhledem k malým rozměrům dítěte a k bližšímu uložení gonád centrálnímu paprsku relativně vyšší než u dospělého, a proto je nezbytné dbát na všechna opatření, která mohou vést k jejímu snížení. Je třeba dobře vážit i intervaly kontrolních rtg vyšetření (17).

1.6.2 Doporučení a kritéria pro zobrazování plic u dětí

Podle principů optimalizace vypracovala v roce 1996 Evropská komise „European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatric“ tato doporučení a kritéria pro zobrazování plic u dětí;

- snímek je zhotoven v inspiračním postavení,
- snímek je zhotoven bez rotace a sklopení,
- kraniálně jsou zachyceny vrcholy plic, kaudálně až v úrovni Th12/L1,
- cévní kresba je dobře viditelná v centrálních 2/3 plic,
- dobrá viditelnost trachey a centrálních bronchů,
- ostré zobrazení bránic a kostofrenických úhlů,
- viditelnost páteře a paravertebrálních linií za stínem mediastina (3, 11).

Tabulka 1: Návrh metodického listu pro snímkování plic novorozenců – doporučené parametry vyšetření a expoziční parametry (3)

Parametr	Doporučené hodnoty
Poloha pacienta	Ležící na zádech, nesnímkovat ve visu
generátor	Vysokofrekvenční, v žádném případě jednopulzní
Velikost ohniska	menší nebo rovno 1,3
Přídavná filtrace	1 mm Al + 0,1 mm nebo 0,2 mm Cu
Sekundární mřížka	nepoužívat
Relativní zesílení folie - film	200 – 400
Vzdálenost ohnisko - kazeta	50 – 100 cm
Napětí rentgenky	60 - 65 kV
Expoziční automat	nepoužívat
Expoziční čas	Menší nebo roven 4 ms
Velikost pole	Minimální, clonit vždy na oblast zájmu
Ochranné stínění	Olověná guma s ekvivalentem minimálně 0,5 mm Pb

1.7 Praktické provedení skiagrafického snímku hrudníku novorozence

Při snímkování je třeba dbát na:

- technicky správné provedení snímku,
- artefakty z předmětů nad a pod dítětem,
- hygienu,
- ztrátu tepla při snímkování,
- radiační ochranu – clony,
- komfort pro dítě, ne pro radiologického asistenta (3).

1.7.1 Neonatologické oddělení Nemocnice Písek a.s.

Oddělení je umístěno v budově Dětského oddělení ve 3. patře. Snímky přichází zhotovit radiologický asistent z místního Radiodiagnostického oddělení většinou na telefonickou žádost na indikaci dětského lékaře. Tato služba je poskytována 24 hodin denně.

Ke každému vyšetření musí být vystavena řádně vyplněná žádanka, která obsahuje správné identifikační údaje o vyšetřovaném novorozenci včetně označení zdravotní pojišťovny, číselnou diagnózu a slovní požadavek dětského lékaře, jaké rtg vyšetření žádá a co má dané vyšetření přinést či vyloučit (18).

Před vstupem na oddělení nedonošenců se radiologický asistent převleče do čistého pláště a přezuje si boty k tomuto účelu určené. Během celého pobytu na oddělení důsledně dbá na hygienu.

Snímky jsou prováděny mobilním rtg přístrojem výhradně určeným pro snímkování nezralých novorozenců (18). Jsou prováděny v prostorech JIP a novorozenec je při snímkování uložen v inkubátoru. V tomto prostoru je ke snímkování zvlášť uzpůsobená elektrická zásuvka pro zapojení mobilního rtg přístroje s odpovídajícím jištěním.

1.7.2 Využití ochranných prostředků při skiagrafii nezralých novorozenců

Z důvodu radiační ochrany jsou ostatní novorozenci z těchto prostorů převezeni nebo je k jejich ochraně použita ochranná pojízdná zástěna z olověné gumy. V tomto případě myslíme i na ochranu vzdáleností.

Snímkový novorozenec je chráněn olověnou gumou 0,5 mm Pb, kterou položíme přes břicho a gonády (18).

Radiologický asistent se při exponování chrání olověnou zástěrou a límcem. Taktéž se chrání co největší vzdáleností od zdroje ionizujícího záření.

V prostorech, ve kterých se snímkuje, nezůstává nikdo ze zdravotnického personálu či dalších osob. Pokud by bylo nutné přidržování snímkaného novorozence

při exponování, musela by taková osoba souhlasit s přidržováním dobrovolně, být předem seznámena s možnými negativními účinky rtg záření na lidský organizmus a toto stvrdit do příslušného sešitu svým podpisem. Taktéž by musela být vybavena ochrannými pomůckami – zástěrou a límcem.

1.7.3 Příprava mobilního rtg přístroje a polohování snímkaného novorozence

Mobilním rtg přístroj připojíme k elektrické síti, zapneme a zajedeme nad inkubátor se snímkaným novorozencem. Na ovladači rtg přístroje si nastavíme předpokládané snímkové parametry dle expoziční tabulky pro používaný rtg přístroj a s ohledem na hmotnost snímkaného novorozence.

Novorozenec je připraven ke snímkování tak, že má obnaženou horní polovinu těla. Pokud to stav umožňuje, měly by být sejmuty svody k EKG zařízení a jiné zdravotnické pomůcky, které by rušily rtg obraz v požadované zobrazované oblasti.

Snímkaný novorozenec leží na zádech, nesmí být podložen žádnou podložkou, a to jak z důvodů nežádoucí rotace či zkreslení rtg obrazu, tak z důvodu možnosti vzniku artefaktů vlivem různých materiálů podložek apod. Rovněž dbáme na polohu hlavy, aby nedocházelo k rotaci při snímkování.

Ve většině případů použijeme kazetu s filmem u velikosti 13x18 cm, popřípadě 18x24 cm. Povrch kazety je předem dezinfikován a následně je kazeta zabalena do čisté roušky či pleny. Při ukládání rtg kazety s filmem pod hrudník pacienta využijeme asistence dětské sestry. Pokud bychom my osobně sahali do inkubátoru, je třeba si před výkonem řádně umýt ruce a použít dezinfekci. Uložíme zabalenou kazetu včetně přilepeného písmene se stranovým označením tak, aby zobrazované orgány plíce a srdce byly uloženy ve středu kazety a byly tak zachyceny celé. Nesmí dojít k tzv. „uříznutí“ zobrazovaného orgánu z žádné strany.

Centrální paprsek směřuje kolmo na kazetu, nesmí být sklopený kranialně, kaudálně ani stranově. Dodržujeme správnou vzdálenost ohnisko – kazeta 100 cm. Provádíme předozadní snímek hrudníku a jeho správná centrace je na bradavky. Dbáme důsledně na radiační ochranu a na důkladné clonění na oblast zájmu. Clony musí být na

každém snímku vidět. Zároveň provedeme již výše zmiňované ochranné stínění olověnou gumou s ekvivalentem 0,5 mm Pb, která je také předem dezinfikovaná a obalena čistou rouškou či plenou. Při práci zohledňujeme komfort snímkaného novorozence.

Po důsledné přípravě přístroje i novorozence provedeme expozici pokud možno v co nejpříznivějším okamžiku z hlediska dýchání (nádech) a pohybu novorozence.

Rtg film je následně na radiodiagnostickém oddělení v temné komoře vyvolán pomocí vyvolávacího automatu typu Kodak 35. Používáme modře emitující zesilovací folie se zesílením 400 a modrocitlivé filmy. Vyvolávací proces je optimalizován a denně ověřován zkouškami provozní stálosti (18).

1.7.4 Přehled mobilní přístrojové techniky

Na Radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Písek a.s. byly v letech 2007 – 2010 využívány dva typy mobilních rtg přístrojů.

Do konce listopadu roku 2008 byl ke snímkování nezralých novorozenců používán mobilní rtg přístroj MOVUS II. SÚJB při své kontrole doporučil tento typ mobilního rtg přístroje vyloučit z užívání ke skiagrafií novorozenců. Rtg přístroj typu MOVUS SÚJB doporučuje k vyloučení z používání ke snímkování dětí celorepublikově. Důvodem je, že se jedná o jednopulzní rtg přístroj, dalším důvodem je příliš dlouhý expoziční čas (doporučen roven či nižší než 4 ms) a nadměrná velikost ohniska (doporučeno rovno či menší 1,3 mm) (3, 26).

Proto byl zakoupen mobilní rtg systém SHIMADZU typ MUX-100 Mobile Art Plus, který vyhovuje všem požadovaným parametrům a je využíván ke snímkování novorozenců od prosince 2008.

2 Cíl práce a hypotézy

2.1 Cíl práce

Přenést zkušenosti získané snímkováním nedonošených dětí mobilním skiagrafickým přístrojem a porovnat kvalitu obrazu a radiační zátěž získané dvěma rozdílnými přístroji (technikami).

2.2 Hypotéza

Vyšetření tvrdší technikou, kterou umožňuje mobilní přístroj novějšího typu, je spojen s nižší radiační zátěží nezralých novorozenců, než je vyšetření standardní technikou, aniž by tím utrpěla kvalita obrazu.

3 Metodika

3.1 *Mobilní rtg přístroj MOVUS II*

Jedná se o pojízdný rtg přístroj firmy BMT (Brněnská Medicínská Technika a.s.) vyrobený v roce 1995.

Na tomto přístroji radiologický asistent nastavuje expoziční hodnoty společným ovladačem pro napětí v *kV* a proud v *mA* a dále voličem expozičního času v *s* (12). V době využívání tohoto přístroje byly ke snímkování nezralých novorozenců expoziční parametry voleny dle expoziční tabulky a tělesné konstituce novorozence v tomto rozpětí:

45 – 55 kV a 20 – 22 mA

0,17 – 0,24 sec.

Tuto snímkovací techniku nazývám ve své práci ***měkčí snímkovací technikou*** (ikdyž se o měkkou snímkovací techniku v pravém slova smyslu nejedná).

3.2 *Mobilní rtg přístroj SHIMADZU MUX-100 Mobile Art Plus*

Jedná se o pojízdný rtg přístroj značky SHIMADZU vyrobený v roce 2007. Na přístroji je instalován měřicí systém VacuDAP 2000 k měření DAP (součin dávky a plochy) v jednotkách $mGy \cdot cm^2$ (13,). Výsledná hodnota se zobrazí na displeji tohoto systému jako číslo zaokrouhlené na celé jednotky. Při skiagrafii hrudníku nezralých novorozenců radiologický asistent volí dle tělesné konstituce novorozence tyto expoziční parametry:

60 – 65 kV

0,71 – 0,9 mAs

Tuto snímkovací techniku s užitím vyšších *kV* a nižších *mAs* nazývám ***tvrdší snímkovací technikou*** (ale o tvrdou snímkovací techniku se v žádném případě nejedná).

3.3 Srovnání základních technických parametrů obou mobilních rtg přístrojů

	MOVUS II	MUX-100 Mobile Art Plus
Rok výroby	1995	2007
Velikost ohniska	1,5 mm	0,7 mm
Generátor	jednopolzní	vysokofrekvenční
Filtrace	3 mm Al	2,74 mm Al
Relativní zesílení film – fólie	400	400
Vzdálenost ohnisko – kazeta	100 cm	100 cm
Napětí na rentgence	45 – 55 kV	60 – 65 kV
Elektrický proud	20 – 22 mA	177 mA
Expoziční čas	170 ms	3 – 5 ms
Expoziční automat	ne	ne
Velikost pole	Clony na oblast zájmu	Clony na oblast zájmu
Ochranné stínění	Olověná guma 0,5 mm Pb	Olověná guma 0,5 mm Pb

Tabulka č. 2: Srovnání základních technických parametrů obou mobilních rtg přístrojů

3.4 Zdroje použitých dat

Veškerá použitá data jsem získala na pracovišti Radiodiagnostického oddělení Nemocnice Písek a.s., na kterém pracuji.

Ke svým výpočtům jsem použila data z provozních deníků mobilních rtg přístrojů, s jejichž použitím radiologičtí asistenti pořizovali skiagramy srdce a plic u nezralých novorozenců na zdejším neonatologickém oddělení (24, 25). Do mého zkoumání byla zahrnuta data snímkaných novorozenců mobilními rtg přístroji v období od 1. 1.2007 do 30. 6. 2010. Snímky plic novorozenců do 30. 11. 2008 byly provedeny přístrojem MOVUS II (24). Pro snímky provedené v období od 1. 12. 2008 do 30. 6. 2010 byl již použit přístroj SHIMADZU MUX-100 Mobile Art Plus (25).

Z provozního deníku pro mobilní rtg přístroj MOVUS II jsem ve své práci použila tyto uvedené parametry (24);

- napětí na rentgence U (kV),
- elektrický proud I (mA),
- expoziční čas t (s),
- hmotnost novorozence m (kg).

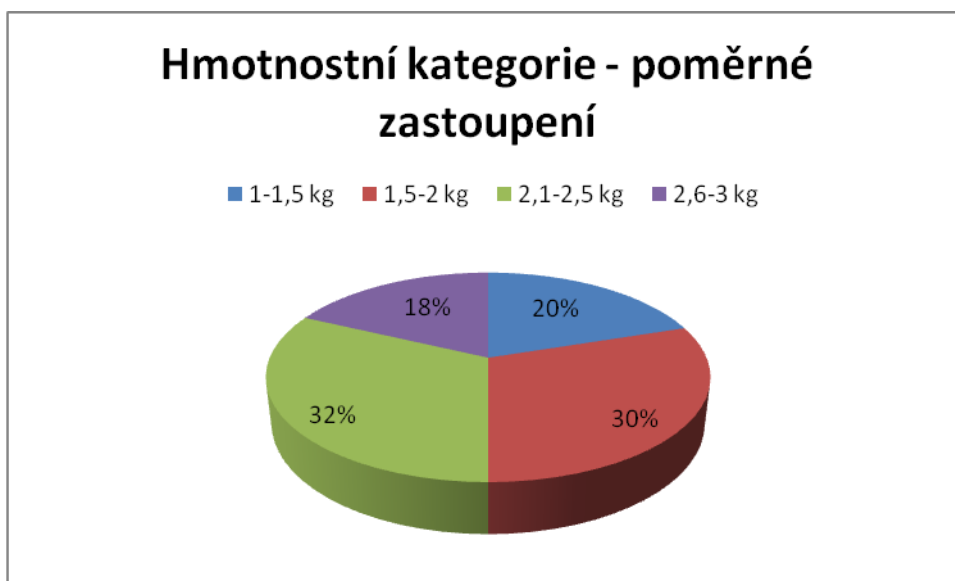
Z provozního deníku mobilního přístroje SHIMADZU MUX-100 Mobile Art Plus jsem použila tyto parametry (25);

- napětí na rentgence U (kV),
- elektrické množství Q (mAs),
- hmotnost novorozence m (kg),
- hodnotu DAP (mGy*cm²).

Mobilním rtg přístrojem MOVUS bylo ve sledovaném období provedeno 196 snímků plic novorozenců. Přístrojem SHIMADZU bylo ve sledovaném období provedeno 186 snímků. Z každé skupiny jsem vybrala dle váhových kategorií 50 snímekovaných novorozenců a vytvořila tak dva výběrové soubory k porovnání. Kromě zaměření na stejný poměr počtu váhových kategorií snímekovaných nezralých novorozenců byl výběr proveden náhodně.

Rozdělení váhových kategorií:

1. 1,1 – 1,5 kg
2. 1,6 – 2 kg
3. 2,1 - 2,5 kg
4. 2,6 – 3 kg



Graf č. 1: Hmotnostní kategorie – poměrné zastoupení

Graf znázorňuje poměrné zastoupení jednotlivých váhových kategorií obou zkoumaných souborů nedonošených dětí v procentech.

Vyhledala jsem všechny vybrané snímky z obou souborů v archivu radiodiagnostického oddělení. U všech snímků jsem změřila strany x a y ozářené plochy. Zjistila jsem, že na všech snímcích byly patrné clony. V několika případech však nebyly patrné všechny 4 strany clon. V tomto případě jsem počítala s rozměrem použitého formátu filmu, tj. v ose x 13 cm a v ose y 18 cm. Ve většině případů byly na snímku patrné všechny 4 clony. Naměřené hodnoty uvádím v cm.

Pro porovnání radiační zátěže jsem dále využila protokolů o Zkouškách dlouhodobé stability firmy OLE (22), která pro naše radiodiagnostické oddělení tyto zkoušky provádí. Pro MOVUS jsem použila údaje z protokolu č. OLE100112-42G ze dne 12. 1. 2010. Pro přístroj SHIMADZU jsem použila protokol č. OLE101101-32G ze dne 1. 11. 2010.

K ověření stálosti vyvolávacího procesu jsem využila měsíční protokoly Kontroly kvality zpracování filmů za sledované období (23).

3.5 Výpočet elektrického množství Q u přístroje MOVUS II

Jelikož expoziční parametry při snímkování mobilním přístrojem MOVUS jsou vyjádřeny veličinami U (kV), I (mA) a t (s) a u přístroje SHIMADZU veličinami U (kV) a Q (mAs), bylo nutné provést u přístroje MOVUS přepočítání na veličinu Q vyjádřenou v jednotkách mAs . K tomuto přepočtu jsem využila vztah:

$$Q = I * t$$

3.6 Výpočet dopadající kermy K_i a plošné kermy KAP

Ve své práci používám pro účel porovnání radiální zátěže dopadající kermy K_i . Dopadající kerma K_i je kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu. Jednotkou je Gy (1, 21). Při jejím výpočtu jsem vycházela ze zaznamenaných expozičních parametrů pro každého konkrétního novorozence. V tabulkách protokolů Zkoušek dlouhodobé stability pro každý rtg přístroj jsem si vyhledala odpovídající napětí a hodnotu K_i (22). Tuto hodnotu jsem přepočítala na zaznamenané elektrické množství Q (mAs). Výslednou hodnotu jsem však ještě musela přepočítat na opravdovou vzdálenost ohnisko – rovina vstupu záření do novorozence. Jelikož kerma klesá s druhou mocninou vzdálenosti, vynásobila jsem výslednou hodnotu podílem druhých mocnin. Druhou mocninu vzdálenosti OK (ohnisko – komůrka) jsem dosadila do čitatele a do jmenovatele druhou mocninu skutečné vzdálenosti ohnisko – rovina vstupu záření do novorozence. Tímto výpočtem jsem získala hodnotu dopadající kermy. Součinem K_i a plochy jsem získala hodnotu KAP v $mGy \cdot cm^2$. Výsledné hodnoty KAP jsem zaokrouhlila na 2 desetinná místa. V případě zkoumaného souboru pro SHIMADZU jsem tuto hodnotu porovnála s hodnotou DAP naměřenou měřícím systémem VacuDAP a vyčíslila procentuální odchylku. Nutno podotknout, že hodnota DAP je systémem zaokrouhlována na celé jednotky.

3.7 *Vztah k hodnotě národní diagnostické referenční úrovně*

Národní diagnostická referenční úroveň pro snímek hrudníku novorozence je stanovena na **65 μ Gy** (3).

K výpočtu potřebujeme znát hodnotu vstupní povrchové kermu K_e , která je přímo použita jako hodnota zátěže (dávky) novorozenců. Jelikož již známe hodnotu dopadající kermu K_i , je třeba ještě zohlednit zpětný rozptyl, a tím dojdeme k hodnotě vstupní povrchové kermu K_e . Faktory zpětného rozptylu závisí na napětí, celkové filtraci, velikosti pole a pohybují se od 1,25 do 1,45 (3, 22). Výslednou hodnotu K_e získáme součinem K_i a střední hodnoty koeficientu 1,35.

$$K_e = K_i * BSF$$

Při přepočtu jednotek platí, že $1 \mu\text{Gy} = 0,001\text{mGy}$.

3.8 *Vyvolávací proces a kvalita rtg obrazu*

Všechny provedené snímky jsou analogově zpracovány a výsledkem je fotografické zobrazení na film.

Byly použity filmy Kodak XBM (Medical X – ray film General purpose blue). Po celé sledované období byl na pracovišti využíván tzv. modrý filmový program. V kazetách byly použity zesilovací fólie z lanthanoxidbromidu emitující modré světlo se zesilujícím faktorem 400.

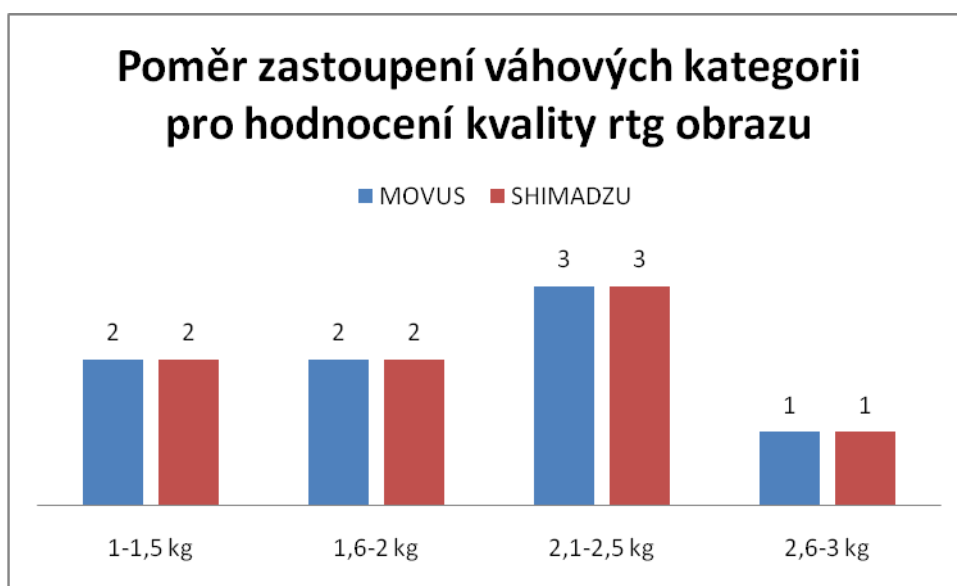
Všechny filmy byly zpracovány vyvolávacím automatem Kodak M6, ve kterém byly použity chemikálie (vývojka a ustalovač) rovněž značky Kodak. Stálost vyvolávacího procesu byla denně ověřována kontrolou kvality zpracování filmů. Ke kontrole byl využíván senzimetř, denzimetř a digitální teploměr. Tato kontrola byla prováděna každý pracovní den přibližně ve stejnou dobu (v 11 hod.). Dle protokolů byl vyvolávací proces ve sledovaném období vždy optimalizován a jednotlivé hodnoty byly v mezích normy.

Kontrola kvality vyvolávacího procesu filmů obsahuje:

- index kontrastu,
- index citlivosti,
- minimální hustota,
- maximální hustota,
- teplota vývojky.

3.9 *Subjektivní hodnocení kvality rtg obrazu a správnosti provedení snímků lékaři Radiodiagnostického oddělení Nemocnice Písek a.s.*

Pro konkrétní zhodnocení kvality rtg obrazu provedených snímků plic novorozenců a také správnosti provedení jsem náhodně vybrala z každého souboru (pro každý přístroj) 8 snímků. Jediným kritériem mého výběru byl stejný poměr zastoupení jednotlivých váhových kategorií snímkaných novorozenců z obou souborů.



Graf č. 2: Poměr zastoupení váhových kategorií pro hodnocení kvality rtg obrazu
K hodnocení kvality rtg obrazu jsem pro oba soubory vybrala stejný poměr početního zastoupení jednotlivých váhových kategorií novorozenců.

Vybrané snímky jsem dala k hodnocení z hlediska kvality rtg obrazu a správnosti provedení pěti lékařům radiodiagnostického oddělení. Mezi vybranými lékaři byli tři zkušení lékaři s atestací či specializací v radiodiagnostice a dále dvě začínající lékařky s cca 2 - 3 lety praxe v radiodiagnostice.

Hodnocení probíhalo vždy za stejných podmínek, ve stejné popisovně, za použití stejného negatoskopu a stejného zatemnění místnosti. Lékaři hodnotili jednotlivá kritéria u každého snímku slovně a rovněž přiřadili každému kritériu určitý počet bodů. Byla použita stupnice od 1 do 5, kdy nejvyšší možné bodové hodnocení bylo 5 bodů a naopak nejnižší 1 bod. Závěrem vypracovali krátké celkové shrnutí ve smyslu porovnání obou typů přístrojů a snímkových technik z hlediska kvality rtg obrazu a správnosti provedení.

Lékaři hodnotili tyto předem zadaná kritéria;

- inspirační postavení,
- správnou polohu při snímkování (rotace, sklopení),
- zachycení celé oblasti zájmu (centrace a vymezení clon),
- viditelnost cévní kresby v centrálních 2/3 plic,
- dobrou viditelnost trachey a centrálních bronchů,
- ostré zobrazení bránic a kostofrenických úhlů,
- viditelnost páteře a paravertebrálních linií za stínem mediastina,
- celkovou ostrost zobrazení,
- celkový kontrast zobrazení.

U každého hodnoceného parametru jsem provedla celkový součet bodů za kritérium. Tyto dosažené hodnoty jsem potom vzájemně porovnávala mezi oběma přístroji. Rovněž jsem porovnávala celkový počet bodů za všechna kritéria mezi oběma přístroji. Výsledky jsem zobrazila graficky.

4 Výsledky

4.1 Výpočet radiační zátěže pro MOVUS

Pro výpočet radiační zátěže pro přístroj MOVUS používám z důvodu lepší přehlednosti tabulku. Zároveň přikládám komentář s označením a vysvětlením jednotlivých použitých parametrů.

OK = 68 cm (vzdálenost ohnisko – komůrka v ZDS)

vzdálenost ohnisko – film při snímkování = 100cm

tloušťka pacienta = 5 cm

přepočet = 0,512

Označení pacienta - např. ***M1a***

1. ***M*** je označení pro použitý přístroj MOVUS
2. Číslo ***I*** je pořadí pacienta v souboru (soubor je sestaven vzestupně dle hmotnosti novorozenců) a pokud je v souboru zahrnuto více snímků stejného pacienta, pořadové číslo zůstává stejné
3. Pokud je uvedeno za pořadovým číslem malé písmeno, byl tento novorozenec snímkován několikrát, ***a*** je první snímek, ***b*** je druhý snímek atd.

Expoziční parametry

U (kV)...napětí na rentgence

I (mA)...elektrický proud

t (ms)...expoziční čas

Přepočet expozičního parametru

Q (mAs)...elektrické množství (přepočteno za pomoci ***I*** a ***t***)

m (kg)...hmotnost pacienta

K_i (mGy)...výsledná hodnota dopadající kermy

Velikost ozářeného pole (clon) změřeného na filmu

x (cm)...délka vertikální strany ozářeného pole

y (cm)...délka horizontální strany ozářeného pole

Korekce velikosti ozářeného pole (clon) na vzdálenost OK

x (cm)...délka vertikální strany ozářeného pole

y (cm)...délka horizontální strany ozářeného pole

KAP_{calc} (mGy*cm²)... výsledná hodnota součinu kermy ve vzduchu a plochy svazku

	MOVUS									korekce na vzdálenost		KAPcalc
OK	Pacient	U/kV	I/mA	t/ms	Q/mAs	Ki/mGy	m/kg	x/cm	y/cm	x/cm	y/cm	mGy.cm2
68	M1a	50	22	170	3,74	0,0158	1,3	8,2	8,8	7,8	8,4	1,03
	M1b	50	22	170	3,74	0,0158	1,3	8,5	9	8,1	8,6	1,09
ohnisko-film	M2	50	22	170	3,74	0,0158	1,4	10,5	13,8	10,0	13,1	2,07
100	M3a	50	22	170	3,74	0,0158	1,4	9	10,6	8,6	10,1	1,36
	M3b	50	22	170	3,74	0,0158	1,4	9,8	9,4	9,3	8,9	1,32
tl. pacienta	M3c	50	22	170	3,74	0,0158	1,4	9	9	8,6	8,6	1,16
5	M4a	50	22	170	3,74	0,0158	1,5	9,5	12	9,0	11,4	1,63
	M4b	50	22	170	3,74	0,0158	1,5	10,3	8,8	9,8	8,4	1,30
přepočet	M4c	45	22	170	3,74	0,0135	1,5	10,2	9	9,7	8,6	1,11
0,512	M4d	50	22	170	3,74	0,0158	1,5	11,2	9,5	10,6	9,0	1,52
	M5a	50	22	170	3,74	0,0158	1,6	8,8	8,2	8,4	7,8	1,03
	M5b	50	22	170	3,74	0,0158	1,6	9,2	9,7	8,7	9,2	1,28
	M6	55	20	170	3,4	0,0204	1,6	10,5	10	10,0	9,5	1,94
	M7	55	20	170	3,4	0,0204	1,6	10,5	9,5	10,0	9,0	1,84
	M8	50	22	170	3,74	0,0158	1,6	8,8	9,5	8,4	9,0	1,20
	M9a	55	20	170	3,4	0,0204	1,7	9,5	8,5	9,0	8,1	1,49
	M9b	55	20	170	3,4	0,0204	1,7	10	12,5	9,5	11,9	2,31
	M9c	55	20	170	3,4	0,0204	1,7	13	10,8	12,4	10,3	2,59
	M10	50	22	170	3,74	0,0158	1,7	9,5	9,5	9,0	9,0	1,29
	M11.	50	22	170	3,74	0,0158	1,8	9	10,2	8,6	9,7	1,31
	M12a	55	20	170	3,4	0,0204	1,9	9,2	10,5	8,7	10,0	1,78
	M12b	55	20	170	3,4	0,0204	2	9,5	11,6	9,0	11,0	2,03
	M13a	55	20	170	3,4	0,0204	2	9,5	10,5	9,0	10,0	1,84
	M13b	55	20	170	3,4	0,0204	2	10	11	9,5	10,5	2,03
	M14	55	20	170	3,4	0,0204	2	9,8	10	9,3	9,5	1,81
	M15	55	20	170	3,4	0,0204	2,1	14	12	13,3	11,4	3,10
	M16	55	20	170	3,4	0,0204	2,1	9	9,4	8,6	8,9	1,56
	M17	55	20	170	3,4	0,0204	2,1	10,7	11	10,2	10,5	2,17
	M18	55	20	170	3,4	0,0204	2,2	10,3	10,5	9,8	10,0	1,99
	M19	55	20	170	3,4	0,0204	2,2	10,2	11,2	9,7	10,6	2,11
	M20	55	20	170	3,4	0,0204	2,2	9,7	10	9,2	9,5	1,79
	M21	55	20	170	3,4	0,0204	2,3	10,8	12	10,3	11,4	2,39
	M22	55	20	170	3,4	0,0204	2,3	10,2	11,2	9,7	10,6	2,11
	M23	55	20	170	3,4	0,0204	2,3	10,5	11,5	10,0	10,9	2,23
	M24	55	20	170	3,4	0,0204	2,3	9,8	9,5	9,3	9,0	1,72
	M25a	55	20	170	3,4	0,0204	2,3	9	9,5	8,6	9,0	1,58
	M25b	55	20	170	3,4	0,0204	2,3	8,5	9,2	8,1	8,7	1,44
	M26	55	20	170	3,4	0,0204	2,4	11	11,5	10,5	10,9	2,33
	M27	55	20	170	3,4	0,0204	2,4	11,2	10,8	10,6	10,3	2,23
	M28	55	20	170	3,4	0,0204	2,4	10,6	11	10,1	10,5	2,15
	M29	55	20	170	3,4	0,0204	2,4	10,2	11	9,7	10,5	2,07
	M30	55	20	170	3,4	0,0204	2,5	10,4	10	9,9	9,5	1,92
	M31	55	20	170	3,4	0,0204	2,5	10	10,3	9,5	9,8	1,90
	M32	55	20	170	3,4	0,0204	2,5	11,5	12	10,9	11,4	2,54
	M33	55	20	170	3,4	0,0204	2,6	10,8	11	10,3	10,5	2,19
	M34	55	20	170	3,4	0,0204	2,6	11,3	12	10,7	11,4	2,50
	M35	55	20	170	3,4	0,0204	2,7	11,3	12,5	10,7	11,9	2,60
	M36	60	20	170	3,4	0,0263	2,9	13	13,5	12,4	12,8	4,17
	M37	60	20	170	3,4	0,0263	3	13	13,5	12,4	12,8	4,17
	M38	60	20	170	3,4	0,0263	3	13	13	12,4	12,4	4,01

Tabulka č. 3: Výpočet radiční zátěže pro MOVUS

4.2 Výpočet radiační zátěže pro SHIMADZU

Pro výpočet radiační zátěže pro přístroj SHIMADZU používám rovněž tabulku a komentář s označením a vysvětlením jednotlivých parametrů.

OK = 80 cm (vzdálenost ohnisko – komůrka v ZDS)

vzdálenost ohnisko – film při snímkování = 100cm

tloušťka pacienta = 5 cm

přepočet = 0,709

Označení pacienta - např. *S1a*

1. *S* je označení pro použitý přístroj SHIMADZU
2. Číslo *I* je pořadí pacienta v souboru (soubor je sestaven vzestupně dle hmotnosti novorozenců) a pokud je v souboru zahrnuto více snímků stejného pacienta, pořadové číslo zůstává stejné
3. Pokud je uvedeno za pořadovým číslem malé písmeno, byl tento novorozenec snímkován několikrát, *a* je první snímek, *b* je druhý snímek atd.

Expoziční parametry

U (kV)...napětí na rentgence

Q (mAs)...elektrické množství

Přepočet expozičních parametrů

I (mA)...elektrický proud (z protokolu ZDS)

t (ms)...expoziční čas (přepočteno za pomoci *I* a *t*)

m (kg)...hmotnost pacienta

K_i (mGy)...výsledná hodnota dopadající kermy

Velikost ozářeného pole (clon) změřeného na filmu

x (cm)...délka vertikální strany ozářeného pole

y (cm)...délka horizontální strany ozářeného pole

Korekce velikosti ozářeného pole (clon) na vzdálenost OK

x (cm)...délka vertikální strany ozářeného pole

y (cm)...délka horizontální strany ozářeného pole

KAPcalc (mGy*cm2)... výsledná hodnota součinu kermy ve vzduchu a plochy svazku

DAP (mGy*cm2)... naměřená hodnota součinu dávky a plochy zobrazená na displeji

měřicího systému VacuDAP 2000, který je instalován na mobilním rtg přístroji

SHIMADZU

odchylka DAP (%)... procentuální odchylka naměřené hodnoty DAP měřícím systémem

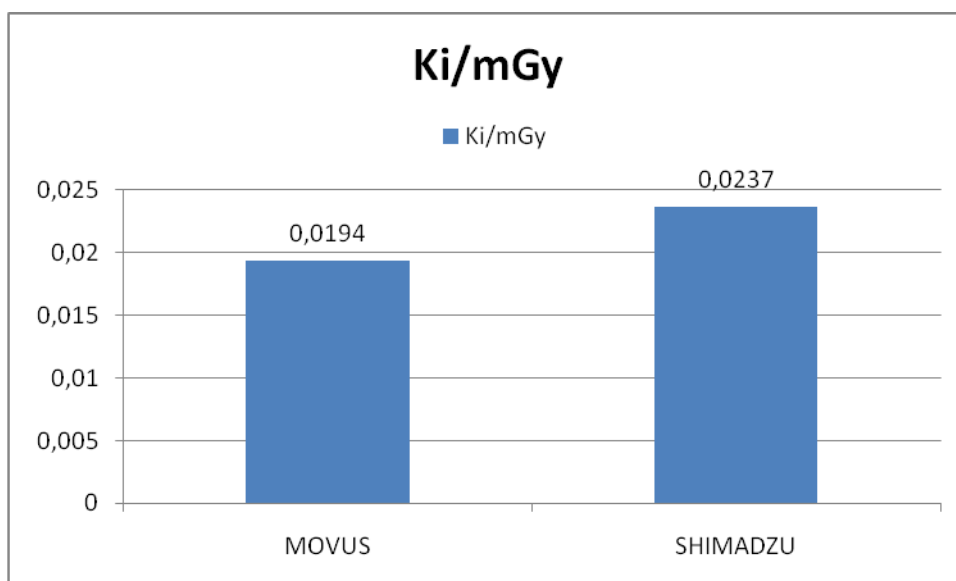
VacuDAP 2000 (naměřená hodnota se na displeji zobrazí zaokrouhlená na celé číslo)

oproti výpočtu KAP (výpočet s přesností na 2 desetinná místa)

	SHIMADZU										korekce na vzdálenost		KAPcalc	DAP	odchylka
OK	Pacient	U/kV	I/mA	t/ms	Q/mAs	Ki/mGy	m/kg	x/cm	y/cm	x/cm	y/cm	mGy.cm2	mGy.cm2	DAP %	
80	S1a	62	177	4,52	0,8	0,0220	1	8,8	9,4	8,4	8,9	1,64	2	22	
	S1b	62	177	4,52	0,8	0,0220	1,1	9,2	9,4	8,7	8,9	1,72	2	17	
ohnisko-film	S2	60	177	4,52	0,8	0,0214	1,4	9	9,2	8,6	8,7	1,60	2	25	
100	S3	62	177	4,01	0,71	0,0195	1,4	9	10,2	8,6	9,7	1,62	2	24	
	S4	60	177	4,52	0,8	0,0214	1,4	9	9,8	8,6	9,3	1,70	2	17	
tl. pacienta	S5a	60	177	4,52	0,8	0,0214	1,5	8,8	9,5	8,4	9,0	1,61	2	24	
5	S5b	60	177	4,52	0,8	0,0214	1,5	8,8	9,2	8,4	8,7	1,56	2	28	
	S6.	60	177	3,95	0,7	0,0187	1,5	9	9,5	8,6	9,0	1,44	2	38	
přepočet	S7	62	177	4,52	0,8	0,0220	1,5	8,7	9,6	8,3	9,1	1,66	2	21	
0,709	S8	57	177	4,52	0,8	0,0190	1,5	9	9,8	8,6	9,3	1,51	2	32	
	S9a	60	177	4,52	0,8	0,0214	1,7	9	9,6	8,6	9,1	1,67	2	20	
	S9b	60	177	4,52	0,8	0,0214	1,8	9,2	9,2	8,7	8,7	1,63	2	22	
	S9c	62	177	4,52	0,8	0,0220	1,8	9,8	11,2	9,3	10,6	2,18	3	38	
	S10	64	177	4,52	0,8	0,0244	1,8	9,7	10,7	9,2	10,2	2,28	3	31	
	S11	63	177	5,08	0,9	0,0262	1,8	9	9,4	8,6	8,9	2,00	2	0	
	S12	62	177	5,08	0,9	0,0247	1,9	11,3	12,5	10,7	11,9	3,15	4	27	
	S13	62	177	4,52	0,8	0,0220	1,9	9	9,2	8,6	8,7	1,64	2	22	
	S14	62	177	5,08	0,9	0,0247	2	9	8,8	8,6	8,4	1,77	2	13	
	S15	61	177	5,08	0,9	0,0247	2	9	9	8,6	8,6	1,81	2	11	
	S16	62	177	4,52	0,8	0,0220	2	8,8	9,4	8,4	8,9	1,64	2	22	
	S17	61	177	5,08	0,9	0,0247	2	9,2	9,5	8,7	9,0	1,95	2	3	
	S18	62	177	5,08	0,9	0,0247	2	9,3	9,3	8,8	8,8	1,93	2	4	
	S19	62	177	4,52	0,8	0,0220	2	9	9,4	8,6	8,9	1,68	2	19	
	S20	62	177	5,08	0,9	0,0247	2	9	9,8	8,6	9,3	1,97	2	2	
	S21	60	177	5,08	0,9	0,0241	2	10,5	10	10,0	9,5	2,28	3	32	
	S22a	61	177	5,08	0,9	0,0247	2,1	10,2	10,5	9,7	10,0	2,39	3	25	
	S22b	62	177	4,52	0,8	0,0220	2,1	9,2	9,5	8,7	9,0	1,73	2	15	
	S23	62	177	5,08	0,9	0,0247	2,1	10	10,5	9,5	10,0	2,34	3	28	
	S24	63	177	5,08	0,9	0,0262	2,2	9,6	11	9,1	10,5	2,50	3	20	
	S25	62	177	5,08	0,9	0,0247	2,2	10,2	10,6	9,7	10,1	2,41	3	24	
	S26	60	177	4,52	0,8	0,0214	2,3	9,4	10	8,9	9,5	1,81	2	10	
	S27	64	177	5,08	0,9	0,0274	2,3	11	9,5	10,5	9,0	2,59	3	16	
	S28	60	177	5,08	0,9	0,0241	2,3	11	10	10,5	9,5	2,39	3	26	
	S29	63	177	5,08	0,9	0,0262	2,3	9,5	10,5	9,0	10,0	2,36	3	27	
	S30a	63	177	5,08	0,9	0,0262	2,3	9	10,8	8,6	10,3	2,30	3	30	
	S30b	62	177	5,08	0,9	0,0247	2,3	9,5	11,5	9,0	10,9	2,44	3	23	
	S31	63	177	4,52	0,8	0,0233	2,3	10	10,8	9,5	10,3	2,27	3	32	
	S32	63	177	4,52	0,8	0,0233	2,3	9,5	10	9,0	9,5	2,00	2	0	
	S33	62	177	5,08	0,9	0,0247	2,4	9,8	11,5	9,3	10,9	2,52	3	19	
	S34a	63	177	5,08	0,9	0,0262	2,4	10	11,6	9,5	11,0	2,75	3	9	
	S34b	63	177	4,52	0,8	0,0233	2,4	10	11	9,5	10,5	2,32	3	30	
	S35	65	177	5,08	0,9	0,0283	2,5	10,8	12,5	10,3	11,9	3,45	4	16	
	S36	63	177	3,39	0,6	0,0175	2,5	11	11,5	10,5	10,9	2,00	2	0	
	S37	62	177	5,08	0,9	0,0247	2,5	9,8	11,2	9,3	10,6	2,45	3	22	
	S38	62	177	5,08	0,9	0,0247	2,5	9,4	9,5	8,9	9,0	1,99	2	0	
	S39	63	177	5,08	0,9	0,0262	2,6	9,5	11,3	9,0	10,7	2,54	3	18	
	S40	63	177	5,08	0,9	0,0262	2,7	10	10,2	9,5	9,7	2,42	3	24	
	S41	63	177	5,08	0,9	0,0262	3	12	12,5	11,4	11,9	3,55	4	13	
	S42	65	177	5,08	0,9	0,0283	3	11	11,8	10,5	11,2	3,32	4	21	
	S43	65	177	5,08	0,9	0,0283	3,1	11,8	12,8	11,2	12,2	3,86	5	29	

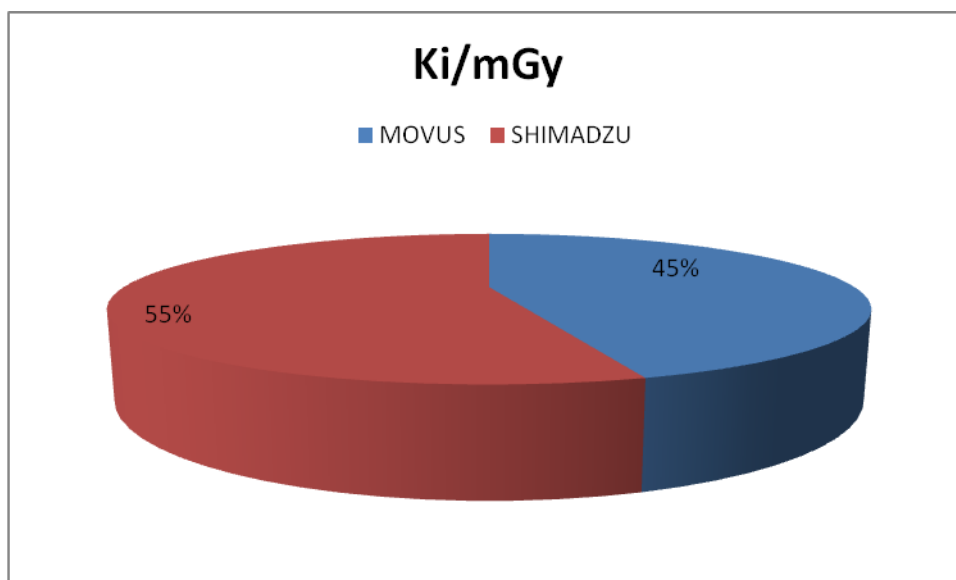
Tabulka č. 4: Výpočet radiční zátěže pro SHIMADZU

4.3 Porovnání dopadající kermy K_i



Graf č. 3: Dopadající kerma K_i v jednotkách mGy

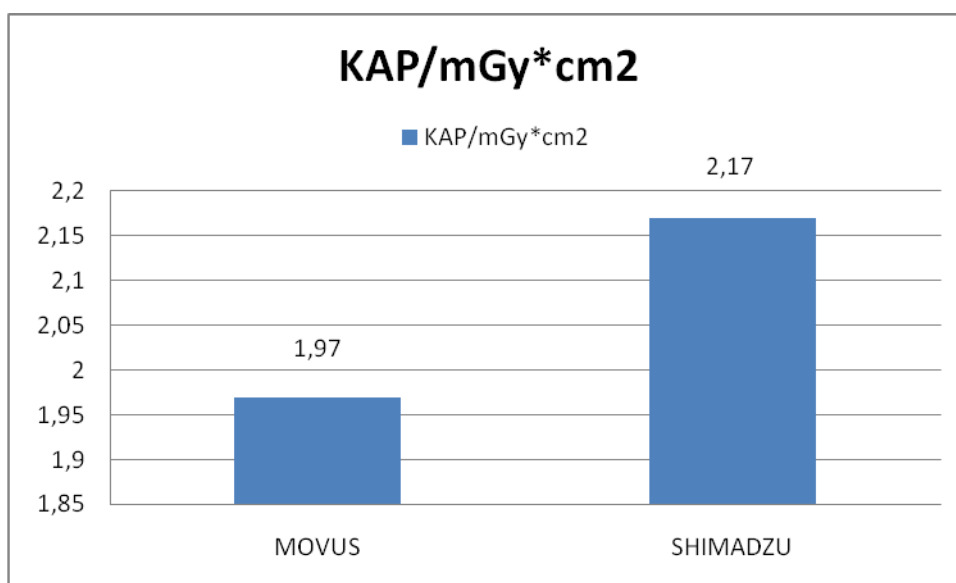
Graf znázorňuje rozdílné hodnoty K_i v porovnání mezi oběma přístroji.



Graf č. 4: Dopadající kerma K_i v jednotkách mGy

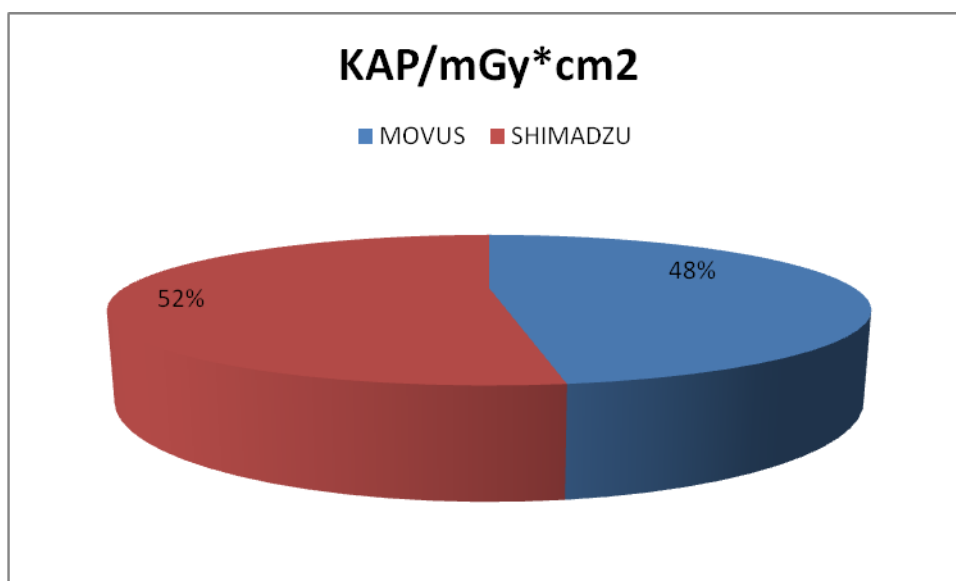
Graf znázorňuje rozdíl hodnot K_i mezi oběma přístroji vyjádřený procentuálně.

4.4 Porovnání KAP



Graf č. 5: Součin kerry ve vzduchu a plochy svazku KAP v mGy*cm²

Graf znázorňuje porovnání hodnot KAP mezi oběma přístroji.



Graf č. 6: Součin kerry ve vzduchu na plochu svazku KAP v mGy*cm²

Graf znázorňuje porovnání hodnot KAP mezi oběma přístroji procentuálně.

4.5 Výpočet a porovnání vstupní povrchové kermy K_e

Výpočet průměrné vstupní povrchové kermy K_e pro MOVUS:

$$0,0194 \text{ mGy} = 19,4 \text{ } \mu\text{Gy}$$

$$K_e = K_i * \text{BSF}$$

$$K_e = 19,4 * 1,35$$

$$K_e = 26 \text{ } \mu\text{Gy}$$

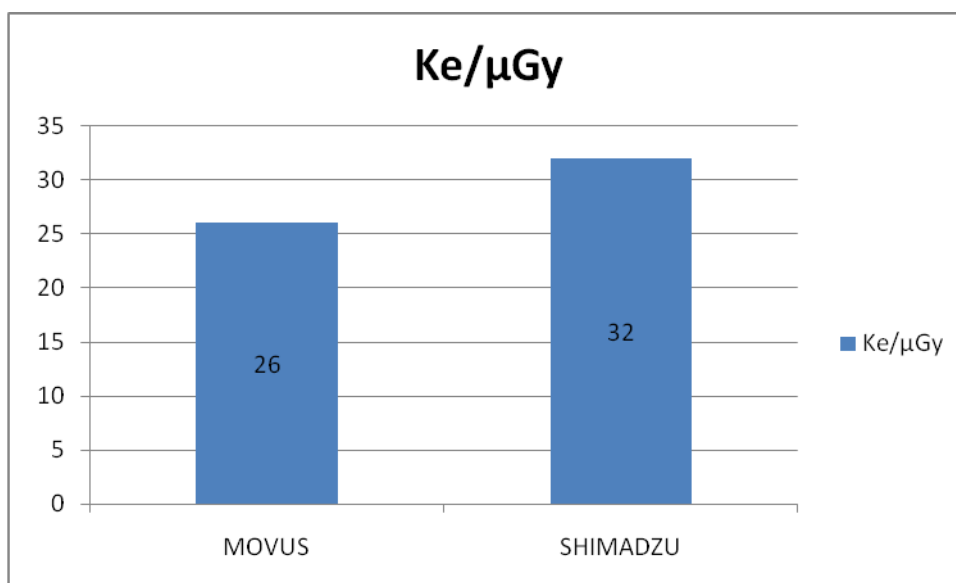
Výpočet průměrné vstupní povrchové kermy K_e pro SHIMADZU:

$$0,0237 \text{ mGy} = 23,7 \text{ } \mu\text{Gy}$$

$$K_e = K_i * \text{BSF}$$

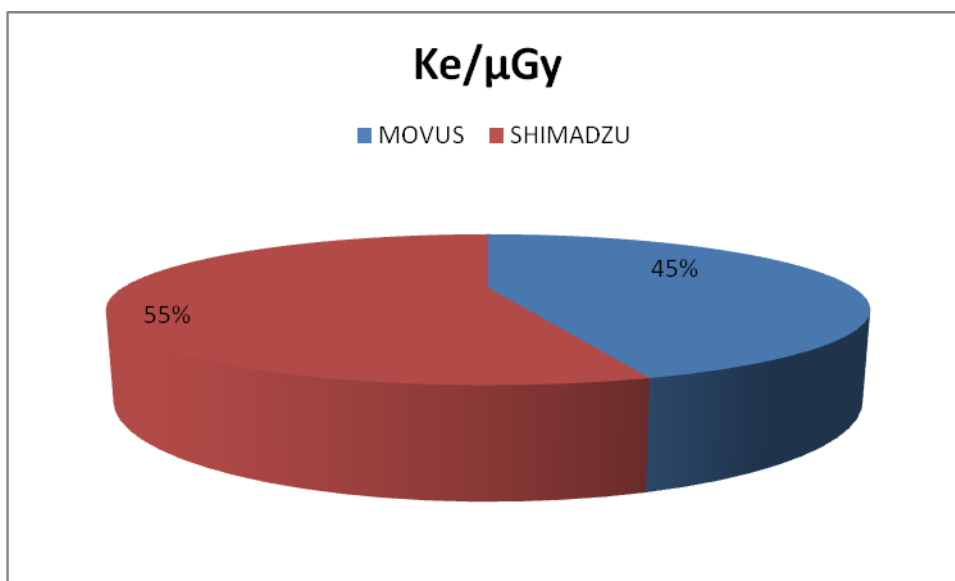
$$K_e = 23,7 * 1,35$$

$$K_e = 32 \text{ } \mu\text{Gy}$$



Graf č. 7: Vstupní povrchová kerma K_e v jednotkách μGy

Graf znázorňuje porovnání hodnot K_e mezi oběma přístroji.



Graf č. 8: Vstupní povrchová kerma K_e v jednotkách μGy

Graf znázorňuje porovnání hodnot K_e mezi oběma přístroji procentuálně.

4.6 Hodnocení kvality rtg obrazu

4.6.1 Hodnocení jednotlivých lékařů pro MOVUS a měkčí snímkovací techniku

Lékař 1										
MOVUS										
Pacient:		M3b	M4a	M8	M9b	M18	M21	M28	M36	Celkem za krit.
Kritérium: inspirační postavení		4	4	5	5	5	5	5	5	38
uložení při expozici		3	3	5	5	5	5	3	5	34
centrace		2	3	5	4	5	3	5	4	31
cévní kresba		1	2	3	2	3	5	3	5	24
trachea a centr.bronchy		2	3	5	5	5	5	4	5	34
ostrost bránice a ksf.úhlů		5	1	1	5	5	5	3	5	30
viditelnost páteře		5	5	5	5	5	5	5	5	40
celková ostrost zobrazení		2	2	3	3	3	4	3	5	25
celkový kontrast zobrazení		2	3	4	4	4	5	3	5	30
Počet bodů celkem		26	26	36	38	40	42	34	44	

Tabulka č. 5: Hodnocení lékaře č. 1 pro MOVUS

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 2										
MOVUS										
Pacient:		M3b	M4a	M8	M9b	M18	M21	M28	M36	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	4	4	5	5	5	5	5	5	38
	uložení při expozici	4	3	5	5	5	5	3	5	35
	centrace	4	4	5	4	5	3	5	4	34
	cévní kresba	2	3	4	2	3	5	3	5	27
	trachea a centr.bronchy	1	3	4	4	4	5	3	5	29
	ostrost bránice a ksf.úhlů	2	2	3	4	5	5	2	5	28
	viditelnost páteře	5	5	5	5	5	5	5	5	40
	celková ostrost zobrazení	2	2	3	3	4	4	2	5	25
	celkový kontrast zobrazení	2	3	4	4	4	5	3	5	30
	Počet bodů celkem	26	29	38	36	40	42	31	44	

Tabulka č. 6: Hodnocení lékaře č. 2 pro MOVUS

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 3										
MOVUS										
Pacient:		M3b	M4a	M8	M9b	M18	M21	M28	M36	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	4	4	5	5	5	5	4	5	37
	uložení při expozici	3	3	5	5	5	5	4	5	35
	centrace	2	2	5	3	5	4	5	3	29
	cévní kresba	2	2	3	2	3	5	2	5	24
	trachea a centr.bronchy	2	3	3	5	4	5	3	5	30
	ostrost bránice a ksf.úhlů	4	1	2	5	5	5	2	5	29
	viditelnost páteře	5	4	5	5	5	5	5	5	39
	celková ostrost zobrazení	2	2	3	3	4	5	2	4	25
	celkový kontrast zobrazení	3	3	4	4	4	5	4	5	32
	Počet bodů celkem	27	24	35	37	40	44	31	42	

Tabulka č. 7: Hodnocení lékaře č. 3 pro MOVUS

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 4										
MOVUS										
Pacient:		M3b	M4a	M8	M9b	M18	M21	M28	M36	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	4	4	5	4	5	5	5	5	37
	uložení při expozici	3	3	5	5	5	5	4	5	35
	centrace	3	4	5	3	5	4	5	5	34
	cévní kresba	2	2	2	3	3	5	3	5	25
	trachea a centr.bronchy	2	2	4	2	4	5	3	5	27
	ostrost bránice a ksf.úhlů	5	2	2	2	5	5	2	5	28
	viditelnost páteře	4	4	5	4	5	5	5	5	37
	celková ostrost zobrazení	2	2	2	3	4	5	2	5	25
	celkový kontrast zobrazení	3	3	4	4	4	5	3	5	31
	Počet bodů celkem	28	26	34	30	40	44	32	45	

Tabulka č. 8: Hodnocení lékaře č. 4 pro MOVUS

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 5										
MOVUS										
Pacient:		M3b	M4a	M8	M9b	M18	M21	M28	M36	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	4	4	5	5	4	5	5	5	37
	uložení při expozici	3	3	5	5	5	5	3	5	34
	centrace	3	3	5	3	5	4	5	4	32
	cévní kresba	2	3	3	3	3	5	3	5	27
	trachea a centr.bronchy	3	3	4	5	4	5	4	5	33
	ostrost bránice a ksf.úhlů	5	3	3	5	5	5	3	5	34
	viditelnost páteře	5	4	5	5	5	5	5	5	39
	celková ostrost zobrazení	2	2	3	4	3	5	3	5	27
	celkový kontrast zobrazení	3	3	3	4	3	5	4	5	30
	Počet bodů celkem	30	28	36	39	37	44	35	44	

Tabulka č. 9: Hodnocení lékaře č. 5 pro MOVUS

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

4.6.2 Hodnocení lékařů pro SHIMADZU a tvrdší snímkovací techniku

Lékař 1										
SHIMADZU										
Pacient:		S2	S5a	S9b	S15	S22b	S26	S38	S42	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	5	5	2	5	5	5	4	5	36
	uložení při expozici	3	5	5	3	5	5	5	5	36
	centrace	5	5	5	5	5	5	5	5	40
	cévní kresba	2	5	2	4	1	4	5	5	28
	trachea a centr.bronchy	4	5	4	5	4	3	5	5	35
	ostrost bránice a ksf.úhlů	5	5	1	5	1	5	5	5	32
	viditelnost páteře	5	5	5	5	4	3	5	5	37
	celková ostrost zobrazení	3	5	2	5	2	3	5	5	30
	celkový kontrast zobrazení	5	5	4	5	3	3	5	5	35
	Počet bodů celkem	37	45	30	42	30	36	44	45	

Tabulka č. 10: Hodnocení lékaře č. 1 pro SHIMADZU

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 2										
SHIMADZU										
Pacient:		S2	S5a	S9b	S15	S22b	S26	S38	S42	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	5	5	3	5	5	5	5	5	38
	uložení při expozici	3	5	5	3	5	5	5	5	36
	centrace	5	5	5	4	5	5	5	5	39
	cévní kresba	1	5	3	4	3	4	5	5	30
	trachea a centr.bronchy	3	5	4	5	5	5	5	5	37
	ostrost bránice a ksf.úhlů	4	5	2	5	3	5	5	5	34
	viditelnost páteře	5	5	4	5	4	5	5	5	38
	celková ostrost zobrazení	2	5	3	5	3	4	5	5	32
	celkový kontrast zobrazení	4	5	4	5	4	5	5	5	37
	Počet bodů celkem	32	45	33	41	37	43	45	45	

Tabulka č. 11: Hodnocení lékaře č. 2 pro SHIMADZU

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 3										
SHIMADZU										
Pacient:		S2	S5a	S9b	S15	S22b	S26	S38	S42	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	5	4	2	5	4	5	5	5	35
	uložení při expozici	3	5	5	3	5	5	5	5	36
	centrace	5	5	5	5	5	5	5	5	40
	cévní kresba	2	5	1	4	2	5	5	5	29
	trachea a centr.bronchy	5	5	3	5	2	5	5	5	35
	ostrost bránice a ksf.úhlů	5	5	1	5	2	5	5	5	33
	viditelnost páteře	5	5	3	5	4	5	5	5	37
	celková ostrost zobrazení	3	5	2	4	3	5	5	5	32
	celkový kontrast zobrazení	4	5	3	4	4	5	5	5	35
	Počet bodů celkem	37	44	25	40	31	45	45	45	

Tabulka č. 12: Hodnocení lékaře č. 3 pro SHIMADZU

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

Lékař 4										
SHIMADZU										
Pacient:		S2	S5a	S9b	S15	S22b	S26	S38	S42	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	5	4	4	3	5	5	5	5	36
	uložení při expozici	3	5	5	3	5	5	5	5	36
	centrace	5	5	5	5	5	5	5	5	40
	cévní kresba	2	5	3	5	3	5	5	5	33
	trachea a centr.bronchy	3	5	4	5	5	4	5	5	36
	ostrost bránice a ksf.úhlů	5	5	2	5	3	5	5	5	35
	viditelnost páteře	4	5	5	4	5	5	5	5	38
	celková ostrost zobrazení	3	5	3	4	4	5	5	5	34
	celkový kontrast zobrazení	4	5	5	5	5	5	5	5	39
	Počet bodů celkem	34	44	36	39	40	44	45	45	

Tabulka č. 13: Hodnocení lékaře č. 4 pro SHIMADZU

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

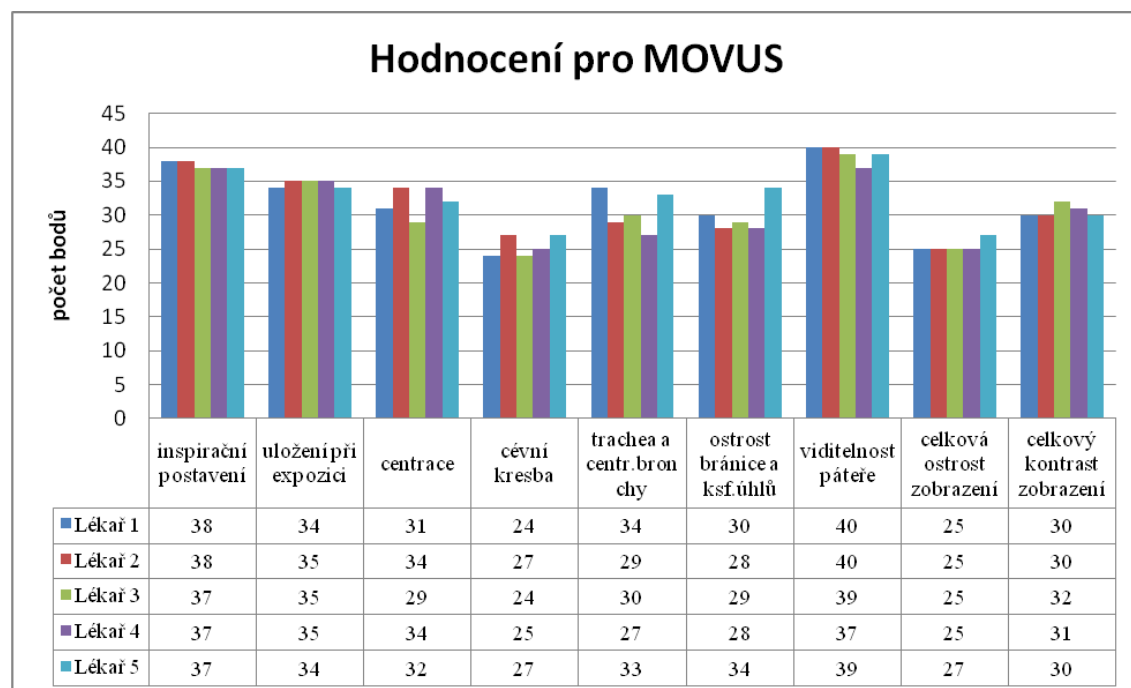
Lékař 5										
SHIMADZU										
Pacient:		S2	S5a	S9b	S15	S22b	S26	S38	S42	Celkem za krit.
Kritérium:	inspirační postavení	5	5	5	2	5	5	5	5	37
	uložení při expozici	3	5	5	3	5	5	5	5	36
	centrace	5	5	5	5	5	5	5	5	40
	cévní kresba	2	5	3	3	4	5	5	5	32
	trachea a centr.bronchy	4	5	5	4	5	5	5	5	38
	ostrost bránice a ksf.úhlů	5	5	3	5	3	5	5	5	36
	viditelnost páteře	5	5	4	5	5	5	5	5	39
	celková ostrost zobrazení	3	5	3	3	4	5	5	5	33
	celkový kontrast zobrazení	4	5	4	4	5	5	5	5	37
	Počet bodů celkem	36	45	37	34	41	45	45	45	

Tabulka č. 14: Hodnocení lékaře č. 5 pro SHIMADZU

Bodová škála je 0 – 5 bodů, přičemž nejlepší výsledek a maximum možných získaných bodů pro jedno kritérium je 5 bodů.

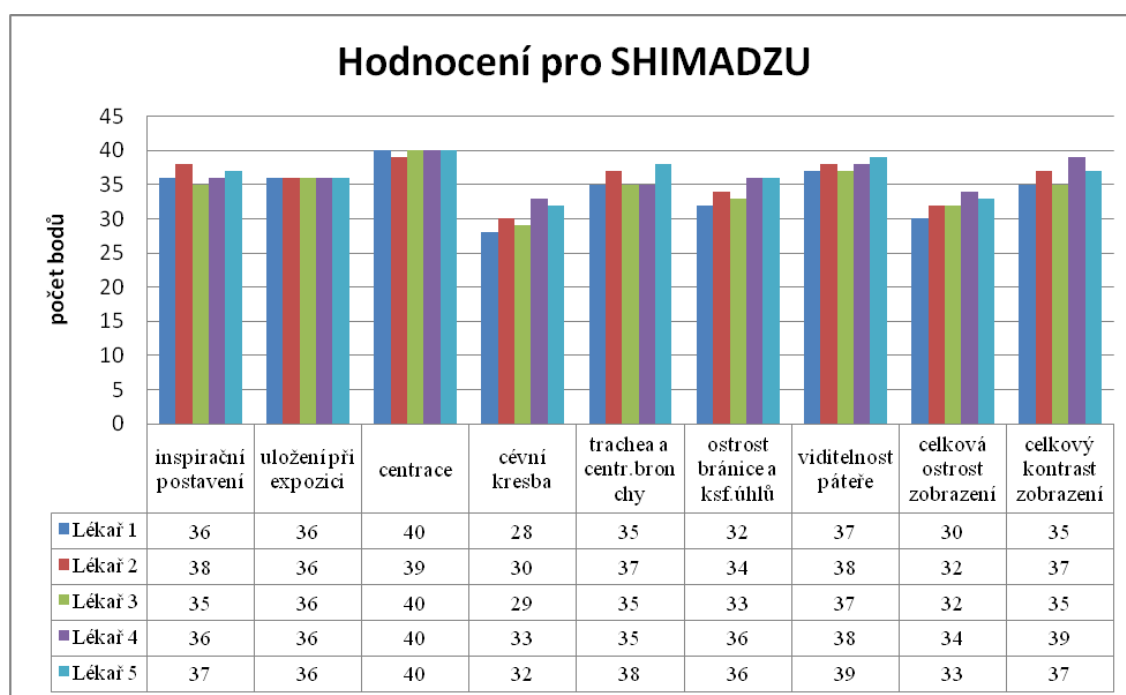
4.7 Grafické znázornění výsledků hodnocení kvality rtg obrazu a správnosti provedení

4.7.1 Bodové hodnocení všech lékařů a všech kritérií pro oba přístroje



Graf č. 9: Hodnocení pro MOVUS

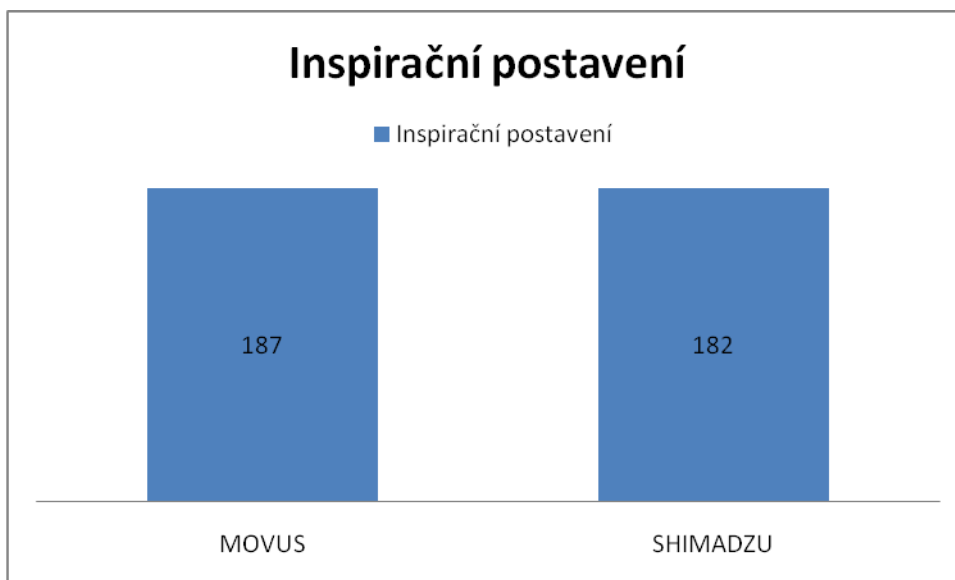
Grafem je znázorněn přehled výsledných počtů bodů přidělených jednotlivými lékaři za jednotlivá hodnocená kritéria pro snímky zhotovené přístrojem MOVUS a měkčí snímkovací technikou. Pro všechna hodnocená kritéria je maximální počet bodů 45. Mezi nejlépe hodnocená kritéria patří zobrazení páteře a paravertebrálních prostorů za linií mediastina s 39 body a inspirační postavení s 37 body. Naopak nejhůře jsou hodnocena kritéria cévní kresba a celková ostrost zobrazení, obě kritéria dosahují 27 bodů.



Graf č. 10: Hodnocení pro SHIMADZU

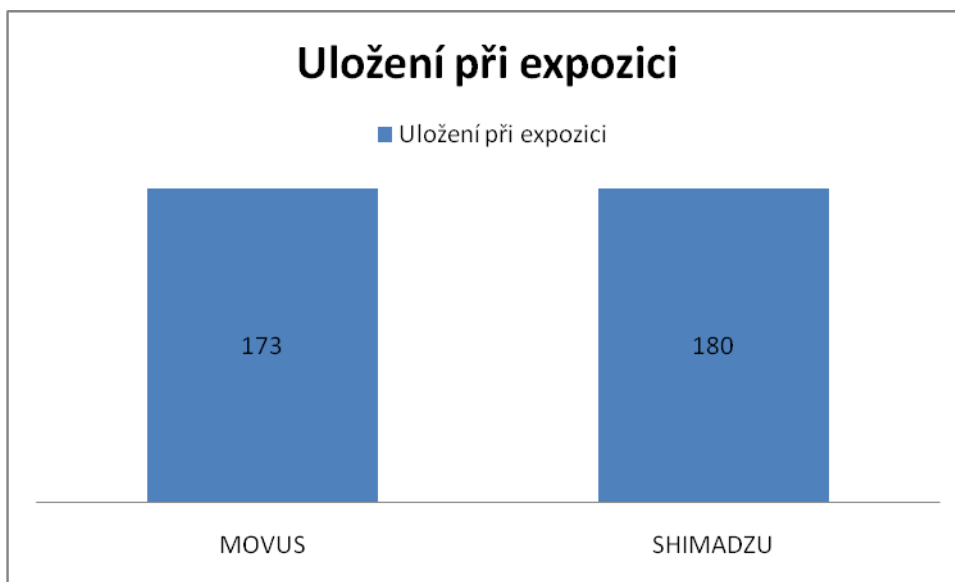
Grafem je znázorněn přehled výsledných počtů bodů přidělených jednotlivými lékaři za jednotlivá hodnocená kritéria pro snímky zhotovené přístrojem SHIMADZU a tvrdší snímkovací technikou. Pro všechna hodnocená kritéria je maximální počet bodů 45. Mezi nejlépe hodnocená kritéria patří centrace se 40 body a zobrazení páteře a paravertebrálních linií za stínem mediastina s 39 body. Naopak nejhůře jsou hodnocena kritéria cévní kresba 32 body a celková ostrost zobrazení s 33 body.

4.7.2 Porovnání bodového hodnocení jednotlivých kritérií mezi oběma přístroji



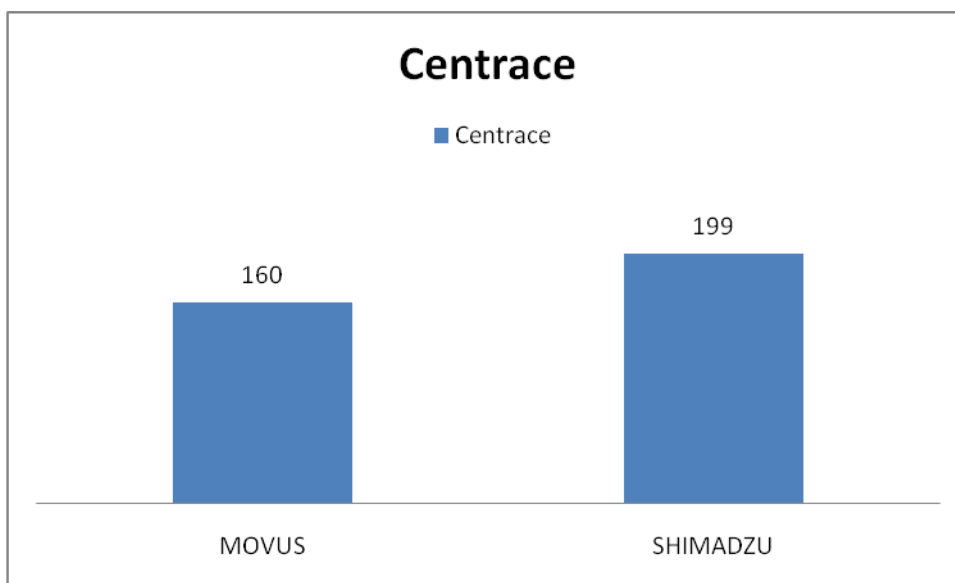
Graf č. 11: Inspirační postavení

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium inspirační postavení. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



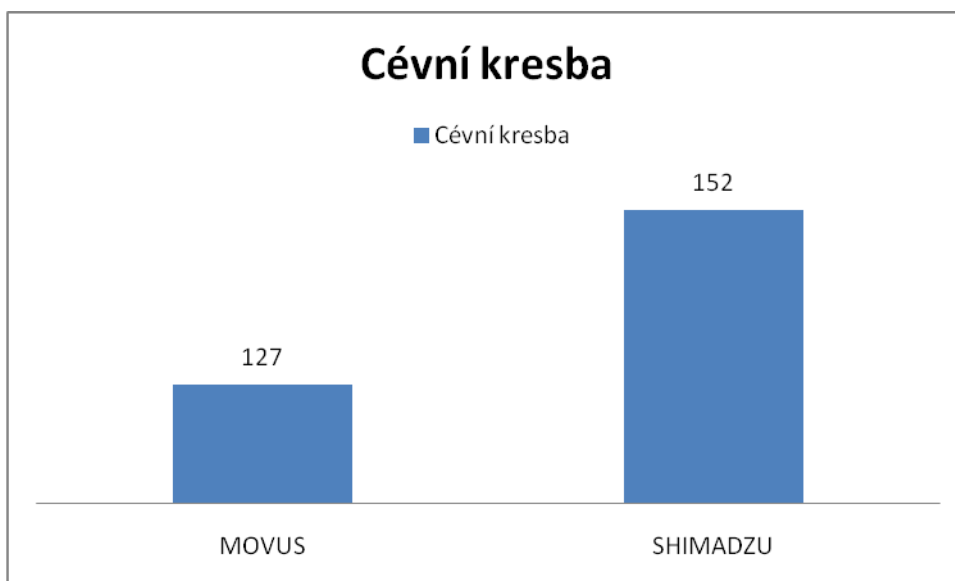
Graf č. 12: Uložení při expozici

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium uložení při expozici. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



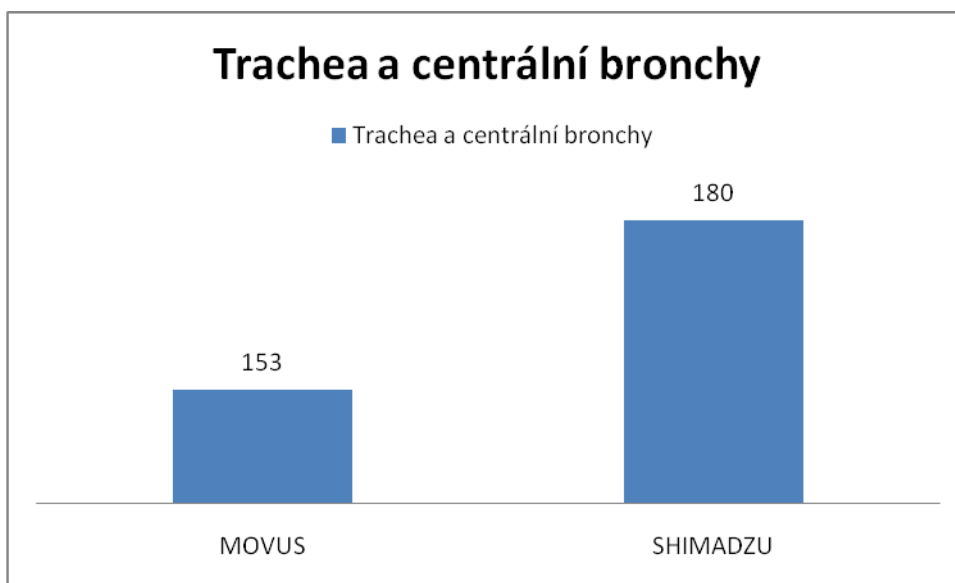
Graf č. 13: Centrace

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium centrace. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



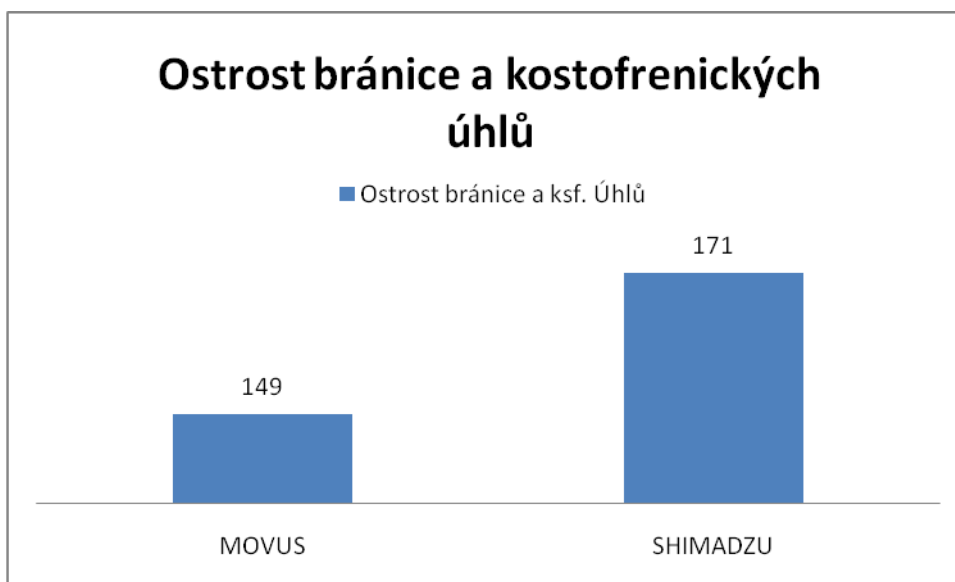
Graf č. 14: Cévní kresba

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium cévní kresba viditelná v centrálních 2/3 plíc. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



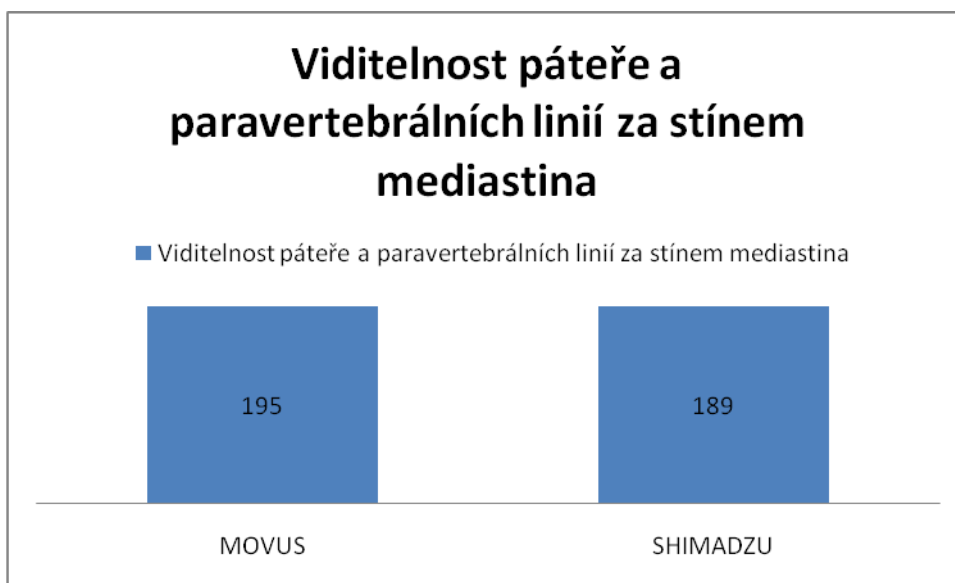
Graf č. 15: Trachea a centrální bronchy

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium viditelnost trachey a centrálních bronchů. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



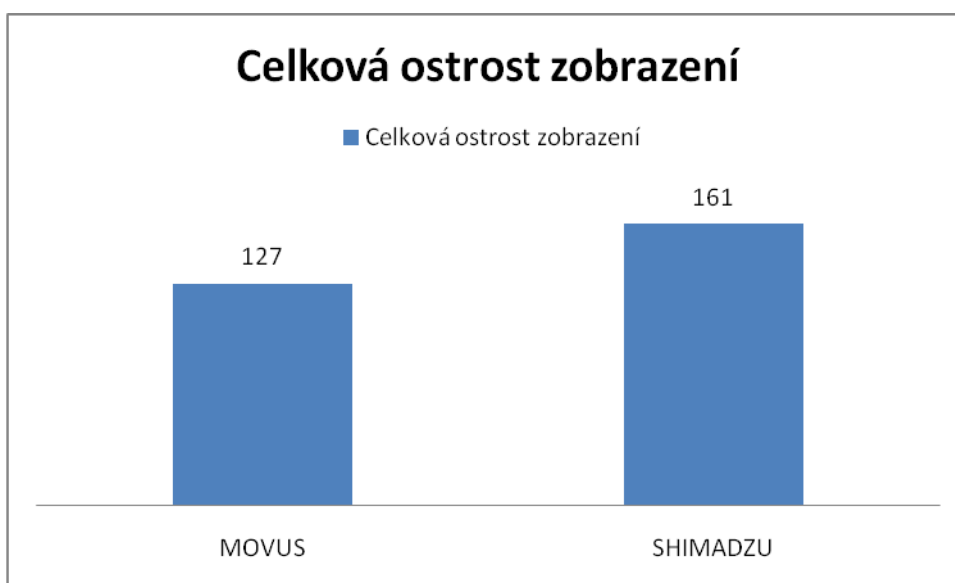
Graf č. 16: Ostrost bránice a kostofrenických úhlů

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium ostrost bránice a kostofrenických úhlů. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



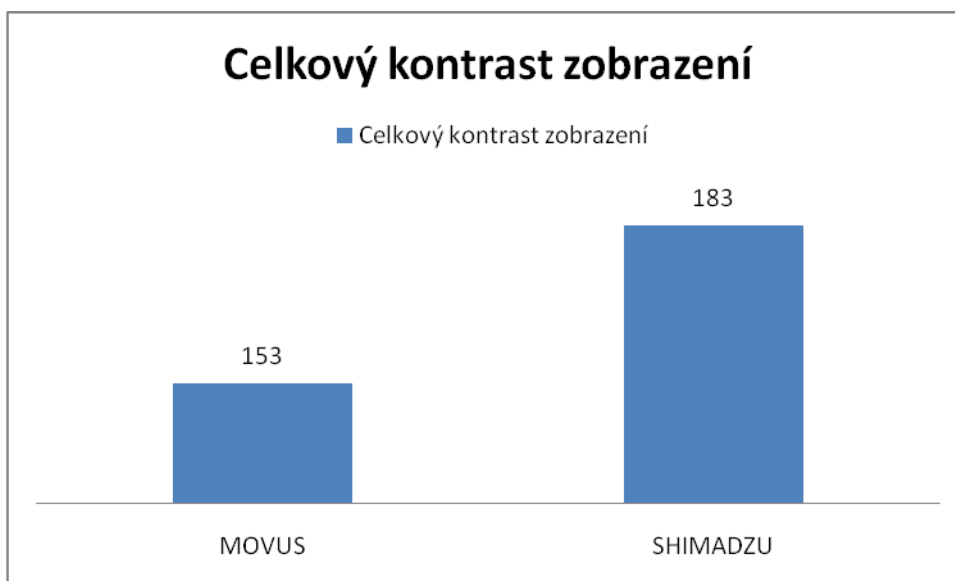
Graf č. 17: Viditelnost páteře a paravertebrálních linií za stínem mediastina

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium viditelnost páteře a paravertebrálních linií za stínem mediastina. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



Graf č. 18: Celková ostrost zobrazení

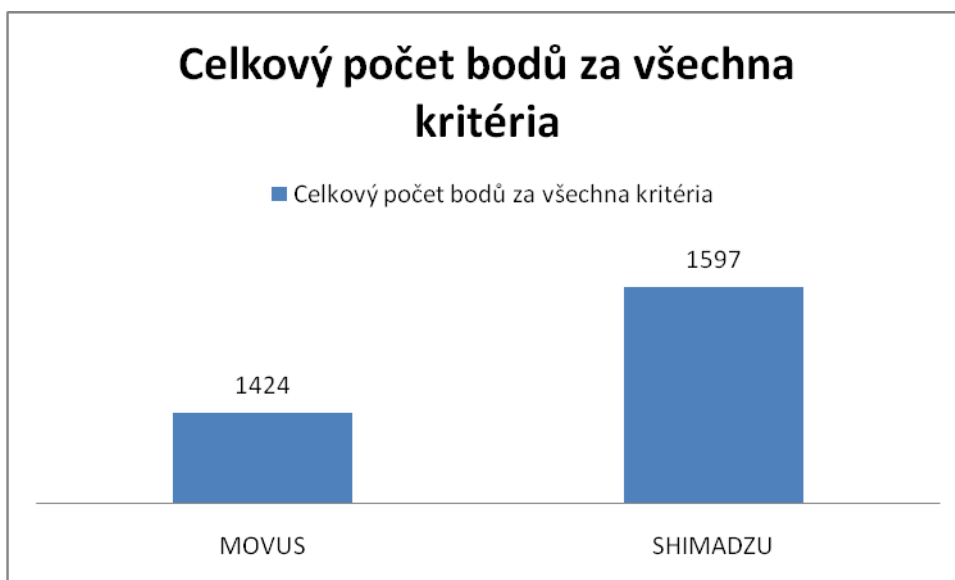
Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium celková ostrost zobrazení. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.



Graf č. 19: Celkový kontrast zobrazení

Graficky znázorňuje poměr počtu získaných bodů mezi oběma přístroji za kritérium celkový kontrast zobrazení. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 225 bodů.

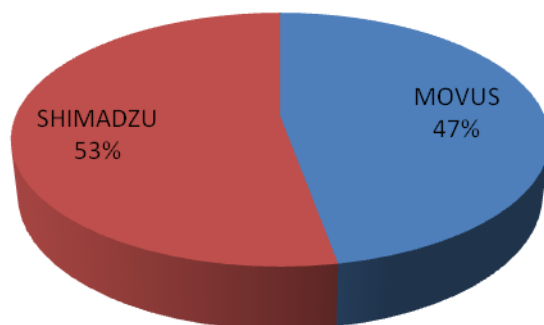
4.7.3 Porovnání celkového bodového hodnocení všech kritérií



Graf č. 20: Celkový počet bodů za všechna kritéria

Graf znázorňuje poměr celkového počtu bodů za všechna hodnocená kritéria mezi oběma přístroji. Maximální počet možných bodů pro jeden přístroj je 2025 bodů.

Procentuální podíl počtu bodů za všechna kritéria



Graf č. 21: Procentuální podíl počtu bodů za všechna kritéria

Graf znázorňuje poměr celkového počtu bodů za všechna hodnocená kritéria mezi oběma přístroji procentuálně.

5 Diskuze

5.1 *Radiační zátěž*

Z výsledků výpočtů pro porovnání radiační zátěže pomocí dopadající kermy K_i vyplývá, že při snímkování hrudníku novorozenců modernějším typem mobilního rtg přístroje SHIMADZU a tvrdší snímkovací technikou došlo k nárůstu radiační zátěže o 10% oproti snímkování starším typem přístroje MOVUS při užití měkčí snímkovací techniky. Při porovnání zátěže pomocí dopadající kermy K_i není brán zřetel na vliv velikosti ozařovaného pole, které vymezujeme pomocí primárních clon. K_i je kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu a velikost energie záření ve vzduchu v rovině vstupu do pacienta je na velikosti ozařovaného pole nezávislá.

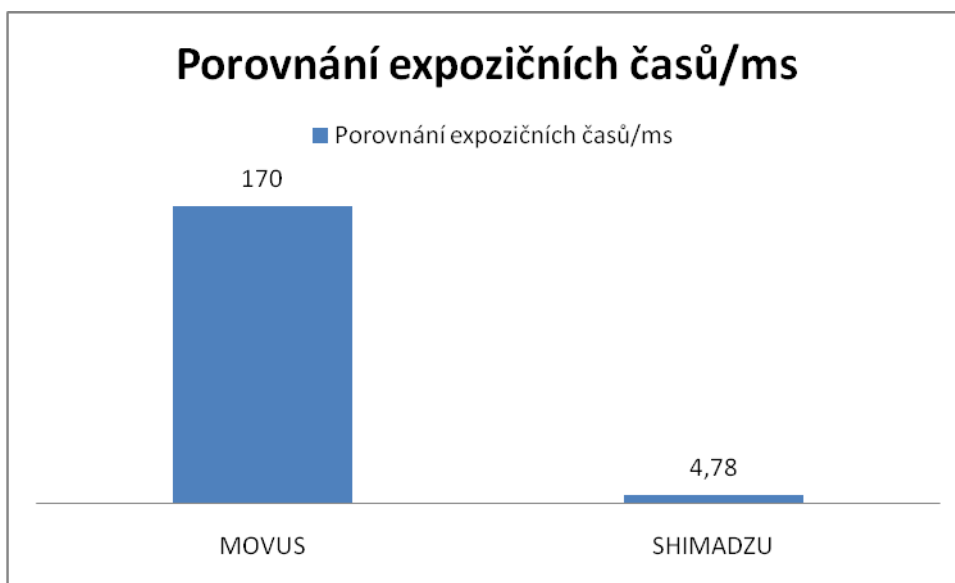
Pokud chceme provést porovnání radiační zátěže s ohledem na velikost ozářeného pole, použijeme k tomu veličinu KAP (součin kermy ve vzduchu a plochy). Můžeme říci, že $KAP = DAP$, jelikož předpokládáme rovnováhu nabitých částic (z daného objemu vystupuje právě tolik nabitých částic s energií E , jako do něj se stejnou energií E vstupuje). V tomto případě výsledek porovnání radiační zátěže vychází podobně, ale nárůst na vrub SHIMADZU je jen 4 %. Je třeba se zamyslet, proč je tomu tak.

Již při měření velikosti ozářeného pole na jednotlivých snímcích jsem si všimla, že na snímcích prováděných přístrojem MOVUS, je ozářené plocha v mnoha případech větší, než tomu bylo u snímků prováděných modernějším přístrojem SHIMADZU. Přitom oba soubory byly s hlediska hmotnosti a tedy i rozměrových či objemových dispozic novorozenců srovnatelné. Důvodem podle mě může být fakt, že prakticky při práci se starším typem přístroje nebyl takový spoleh na přesnost vymezení primárního svazku. Ovladače primárních clon nemohli radiologičtí asistenti ovládat z technických důvodů a stáří přístroje tak citlivě, jako je tomu u modernějšího přístroje SHIMADZU. Proto často snímkovali tzv. „na jistotu“ a clony si nechali více rozevřené, než by bylo

nutné k zachycení oblasti zájmu. Tím si vysvětlují, že došlo při porovnání KAP ke snížení procentuálního nárůstu na 4%.

Dále jsem si při výpočtech potřebných k porovnání radiační zátěže všimla větších procentuálních odchylek v případě porovnání KAP a DAP u přístroje SHIMADZU. Dle výrobce měřicího systému VacuDAP a servisních techniků přístroje by měla být odchylka do 10 %. Jak jsem již dříve uvedla, měřicí systém VacuDAP instalovaný na přístroji SHIMADZU ukazuje hodnotu DAP v celých číslech. Já jsem ve své práci počítala hodnotu KAP s přesností na 2 desetinné místa. To může být jeden z důvodů odchylky hodnot DAP od KAP. Dále jsem při konzultaci svých výsledků s některými kolegy na oddělení zjistila, že v některých případech se mohlo stát, že radiologický asistent zapsal do provozního deníku nepřesnou hodnotu DAP, protože se po expozici zapomněl podívat na displej. Proto tuto hodnotu následně při zápisu jen odhadnul. V některých ojedinělých případech v začátcích snímkování novým přístrojem SHIMADZU nevylučuji možnost, že radiologický asistent použil při zhotovení snímku jiné expoziční parametry (kV a mAs), než jaké uvedl do provozního deníku. Někteří kolegové totiž s nelibostí přijímali fakt, že by se snímky novorozenců novým vysokofrekvenčním přístrojem měly pořizovat tvrdší snímkovací technikou.

Patrné jsou i výrazné rozdíly mezi oběma přístroji v expozičních časech. Při snímkování hrudníku nedonošence je expoziční čas při použití MOVUSU 170 ms. Na rozdíl při použití přístroje SHIMADZU se expoziční čas pohybuje kolem 4 - 5 ms. Zcela tak ještě nesplňuje tento parametr Návrh metodického listu pro snímkování plic novorozenců, kde je doporučena hodnota 4 ms a nižší, ale jedná se o naprosto zásadní snížení expozičního času v porovnání s původně používaným expozičním časem při snímkování starším přístrojem MOVUS. Důsledkem takového snížení expozičního času je i výrazné zlepšení ostrosti rtg obrazu, kterému se dále budu věnovat v části o hodnocení výsledků kvality rtg obrazu.



Graf č. 22: Porovnání expozičních časů/ms

Graf znázorňuje porovnání expozičních časů v ms mezi oběma přístroji.

Jelikož kritérium pro radiační zátěž (dávku) dle národních referenčních diagnostických úrovní je vyjádřeno vstupní povrchovou kermou K_e , považuji za přínosné zhodnotit i výsledné hodnoty vstupní povrchové kermy K_e u obou přístrojů a technik. Při vzájemném porovnání těchto hodnot jsem dospěla ke stejnému výsledku jako u porovnání dopadající kermy K_i . Při snímkování hrudníku novorozenců modernějším typem mobilního rtg přístroje SHIMADZU a tvrdší snímkovací technikou došlo k nárůstu radiační zátěže o 10 % oproti snímkování starším typem přístroje MOVUS při užití měkčí snímkovací techniky.

Výsledky jednotlivých výpočtů K_e pro oba přístroje dokládají, že jsme vždy splňovali kritérium pro zátěž (dávku) dle národních referenčních diagnostických úrovní (65 μGy). U MOVUSU byla tato průměrná hodnota 26 μGy a u SHIMADZU 32 μGy .

5.2 Kvalita rtg obrazu a správné provedení snímku

K otázce kvality rtg obrazu a správnosti provedení snímků zhotovenými oběma mobilními rtg přístroji a rozdílnými snímkovacími technikami mohu říci, že při použití

modernějšího přístroje SHIMADZU a tvrdší snímkovací techniky došlo k podstatnému zlepšení kvality obrazu. Pro toto porovnání jsem použila subjektivního hodnocení pěti lékařů Radiodiagnostického oddělení Nemocnice Písek a.s. V závěrečném hodnocení a celkovém shrnutí se jednotliví lékaři vyjádřili následovně.

Lékař 1:

Na snímcích provedených přístrojem MOVUS je celkově horší prokreslení bronchovaskulární kresby, časté je neostré zobrazení bránice, celková ostrost i kontrast jsou horší. Centrace je většinou správná, ale clony jsou často zbytečně moc rozevřeny. Někdy vážně správné uložení. Přístrojem SHIMADZU se dobře daří zobrazit bránice, bronchogram, mediastinum a páteř. Centrace i uložení jsou správné, dobré clonění. Snímky jsou ostřejší i kontrastnější.

Lékař 2:

Co se týče plicní kresby, lze obecně říci, že na přístroji SHIMADZU je prakticky na všech porovnávaných snímcích lépe prokreslena. Naopak na většině snímcích z přístroje MOVUS je plicní kresba hůře patrná a setřelá. Celková ostrost zobrazení je také horší. Bránice, srdeční stín a skelet jsou na snímcích z obou přístrojů srovnatelné.

Lékař 3:

Snímky provedené přístrojem MOVUS jsou obecně horší kvality než snímky provedené přístrojem SHIMADZU. U MOVUSU vážně zejména ostrost bránice a kostofrenických úhlů, bronchovaskulární kresba je hůře zobrazena, na některých snímcích dochází při uložení k rotaci novorozence, někdy je patrné špatné clonění. U SHIMADZU jsou snímky celkově ostřejší a kontrastnější, uložení i centrace je lepší.

Lékař 4:

Snímky pořízené přístrojem MOVUS jsou měkčí kvality, ostrost plicní kresby je spíše špatná, bránice na většině snímků neostrá, dýchací cesty hůře přehledné. Snímky pořízené přístrojem SHIMADZU jsou celkově tvrdší kvality, cévní kresba je přehlednější, viditelnější jsou i dolní cesty dýchací. Ve většině případů je ostřejší kontura bránice.

Lékař 5:

Na snímcích z MOVUSU je patrna celkově horší kvalita obrazu. Některé snímky jsou nepřesně vycloněny. Celková ostrost a kontrast zobrazení je horší. Bronchovaskulární kresba je často zastřena, bránice neostré. Na snímcích z SHIMADZU je celkově lepší kvalita rtg zobrazení. Clonění a centrace je přesnější. Snímky jsou ostřejší a kontrastnější. Ostatní parametry jsou srovnatelné.

V celkovém hodnocení kvality rtg zobrazení a správnosti provedení obou mobilních rtg přístrojů dopadl lépe přístroj SHIMADZU. Získal celkem o 6% více bodů za všechna hodnocená kritéria než starší typ MOVUS. V porovnání kritérií, jimiž jsou – inspirační postavení, uložení pacienta a viditelnost páteře a paravertebrálních prostorů za stínem mediastina, jsou výsledky obou přístrojů srovnatelné. V dalších kritériích se výsledky lišily, vždy ve prospěch modernějšího přístroje SHIMADZU. V kritériu centrace o 10 %, cévní kresba o 10 %, trachea a dýchací cesty o 10 %, ostrost bránice a ksf. úhlů o 6 %, celková ostrost zobrazení o 12 % a celkový kontrast o 8 %. Dle mého názoru se na tomto výsledku podílí zejména zásadní zkrácení expozičního času. Za tak krátký expoziční čas (4 – 5 ms) nemůže dojít k tak velkému rozostření obrazu (zejména vlivem pohybové neostrosti – dech, srdeční činnost, pláč či pohyb novorozence), jak tomu bylo u staršího přístroje MOVUS, jehož expoziční čas (170 ms) byl při pořízení snímku hrudníku novorozence o 97 % delší. Zároveň se prokázala vzájemná provázanost ostrosti a kontrastu rtg obrazu. Při zlepšení ostrosti obrazu byl částečně zlepšen i kontrast. Dalším pozitivem novějšího přístroje SHIMADZU je snazší regulovatelnost primárního svazku záření díky citlivějšímu a přesnějšímu ovládní clon.

6 Závěr

Hlavním úkolem nás, radiologických asistentů na poli radiodiagnostiky, je získat co nejkvalitnější zobrazení požadovaného orgánu (oblasti zájmu), které v co největší míře přispěje ke správnému a přesnému stanovení diagnózy vyšetřovaného pacienta nebo naopak k jejímu vyloučení. Jelikož jsme odborníky aplikující ionizující záření při lékařském ozáření, je naší povinností dodržovat zásady radiační ochrany, dbát na úroveň radiační zátěže pacienta a snažit se ji zachovat co nejnižší možnou za podmínky získání kvalitního rtg zobrazení.

Cílem mé práce bylo shromáždit co nejvíce poznatků pro správné provádění skiagrafičeských snímků srdce a plic u nezralých novorozenců za pomoci mobilní rtg techniky. Zaměřila jsem se na porovnání radiační zátěže u dvou rozdílných typů pojízdných rtg přístrojů a snímkovacích technik, užívaných v nedávné minulosti na Radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Písek a.s., na kterém pracuji. Shromáždila jsem množství poznatků o možnostech ovlivnění radiační zátěže snímkaných novorozenců jak správnou volbou snímkovací techniky (expozičních parametrů), tak kvalitou použité mobilní rtg techniky. Za pomoci mých spolupracovníků lékařů na našem oddělení jsem na vybraných souborech pacientů porovnála kvalitu rtg zobrazení srdce a plic novorozenců snímkaných v letech 2007 až 2010 na neonatologickém oddělení naší nemocnice.

Při porovnání radiační zátěže (pomocí dopadající kermy K_i i součinu kermy ve vzduchu a plochy KAP) jsem došla k závěru, že v důsledku použití staršího typu mobilního rtg přístroje MOVUS II a měkčí snímkovací techniky dojde k nižšímu radiačnímu zatížení, než je tomu při použití modernějšího přístroje SHIMADZU MUX-100 Mobile Art Plus a tvrdší snímkovací techniky. Pokud bychom chtěli vyjádřit celkovou míru závažnosti ozáření člověka, bylo by nutné stanovit odhad efektivní dávky (jednotka Sv). Můžeme říci, že čím vyšší je hodnota dopadající kermy K_i (jednotka Gy), tím vyšší je i hodnota efektivní dávky, ovšem za předpokladu, že ozářené pole zasáhne jen oblast zájmu (plíce a srdce). Pokud by ozářené pole přesahovalo na další sousední orgány (např. štítná žláza, střevo apod.), hodnota efektivní dávky by prudce vzrostla (dle příspěvků jednotlivých tkání a orgánů a jejich

radiosenzitivity). Z tohoto vyplývá důležitost používání primárních clon při skiografii a pečlivé clonění jen na oblast zájmu. A výsledky mé práce ukazují, že spolehlivost a snazší ovladatelnost primárních clon je lepší u modernějších typů pojízdných rtg přístrojů. Zároveň při výpočtu vstupní povrchové kermy K_e pro oba přístroje jsem zjistila, že v obou případech jsme s velkou rezervou splnili kritérium pro radiační zátěž (dávku) u skiagramu hrudníku novorozence dle národní diagnostické referenční úrovně.

Naopak při porovnání kvality rtg obrazu jsem došla k závěru, že snímky provedené starším přístrojem MOVUS a měkčí snímkovací technikou, jsou celkově méně kvalitní, než při užití přístroje SHIMADZU a tvrdší snímkovací techniky. Zde má na výsledek zásadní vliv expoziční čas, který je v případě použití moderního přístroje SHIMADZU a tvrdší snímkovací techniky výrazně zkrácen. To má za následek podstatné zlepšení celkové ostrosti i kontrastu rtg zobrazení. MOVUS požadavek na expoziční čas zdaleka nespĺňuje a není možné tento přístroj pro snímkování novorozenců používat. Modernější přístroj SHIMADZU se svými expozičními časy mezi 4 – 5 ms pohybuje na samé hranici doporučené hodnoty. Další nežádoucí vliv na ostrost zobrazení může mít velikost ohniska, která ovlivňuje geometrickou neostrost. Velikost ohniska u přístroje MOVUS doporučenou hodnotu (velikost) překračuje a z tohoto důvodu není rovněž žádoucí přístroj MOVUS pro skiografii novorozenců používat. Mobilní rtg systém SHIMADZU velikostí ohniska bezpečně vyhovuje.

Během práce s daty snímkaných nedonošenců jsem si také uvědomila nezbytnost správného a přesného zaznamenávání expozičních parametrů, hodnot DAP a dalších údajů potřebných k případnému co nejpřesnějšímu odhadu radiační zátěže pacienta. Všechny parametry je třeba zapisovat pečlivě a pravdivě, aby nedocházelo ke zkreslení výsledků.

V případě skiografie novorozenců bych také považovala za přínosné přesnější vyhodnocení hodnoty DAP na měřicích systémech, jako je v našem případě VacuDAP u přístroje SHIMADZU, a to s přesností na 1 - 2 desetinná místa.

Výsledky mé práce nepotvrdily hypotézu, že při použití moderní mobilní rtg techniky lze snížit radiační zátěž při zachování kvality rtg obrazu. Z mého výzkumu vyplynulo, že při použití modernější mobilní rtg techniky a tvrdší snímkovací techniky

kvalita opravdu vzroste, ale zároveň vzroste i radiační zátěž pacienta. Kvalitnější rtg obraz je poskytován za cenu mírného nárůstu radiační zátěže.

Získané zkušenosti se skiografií této speciální skupiny nemocných bude možné uplatnit v praxi i na dalších radiodiagnostických pracovištích, využívajících analogové zobrazení na film.

7 Seznam použitých zdrojů

- (1) VF, *Radiační ochrana pro radiační pracovníky ve zdravotnictví*, studijní text pro přípravu získání ZOZ, 8/2009
- (2) SÚJB [online]. Dostupné z: http://www.sujb.cz/?c_id=116, *Zákony v kompetenci SÚJB* [online]. Dostupné z: , http://www.sujb.cz/?c_id=229, *Evropská unie* [online]. Dostupné z: http://www.sujb.cz/?c_id=893 [prosinec 2010]
- (3) Rentgen Bulletin, SÚRO, 12/2007
- (4) Věstník MZ ČR, *Indikační kritéria pro zobrazovací metody*, 11/2009
- (5) Věstník, MZ ČR, *Národní radiologické standardy*, návrh k 8.8.2009
- (6) Kuna, P., Navrátil, L. a kol. *Klinická radiobiologie*, studijní text, JČU ZSF
- (7) Österreicher, J., Vávrová, J., *Přednášky z radiobiologie*, Praha: Manus 2003, ISBN 80 – 86571 – 01 – 7
- (8) *Lékařské ozáření* [online]. Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/lekarske> [prosinec 2010]
- (9) Rentgenová diagnostika, *Kvalita rtg obrazu* [online]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.sweb.cz/JadRadMetody.htm#2> [březen 2011]
- (10) *Rentgen Bulletin*, SÚRO, 9/2009
- (11) *List of quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatric* [online]. Dostupné z: http://www.e-radiography.net/regsetc/European_guide_children_extract.pdf [únor 2011]

- (12) Brněnská medicínská technika, MOVUS II, *Návod na obsluhu*
- (13) Edomed, Mobile X – ray Systém, MUX – 100, Mobile Art, *Uživatelský manuál*
- (14) Klener, V. (ed.). *Principy a praxe radiační ochrany*, Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000
- (15) Chudáček, Z., *Radiodiagnostika 1. část*, učební text, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, ISBN 80 – 7013 – 114 – 4
- (16) Plavka R. a kol. *Neonatologický edukační program*, Modul III., 1. část - *Poruchy dýchání novorozenců*
- (17) Šnobl O., Mydlil V. *Radiodiagnostika pneumopatií novorozeneckého a kojeneckého věku*, Praha: Avicenum, 1981, ISBN 08 – 056 – 81
- (18) Riedl, J., Dupačová M. Standardní vyšetřovací postupy pro skiagrafií – RTG hrudníku - nedonošenci, Radiodiagnostické oddělení Nemocnice Písek a.s., 2009
- (19) Vacu Tec Messtechnik GmbH Germany, *Operation manual*, Dose Area Product Measuring System VacuDAP 2000
- (20) Matzner, J. *Radiační ochrana*, doplňkové texty pro posluchače studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“ studijního oboru Radiologický asistent, JČU ZSF, České Budějovice, 2007
- (21) *Základy radiační ochrany* [online]. www.volny.cz/v.zidek/hygiena.htm [únor 2011]
- (22) Protokoly firmy OLE „*Zkoušky dlouhodobé stability*“, č. OLE100112-42G z 12. 1. 2010, č. OLE101101-32G z 1. 11. 2010

- (23) Protokoly „*Kontrola kvality zpracování filmů*“ Radiodiagnostického oddělení Nemocnice Písek a.s. za období leden 2007 – červen 2010
- (24) Provozní deník k mobilnímu rtg přístroji MOVUS II
- (25) Provozní deník k mobilnímu rtg přístroji SHIMADZU MUX – 100 Mobile Art
- (26) Mikušová, M., *Výsledky kontrol na perinatologických pracovištích*, SÚJB, 2007
- (27) Súpová L., Novák, L. a kol. *Radiační zátěž novorozenců v České republice*, SÚRO, 2008
- (28) Rentgen Bulletin, SÚRO, 8/2006
- (29) American College of Radiology (ACR) Website, *Guidelines and standards* [online]. Dostupné z: www.acr.org [leden 2011]
- (30) Rtg a přístroje, *Vznik a zpracování rtg obrazu* [online]. Dostupné z: www.radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/rtg_a_pristroje.ppt [březen 2011]

8 Klíčová slova

Radiační zátěž

Radiační ochrana

Nezralý novorozenec (nedonošenec)

Mobilní rtg přístroj

9 Přílohy

Příloha č. 1: Mobilní rtg přístroj SHIMADZU MUX-100 Mobile Art na JIP Neonatologického oddělení Nemocnice Písek a.s.

Příloha č. 2: Ovládací panel mobilního rtg přístroje SHIMADZU

Příloha č. 3: Komerový zářič přístroje SHIMADZU s ovladači primárních clon a měřičem dávky VacuDap

Příloha č. 4: Mobilní rtg přístroj SHIMADZU ve snímkovací pozici nad inkubátorem s novorozencem

Příloha č. 5: Mobilní rtg přístroj MOVUS II

Příloha č. 6: Ovládací panel přístroje MOVUS

Příloha č. 7: Komerový zářič přístroje MOVUS s ovladači primárních clon

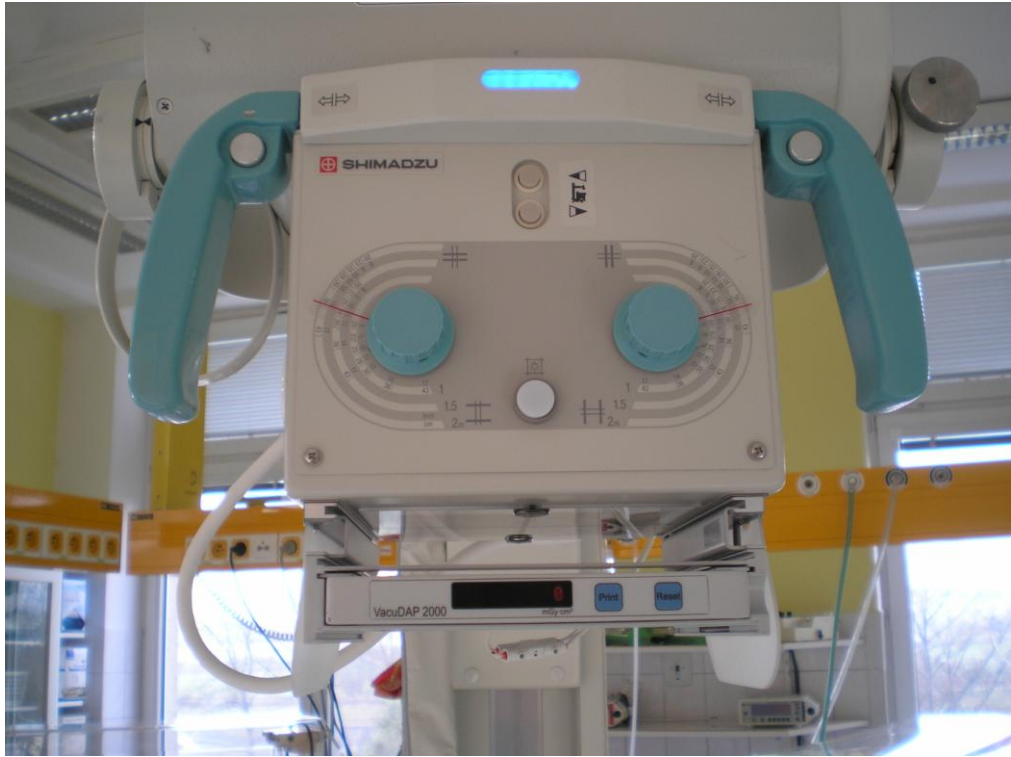
Příloha č. 8: Rtg snímek hrudníku nedonošence



Příloha č. 1



Příloha č. 2



Příloha č. 3



Příloha č. 4



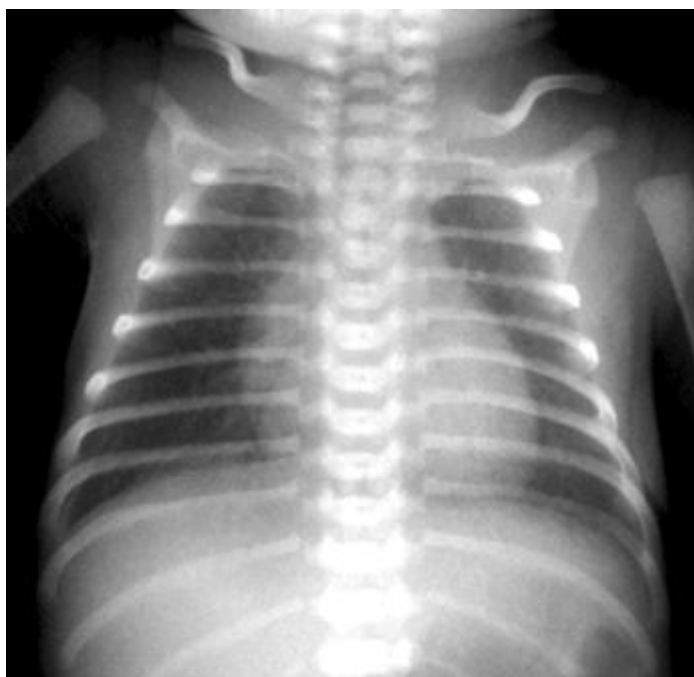
Příloha č. 5



Příloha č. 6



Příloha č. 7



Příloha č. 8