

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

**Oleksandra Havryshyna**

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**OPTIMALIZACE RADIAČNÍHO POLE PŘI SNÍMKOVÁNÍ  
NOVOROZENCŮ- VELIKOST A TVAR**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Pavel Nedbal, DiS.

PLZEŇ 2017

POZOR! Místo tohoto listu bude vloženo zadání BP s razítkem. (K vyzvednutí na sekretariátu katedry.) Toto je druhá číslovaná stránka, ale číslo se neuvádí.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 1. 3. 2017.

.....

vlastnoruční podpis

## Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu práce Mgr. Pavlu Nedbalovi za odborné vedení práce a poskytování rad. Dále děkuji Ing. Tomáši Pokornému za jeho čas vynaložený při řešení a realizaci výzkumu.

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Oleksandra Havryshyna

Katedra: Záchranářství a technických oborů

Název práce: Optimalizace radiačního pole při snímkování novorozenců – velikost a tvar

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Pavel Nedbal, DiS.

Počet stran – číslované: 67

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 19

Počet příloh: 16

Počet titulů použité literatury: 28

Klíčová slova: optimalizace, novorozenec, radiologický asistent, kolimace, kolimátor

### **Souhrn:**

Předložená bakalářská práce má uvést čtenáře do řešení problému v podobě zmenšování ozařovaného pole při snímkování novorozenců. V práci jsou předloženy metody, kterými se tato problematika řeší, tj. výroba kolimační pomůcky a testování její funkcionality na podkladě reálných hodnot získaných z obrazové dokumentace. Výstupem bakalářské práce je zrekonstruovaný kolimátor a naměřené hodnoty určující radiační zátěž bez použití kolimace a za použití kolimace. Tyto hodnoty jsme získali během testovacího snímkování, při kterém jsme nasimulovali stejné podmínky jako při klasickém snímkování plic u nedonošených novorozenců mobilním rentgenovým přístrojem.

## **Annotation**

Surname and name: Oleksandra Havryshyna

Department: Department of Paramedic and Technical Studies

Title of thesis: Optimalization of Radiation Field at Scanning in Newborns- Size and Shape

Consultant: Mgr. Bc. Pavel Nedbal, DiS.

Number of pages – numbered: 67

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 19

Number of appendices: 16

Number of literature items used: 28

Keywords: optimalization, newborn, radiologist, collimation, collimator

### **Summary:**

The submitted bachelor's thesis is supposed to introduce readers to the issue of solving the problem in the form of reducing of radiated zone during X-raying of new born babies. In the thesis there are presented the methods through which this problem is solved. This is namely production of the collimation aid and testing of its functionality on the basis of real values obtained from visual documentation. Output of the bachelor's thesis is represented by the reconstructed collimator and the measured values determining radiation load without use of collimation and with use of collimation. These values have been obtained in the course of testing imaging in the course of which we simulated up the conditions identical to those for classical imaging of lungs of premature new born babies through mobile X-ray device.

# OBSAH

ÚVOD.....	10
TEORETICKÁ ČÁST .....	11
1 ANATOMICKÉ A FUNKČNÍ ODLIŠNOSTI DÝCHACÍHO SYSTÉMU U DĚTÍ... 11	
1.1 Stavba dýchacího systému .....	11
1.2 Fyziologie dýchání.....	13
2 ANATOMICKÉ A FUNKČNÍ ODLIŠNOSTI OBĚHOVÉHO SYSTÉMU U DĚTÍ... 15	
2.1 Srdce novorozence .....	15
2.2 Fyziologie srdeční činnosti .....	16
3 ANATOMICKÉ A FUNKČNÍ ODLIŠNOSTI ZRALÉHO A NEZRALÉHO NOVOROZENCE .....	17
3.1 Klasifikace novorozence.....	17
3.2 Zralý novorozenec .....	17
3.3 Nezralý novorozenec .....	18
3.4 Plicní surfaktant .....	18
3.5 Inkubátor.....	19
4 CHOROBY DÝCHACÍHO SYSTÉMU .....	20
4.1 Vrozené vývojové vady .....	20
4.1.1 Ageneze, aplázie.....	20
4.1.2 Plicní cysta.....	20
4.1.3 Vrozený lobární emfyzém .....	20
4.1.4 Cystická adenomatoidní malformace .....	21
4.1.5 Plicní sekvestrace .....	21
4.1.6 Vrozená brániční hernie.....	21
5 NEJČASTĚJŠÍ NOVOROZENECKÉ PNEUMOPATIE .....	23
5.1 Vlhká plíce.....	23
5.2 Syndrom hyalinních membrán.....	23
5.3 Bronchopulmonální dysplázie .....	23
6 PEDIATRICKÁ RADIOLOGIE .....	24
6.1 Zobrazovací metody hrudníku .....	24
6.2 Popis rentgenového snímku plic .....	24
7 DOPORUČENÍ PRO SNÍMKOVÁNÍ NOVOROZENCŮ.....	27
8 RADIOLOGICKÉ STANDARDY .....	29
8.1 Národní radiologické standardy.....	29
8.2 Místní radiologické standardy .....	29
9 RADIAČNÍ OCHRANA .....	30
9.1 Principy radiační ochrany .....	30

9.2	Ochrana pacientů .....	31
9.3	Kolimace .....	32
9.4	Filtrace .....	32
9.5	Ochrana zdravotnického personálu .....	33
10	BIOLOGICKÉ ÚČINKY ZÁŘENÍ .....	35
10.1	Deterministické účinky .....	35
10.2	Stochastické účinky .....	35
11	INTERAKCE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ S PROSTŘEDÍM .....	37
12	EXPOZIČNÍ PARAMETRY .....	38
	PRAKTICKÁ ČÁST .....	39
13	CÍLE A PŘEDPOKLADY PRÁCE .....	39
13.1	Cíle práce .....	39
13.2	Předpoklady .....	39
14	METODIKA A PRŮBĚH VÝZKUMU .....	40
14.1	Mobilní přístroj Shimadzu Dart Evolution .....	40
14.2	Neonatologické oddělení Fakultní nemocnice Plzeň .....	40
14.3	Zdroje použitých dat .....	41
14.4	Kerma .....	42
14.5	Vstupní povrchová kerma .....	42
14.6	Dopadová kerma .....	42
14.7	Plošná kerma .....	42
14.8	Popis konstrukce kolimátoru .....	43
14.9	Výpočet plochy obdélníku a lichoběžníku .....	44
15	VÝSLEDKY MĚŘENÍ .....	47
	DISKUZE .....	59
	ZÁVĚR .....	61
	LITERATURA A PRAMENY .....	62
	SEZNAM TABULEK .....	65
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	66
	SEZNAM PŘÍLOH .....	67
	PŘÍLOHY – ANONYMIZOVANÁ MEDICÍNSKÁ DATA	



## ÚVOD

Předložená bakalářská práce se bude zabývat optimalizací radiačního pole při snímkování novorozenců. Obecně se budeme snažit o komplexní řešení problému v podobě zmenšení ozařovaného pole. V současné době procento narozených dětí klesá, ale procento nedonošených novorozenců nikoli. Tato skutečnost si sebou nese jistá rizika v podobě různých respiračních a srdečních problémů novorozenců z důvodu nedostatečně vyvinutých plic a srdce. Jedním ze zásadních faktorů zdařilého vývoje narozených dětí je v současné době prvotřídní ošetrovatelská péče a kvalitní přístrojové vybavení.

V teoretické části bude detailně rozebrána anatomie a fyziologie dětského respiračního a oběhového systému. Další kapitola mé bakalářské práce se bude zabývat rozdělením novorozenců dle gestačního věku a dýchacími poruchami, které jsou typické u novorozenců s nízkou porodní hmotností. Při snímkování nedonošených novorozenců se uplatňují zájmy radiační ochrany, o kterých se budu dále také zmiňovat. Především pak o principu optimalizace, který musí být individuálně vhodný pro každého novorozence.

Cílem mé bakalářské práce bude tedy výroba kolimátoru, který umožní přiblížit tvar kolimovaného pole oblasti zájmu. Dalším cílem bude prozkoumání vlivu přídatné kolimace na snížení radiační dávky během snímkování plic u nedonošených novorozenců.

Celá práce bude završena praktickým výstupem. Za tímto účelem bude vytvořen model kolimátoru. Kolimátor bude složený z polymethylmethakrylátu a olovných plíšků, který umožní geometrickou změnu kolimace v závislosti na geometrii novorozeneckého těla. Abychom prokázali efektivní snížení radiační zátěže, budeme provádět měření vstupní povrchové kerry a plošné kerry na deseti vybraných subjektech lišících se hmotností. Tyto hodnoty se následně zprůměrují a vytvoří se výsledná hodnota vstupní a plošné kerry, které určí radiační zatížení novorozence. Standardní zařízení nabízejí obdélníkovou nebo čtvercovou kolimaci, ale v naší práci bude použita lichoběžníková kolimace, která by nám měla zajistit zmenšení ozařovaného pole, snížení radiační zátěže a zároveň výrazně eliminovat vznik sekundárního záření.

Celý proces se nazývá optimalizace radiačního pole při snímkování novorozenců. Tato bakalářská práce může být využita v praxi jako užitečný způsob zvýšení úrovně radiační ochrany při snímkování novorozenců.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 ANATOMICKÉ A FUNKČNÍ ODLIŠNOSTI DÝCHACÍHO SYSTÉMU U DĚTÍ

U malých dětí se anatomická a histologická stavba dýchacího systému významně liší od dospělých, což zásadně ovlivňuje vznik a průběh respiračních nemocí. Vývoj dýchacího systému u novorozence není uzavřen a neustále pokračuje v průběhu dětství. [1]

### 1.1 Stavba dýchacího systému

Respirační systém novorozence se stavebně i funkčně zásadně odlišuje od respiračního systému dospělého jedince. Nepravidelné a rychlé dýchací pohyby vykonává již během nitroděložního života. Plodová voda do plic novorozence proniká v malém množství. Důvodem je vazkost plodové vody a krátké nádechy dítěte. Po narození dítěte dochází k složité postnatální adaptaci. Nejdůležitějšími změnami po porodu jsou přerušování placentárního oběhu, zánik fetoplacentární jednotky a počátek dýchání plicemi a s ním spojené změny krevního oběhu. U plodu jsou plíce a dýchací cesty vyplněny tekutinou. Při vypuzení plodu z porodních cest dochází k pasivní kompresi hrudníku, kdy se vyvíjí tlak od 30 cm H<sub>2</sub>O (3 kPa) do 160 cm H<sub>2</sub>O (16 kPa). Tento tlak způsobuje expresi cca 30 ml fetální plicní tekutiny z plic a trachey do úst a do nosu. Po vypuzení plodu z těla matky se plíce rozvinou a tekutina je nahrazena vzduchem. [1], [4]

Dýchací soustava zabezpečuje sycení krve kyslíkem, výměnu dýchacích plynů mezi tělem a okolím a odvádí z těla oxid uhličitý. Dělí se na horní dýchací cesty a dolní dýchací cesty. Kromě podstatných rozdílů, které se týkají stavby a funkce dýchacího systému jako celku, jsou i některé odchylky ve stavbě jednotlivých úseků. [1]

Horní cesty dýchací tvoří **nosní dutina** (cavum nasi). Jedná se o počáteční úsek respiračního systému, jejímž úkolem je vdechovaný vzduch očistit, zvlhčit a ohřát. U dítěte je nosní dutina oproti dospělému člověku třetinová. Vnitřní prostor nosní dutiny je vyplněný velkými skořepami, a to jí činí značně úzkou. Růst lebky a vývoj zubů ovlivňuje růst nosní dutiny. [6]

K růstu **vedlejších nosních dutin** dochází až po narození. Dutina horní čelisti je tvořena malou štěrbinou o velikosti 5 x 10 x 3 mm. Intenzivní růst této dutiny probíhá až

do sedmi roků. Čelní dutina není vyvinutá. Začíná se tvořit až koncem prvního roku života a v průběhu dětství roste velmi pomalu. Výchlipka nosní dutiny tvoří základ pro dutinu kosti klínové a k jejímu růstu dochází po sedmém roce života. Dutina čichové kosti roste až po druhém roce. [6]

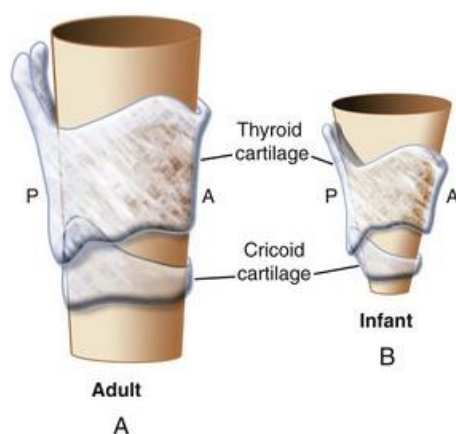
Pokračováním dutiny nosní je **hltan** (pharynx), do kterého ústí Eustachova trubice. V blízkosti Eustachovy trubice se nachází shluk lymfatických uzlin – mandle. [6]

Dolní dýchací cesty začínají **hrtanem** (larynx). Podklad hrtanu tvoří štítná, prstenčitá chrupavka a hrtanová příklopka (epiglottis), které jsou vzájemně propojeny vazy, klouby a svaly. Hrtan novorozence se tvarově podobá trychtýři. Je krátký a široký. Hrtan u novorozence se nachází v úrovni druhého nebo třetího krčního obratle. V průběhu dětství se však posunuje kaudálním směrem. Hrtanová příklopka umožňuje novorozenci dýchat a zároveň přijímat potravu. Epiglottis se nachází za kořenem jazyka a je dobře viditelná. K intenzivnímu vývoji hrtanu dochází v prvních čtyřech letech a pak se jeho růst zpomaluje. [6]

Průdušnice a bronchy mají obdobnou stavbu jako u dospělého jedince, ale z anatomického hlediska se průdušnice i bronchy liší. **Průdušnice** (trachea) má u novorozence vejčitý tvar. Je dlouhá cca 4,5 cm, tj. 1/3 délky v dospělosti. Je značně pružná a charakteristický podkovitý tvar získává až při zahájení respirace. To, jak je dítě velké, udává odklonění průdušnice vpravo od střední čáry. Průdušnice se rozděluje na dvě **průdušky** (bronchioly), které po krátkém úseku vstupují do plic. V plicích se rozdělují na průdušky lalokové, segmentální a končí v malých dutinách, sklípcích (alveolech), které jsou vystlané respiračním epitelem. Pravá průdušnice je u novorozence podstatně kratší a měří 1 cm. Levá průdušnice dosahuje délky 1,6 cm. V prvním roce života je vývoj průdušek poměrně rychlý, později se jejich vývoj zpomaluje a zrychluje se během dospívání. [6]

**Plicní sklípky** (alveoly) jsou konečným větvením bronchiálního stromu a slouží k primární výměně plynů mezi vzduchem a krví a naopak. Jejich stěna je tvořena jemnými vazivovými vlákny, mezi kterými probíhají četné pleteně krevních vlásečnic. Dutina sklípků je vystlána respiračním epitelem, který je složen z mimořádně plochých buněk, přes které dochází k transportu molekul z dutiny alveolu do krve protékající kapilárami a naopak. [6]

**Plíce** (pulmones) jsou párové orgány houbovitého charakteru. Před narozením plodu jsou plíce nízké, široké a na povrchu mírně hladké. S prvními nádechy dítěte se plíce zvětšují a začínají zčásti překrývat srdce v osrdečníku. Plíce jsou obklopeny klecí tvořenou žebry, hrudní kostí a páteří. Hrudní koš má tvar pyramidy a není plně osifikován. Žebra jsou uložena horizontálně a horní okraj hrudní kosti leží vzhledem k páteři značně vysoko. Široké mezižebří jsou vyplněny slabými mezižebřími svaly. Novorozenec má tři páry volných žebíř. Desátý pár není až do tří let spojen s chrupavkami osmého a devátého žebra. Plíce jsou pokryty dvojitou membránou (pleurou). Vnitřní, viscerální list- pleurální (pleura pulmonalis)- je přirostlý na povrch plíce. Nástěnný list- pohrudnice (pleura parietalis)- kryje hrudní stěnu, bránici a mediastinum. Prostor mezi oběma pleury je vyplněný tekutinou a v oblasti plicního hilu v sebe přecházejí. [6], [15]



Obr. 1.1: Porovnání vývoje hrtanových chrupavek.

## 1.2 Fyziologie dýchání

Organismus vyžaduje nepřetržitý přísun energie, která slouží pro udržení celistvosti organismu. Energie se v organismu doplňuje neustálou výměnou dýchacích plynů, pro kterou je nepostradatelný trvalý přísun kyslíku do tkání. [4]

Dýchací systém v organismu zastupuje četné funkce. Hovoříme o procesu, který zajišťuje výměnu plynů (kyslíku a oxidu uhličitého) mezi organismem a vnějším prostředím. Dobrá funkce dýchacího systému je pro život nezbytná. Souhra několika dějů zajišťuje správnou funkci dýchání. [4], [5]

1. Ventilace - výměna plynů mezi plicními alveolami a vnějším prostředím.
2. Distribuce – vedení vzduchu systémem dýchacích cest až k plicním alveolám.
3. Difúze – přenos kyslíku a oxidu uhličitého přes alveolární membránu.
4. Perfúze – specificky uzpůsobený systém průtoku krevními cévami pro přenos kyslíku a oxidu uhličitého. [6]

Spontánní dýchání musí novorozenec zahájit bezprostředně po vypuzení z porodních cest a zásobit tkáň dostatečným množstvím kyslíku. Dýchání však může novorozenec zahájit jen za předpokladu rozvinutí plicních sklípků. Plicní sklípky jsou u novorozence vyplněny fetální tekutinou, která je odstraněna během porodu pomocí komprese hrudníku. Po následném uvolnění hrudníku je fetální tekutina nahrazena vzduchem, který je nasáván plodem do plic. To znamená, že velká část plicních sklípků je provzdušněná již před prvním nádechem. Zůstatek fetální tekutiny se přibližně patnáct minut po narození vstřebává do plicních mizních cév. Vnitřní povrch plicních sklípků je pokrytý speciální látkou, surfaktantem, která napomáhá k rovnoměrnému rozvinutí plicních sklípků, ale i k jejich opakovanému smrštění. [6]

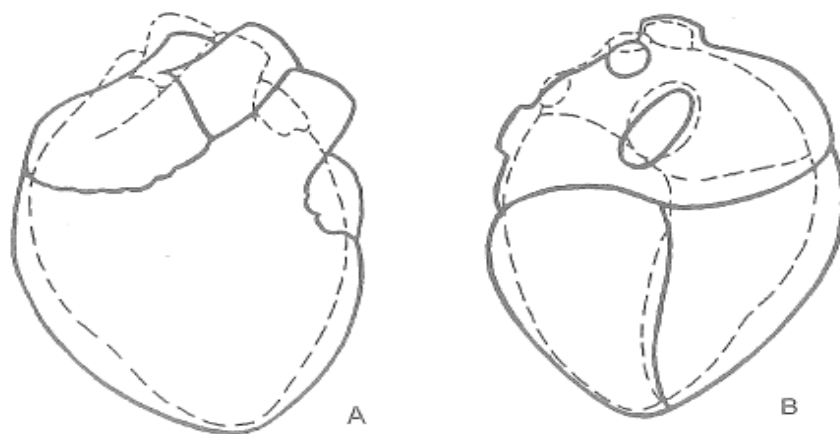
Dýchacími pohyby se plíce ventilují. Intenzita dýchání u novorozence je ovlivněna ventilačními parametry, tj. hloubkou jednotlivých dechů (objem) a počtem dechů za časovou jednotku (frekvence). U novorozence je běžný dechový objem (VT) 68ml/kg a dechová frekvence (f) 40 - 60/min. [20]

U nedonošených dětí se surfaktant nevytvořil, nebo se vytvořil jen v minimálním množství. V plicních alveolách je absence epitelové výstelky, kterou tvoří pneumocyty I. typu a také pneumocyty II. typu produkující surfaktant. Plíce, které jsou tuhé a obsahují tekutinu, způsobují novorozencům řadu obtíží s dýcháním a z toho důvodu musí novorozenec vyvinout mimořádné úsilí na dýchání. Během těhotenství se může stát, že dojde k vdechování mekonie či plodové vody do plic. Pro efektivní zmenšování napětí v plicích je minimální hodnota surfaktantu 3 ml, ale u předčasně narozených dětí je tato hodnota mnohem vyšší. [26]

## 2 ANATOMICKÉ A FUNKČNÍ ODLIŠNOSTI OBĚHOVÉHO SYSTÉMU U DĚTÍ

### 2.1 Srdce novorozence

Tvar srdce dítěte má přibližně oblý vzhled. Váží přibližně 20 – 25 gramů a roste rychleji do délky než do šířky. Z toho důvodu má ve třech letech oválný tvar a teprve mezi sedmým až dvanáctým rokem nabývá kónický tvar dospělého srdce. V období puberty, které je charakterizováno rychlým růstem, se srdce vrací opět do oválné podoby. Typický kónický tvar nabývá po sedmnáctém roce. Objem síní, který je větší než objem komor, je z vnější strany zdůrazněn hlubokým zářezem, který tyto dvě struktury odděluje. S postupným vývojem dítěte dochází k přestavbě chlopněvého aparátu a mění se síla srdeční svaloviny. Dochází k výraznému růstu myokardu levé komory. V průběhu dětství, konkrétně mezi třetím až sedmým rokem, dochází k redukci cévních sítí v srdečním svalstvu. Vysoká poloha bránice a jiný tvar hrudního koše podmiňuje příčné uložení srdce. Šikmé uložení srdce, které je charakteristické u dospělých jedinců, nabývá dítě mezi šestým až sedmým rokem života. [6]



Obr. 2.1: *Obrys dětského (plná čára) a dospělého (čárkovaně) srdce. Pohled zepředu A a zezadu B.*

## 2.2 Fyziologie srdeční činnosti

S vývojem srdce souvisí i jeho funkční změny. Vzhledem ke své stavbě srdce novorozence nepracuje příliš ekonomicky. Při jedné systole dochází u dospělého člověka k přečerpání 60 – 80 ml krve. U novorozence je tato hodnota mnohem nižší. Tato skutečnost je dána tenkou svalovinou komor a malým objemem dutin, který nedovoluje přečerpání většího objemu krve. Systolický objem se v průběhu růstu komor mění. U novorozence má tento objem hodnotu 5 ml krve, v jednom roce 10 ml a v deseti letech 45 ml krve. Zásadním rozdílem je také tepová frekvence, která u novorozence dosahuje 135 tepů za minutu, v pěti letech se zpomaluje na 100 tepů za minutu a v deseti letech asi na 80 tepů za minutu. [6]

### **3 ANATOMICKÉ A FUNKČNÍ ODLIŠNOSTI ZRALÉHO A NEZRALÉHO NOVOROZENCE**

#### **3.1 Klasifikace novorozence**

Podle Světové zdravotnické organizace je novorozenec každý plod, který po narození prokazuje známky života a váží 500 g a více. Plod s hmotností nižší než 500 g je též považován za živé dítě, pokud však přežije prvních 24 hodin. Jiné definice hovoří o tom, že se jedná o právě narozené dítě do 28. dne po porodu. Do 7. dne po porodu se jedná o časné novorozenecké období. [1]

Srdeční činnost, dýchání, pulzace pupeční šňůry a aktivní pohyb považujeme za první známky života. Každý novorozenec je popisován svým gestačním věkem, porodní hmotností a jejich vzájemným vztahem. Tato kritéria používáme k rozdělení novorozenců. [1], [2]

Dle gestačního věku dělíme novorozence na donošené a předčasně narozené. Zdravý novorozenec váží 3 500 g a je narozen v dnech blízcích se k předpokládané době porodu, tj. 37. až 41. týdnu těhotenství. Předčasně narozené dítě váží méně jak 2 500 g a je narozené v 37. týdnu gravidity i dříve. [1], [2]

Ošetření novorozence bezprostředně po narození musí být prováděno s maximální šetrností. Fyziologické vyšetření zajišťuje dětská sestra, případně porodní asistentka. O patologické a nedonošené novorozence pečuje dětská sestra a lékař- neonatolog a pediatr. [1], [2]

#### **3.2 Zralý novorozenec**

Fyziologický novorozenec je narozený mezi 38. a 42. týdnem těhotenství a váží více jak 2 500 g. Orgány fyziologického novorozence jsou dostatečně vyvinuté a připravené plnit svou funkci. Zralé dítě zahajuje spontánní dýchání po narození a jeho srdeční frekvence se pohybuje v rozmezí cca 130 tepů/min. Na kůži je přítomný mázek a lanugo. Mázek se vyskytuje především za ušima, v podpaží a tříselech. Tento maz se musí odstranit olejem, jelikož může způsobit podráždění kůže. Kůže je červená a po 24 – 48 hodinách erytém spontánně mizí. Pupečník se po narození uzavírá svorkou (2 až 3 cm od



břišní stěny) a kryje sterilním krytím. V prvních dnech je třeba pravidelná kontrola a udržování čistoty pupečníku. [1]

### **3.3 Nezralý novorozenec**

V České republice se narodí 5 až 10 % dětí před uplynutím 37 týdnů těhotenství a vážících méně jak 2500 g. Tato skutečnost klade vysoké nároky na mimořádnou péči po porodu i v následujících dnech. [1]

Podle hmotnosti rozdělujeme nedonošené děti do čtyř kategorií. Do první skupiny patří děti s hmotností pod 1000 g a porodem v 24. týdnu těhotenství. Druhá skupina popisuje děti s váhou od 1001 g do 1 500 g a porodem mezi 24. až 31. týdnem těhotenství. Třetí skupina charakterizuje děti s váhou od 1 501 g do 2 000 g a porodem mezi 32. až 35. týdnem těhotenství a poslední skupina pojednává děti s váhou od 2 001 g do 2 500 g a porodem mezi 35. až 36. týdnem těhotenství. [2]

Kůže u nezralých novorozenců je jemná s řídkým lanugem a pokrytá mázkem. Na dolních končetinách se mohou tvořit otoky. Takto postižená kůže novorozence a sliznice je velice senzitivní ke všem desinfekčním přípravkům a rovněž k mechanickému poškození. U nedonošených dětí většinou chybí podkožní tuk, proto může dojít k přehřátí či prochladnutí. Orgány respirační, trávicí a vylučovací soustavy jsou nedostatečně vyvinuté. Nedostatek surfaktant v plicích způsobuje značné potíže při dýchání. Zpomalená peristaltika střev způsobuje problémy s vyměšováním (smolka). Ledviny vylučují minimální množství moče 1ml/kg na 24 hodin, proto nedochází k vylučování soli. Genitál u děvčátek zeje, přičemž velké stydké pysky nepřekrývají malé. U chlapců nesestoupila varlata. [1], [14]

### **3.4 Plicní surfaktant**

Jedná se o povrchově aktivní substanci vznikající v plicích zralého novorozence, která je složená z lipidů a proteinů. Tato látka zajišťuje normální funkci plic, tj. snižuje povrchové napětí a zabraňuje tomu, aby alveoly nezkolabovaly na konci výdechu, chrání plíce před mikroby, poskytuje protizánětlivý a antioxidační účinek. [17], [26]

### **3.5 Inkubátor**

Základním vybavením každého neonatologického oddělení je neonatologický inkubátor, který musí splňovat vysoké požadavky na spolehlivost a přesnost. Inkubátor slouží k simulaci optimálních podmínek pro nezralé novorozence. Podle míry saturace novorozence se aplikuje léčba kyslíkem neboli oxygenoterapie. Při aplikaci oxygenoterapie se bedlivě sleduje koncentrace kyslíku, která nesmí být vyšší než 40 %. Při koncentracích kyslíku nad 40 % je novorozenec ohrožen poškozením mozku, očí a plic. Hodnoty kyslíku v inkubátoru sledujeme pomocí pulzního oximetru. Standartní teplota v inkubátoru se pohybuje v rozmezí 36 až 36,5 °C. [1]

## 4 CHOROBY DÝCHACÍHO SYSTÉMU

*„Největší odlišností od plicních onemocnění dospělých jsou v novorozeneckém věku, zejména u novorozenců, kdy plíce nejsou ještě dostatečně vyvinuté.“ [7], (str. 297)*

### 4.1 Vrozené vývojové vady

Vrozené vývojové vady postihují 3 % všech novorozenců a představují defekty, které mohou vést k porodu mrtvého plodu, těžké asyfaxii a časně smrti novorozence. Choroby, které jsou méně závažné, mohou být dlouhou dobu asymptomatické a způsobovat opakovaná bronchopulmonální onemocnění. Vrozené vývojové vady představují stav, který ohrožuje novorozence na životě a vyžaduje naléhavé operační řešení. [4]

#### 4.1.1 Ageneze, aplázie

Ageneze nebo aplázie v překladu znamená vrozené nevyvinutí orgánu. Pokud se dítě narodí s agenezí plíce, hovoříme o úplném chybění plíce, tepny ale i průdušky. Na rentgenovém snímku se ageneze projevuje jako hemitorax menší, sytě zastíněn a mediastinum je přemístěno na stranu ageneze. Při aplázii je založený zárodek bronchů, ale dochází k úplné absenci plicní tkáně. Aplázie může postihovat plicní lalok i celé plicní křídlo. Oboustranná ageneze či aplázie není slučitelná se životem. [4]

#### 4.1.2 Plicní cysta

Cysta je patologický útvar, který je vyplněný tekutinou nebo vzduchem. Plicní cysty jsou nejčastějšími plicními anomáliemi. Mohou být solitární i mnohočetné. Histologicky dělíme cysty na bronchogenní cysty, alveolární a kombinaci obou. Plicní cysty mohou mít různé velikosti. Uzavřená cysta se na rentgenovém snímku jeví jako okrouhlé, ostře ohraničené zastínění. Otevřená cysta se projeví jako tenkostěnné projasnění. Existují cysty s ventilovým uzávěrem, které se postupně zvětšují a mohou přemístit mediastinum na opačnou stranu. [4], [5]

#### 4.1.3 Vrozený lobární emfyzém

Jedná se o nadměrné rozepnutí jednoho nebo více laloků plic na podkladě ventilového uzávěru bronchu. Příčinou může být překážka ve ventilaci a v některých

případech nedokonale vyvinutý chrupavčitý skelet průdušek. Tato vrozená porucha způsobuje problémy během dýchacího aktu. Dovolí proudění vzduchu do plicního laloku ale při výdechu brání vypuzování vzduchu. Na rentgenovém snímku je patrné zvýšené projasnění laloku, které vyplňuje téměř celý hemithorax. [5], [27]

#### **4.1.4 Cystická adenomatoidní malformace**

Projevuje se nadměrným růstem terminálních bronchů v ohraničené části plíce. Cystické dutiny jsou vyplněny bronchiálním epitelem a komunikují s velkými bronchy bez anomálního cévního zásobení. Postižená plicní tkáň má vzhled expanze s mnohočetnými cystami různé velikosti od 0,5 do 10 cm. Větší cysty mohou způsobit přesun mediastinu na opačnou stranu. V ojedinělých případech může být i oboustranná. Na rentgenovém snímku se cystická adenomatoidní malformace jeví jako zastínění s různými velikostmi cystického projasnění. [5], [28]

#### **4.1.5 Plicní sekvestrace**

Plicní sekvestrace je samostatná plicní tkáň, která nemá spojení s bronchiálním stromem. Je zásobena anomální arterií vycházející přímo z hrudní nebo břišní aorty či vzácněji z některé její větve. Rozeznáváme intralobární sekvestraci v plicním parenchymu a extralobární sekvestraci kdekoli v hrudníku nebo pod bránicí, která je spojována s jinými kongenitálními anomáliemi. Na rentgenovém snímku tvoří cystická sekvestrace solitární nebo mnohočetná projasnění. Někdy obsahuje malé množství tekutiny. Sekvestrace bez cystických lézí se projevuje jako homogenní zastínění, které připomíná pneumonii či atelektázu. [5], [28]

#### **4.1.6 Vrozená brániční hernie**

Incidence brániční kýly se udává 1 případ na 3000 narozených dětí a častěji se vyskytuje u chlapců s nízkou porodní hmotností. Brániční hernie je vakovité vychlípení a vzniká působením tlaku na oslabené místo v bránici. Útroby se vsunou do záhybu pobřišnice v dutině břišní, nikoliv navenek. Do hrudníku může být zasunut žaludek, slezina, tenké i tlusté střevo. Brániční kýla může být umístěna posterolaterálně (častěji), anterolaterálně a v centru tendineum (vzácněji). Obvykle bývá na levé straně. Na rentgenovém snímku se žaludek a střevní kličky projeví jako vícečetná projasnění.

Mediastinum a srdce je posunuto ke zdravé straně. V oblasti břicha se nachází chudá plynová náplň. [5]

## **5 NEJČASTĚJŠÍ NOVOROZENECKÉ PNEUMOPATIE**

### **5.1 Vlhká plíce**

Vznik vlhké plíce souvisí s nedostatečnou očistou plic od fetální tekutiny. Nezralost dítěte, poloha koncem pánevním a porod císařským řezem jsou dalšími faktory, které se na vzniku vlhké plíce podílejí. Na rentgenovém snímku můžeme vidět zastínění plic různé sytosti. Jsou situace, kdy jsou plíce tak sytě zastíněny, že je nelze odlišit od stínu srdce či bránice. Těžké formy vlhké plíce jsou předpokladem pro vznik dalších pneumopatií, častokrát syndromu dechové tísně. [5], [7]

### **5.2 Syndrom hyalinních membrán**

Příčinou vzniku syndromu hyalinních membrán neboli respiratory distress syndromu je absence speciální tekutiny- surfaktantu, která udržuje povrchové napětí alveolů. Na prostém rentgenovém snímku jsou patrné typické granulární stíny. Změny na rentgenovém snímku hodnotíme podle stupně poškození v plicní tkáni. U lehčích forem se plíce vyznačují nevýraznými změnami či více splývavým vzhledem. U těžších forem snímky přecházejí ve splývavá zastínění připomínající bílou plíci. [4], [5]

### **5.3 Bronchopulmonální dysplázie**

Jedná se o chronickou formu postižení plic. Bronchopulmonální dysplázie způsobuje patologické zvětšení bronchů a plicního parenchymu u nedonošených novorozenců z důvodu přetrvávající závislosti na kyslíku nebo ventilační podpoře. Anatomická a funkční nezralost tkáně a působení infekce spolu s aspirací plodové vody se podílejí na rozvoji BPD. Incidence této poruchy roste s klesající porodní váhou. Na rentgenovém obrazu vidíme difúzně drobné infiltráty. [4]

## 6 PEDIATRICKÁ RADIOLOGIE

Pediatrická radiologie je samostatným úsekem radiologie. Vyšetřovací metody u pediatrických pacientů se výrazně liší od diagnostických metod dospělých a vyžadují dokonalé znalosti. Období dětského vývoje má svá specifika, kterých si musíme být vědomi. U dětí chybí komunikace, neumějí popsat své potíže, nespolupracují a pláčou. [7], [8]

Dle somatického vývoje kategorizujeme děti do jednotlivých skupin. Tyto skupiny rozdělujeme na novorozence (0 – 28 dnů), kojenecké období (do 12 měsíců), batolivé období (do 3 let), předškolní (do 6 let) a školní období (do 15 let) a období dospívání (do 18 let). Při každém provedení vyšetření musíme dbát na šetrné a především přesné snímkování, abychom nemuseli expozici opakovat a tím dítě ohrožovat další radiační zátěží. [7], [8]

### 6.1 Zobrazovací metody hrudníku

U novorozenců je skiagrafičtý snímek plic nejčastěji využívanou zobrazovací metodou při podezření na onemocnění plic, srdce mediastina nebo hrudní stěny. Mezi indikace k provedení skiagrafičtého vyšetření hrudníku patří uložení centrálního žilního katétru, plicní vaskularizace, sledování průběhu léčby či komplikace doprovázející předčasně narozené děti. Novorozenci tvoří specifickou skupinu populace, která je až 10 x citlivější k účinkům ionizačního záření, proto je nezbytné aplikovat požadavky radiační ochrany na indikaci a optimalizaci každého vyšetření. [22]

### 6.2 Popis rentgenového snímku plic

Při diagnostickém zobrazování hrudníku dochází k současnému zobrazení plic i srdce. Rentgenový snímek umožňuje zobrazení plicní tkáně včetně vzhledu (velikost, tvar) srdečního stínu. Při zhodnocení rentgenového snímku hrudníku popisujeme tyto jednotlivé struktury. [12], [16]

- **Plicní pole**

Plíce jsou rozčleněny na horní, střední a dolní pole. Horní pole se nachází na vrcholu plic a dosahuje až k dolnímu okraji II. žebra. Střední pole se nalézá mezi II. a IV.

žebrem. Dolní pole začíná od IV. žebra a dosahuje až k bránici. Ztráta objemu příslušné plíce je prvotní patologií při rozvoji počínajícího onemocnění. [14]

- **Plicní hily**

Plicní hily jsou otvory v obou plicích, do kterých vstupují průdušky, cévy a nervy. Oba hily by měly mít kulovitý (konkávní) tvar, vypadat obdobně a mít stejnou transparentci. Pravý hilus se nachází za horní dutou žílou a z horní strany je ohraničen v. azygos. Levý hilus se nachází před descendentní aortou a je umístěný výše. Plicní hilus je tvořený cévními strukturami a spojuje plíce k mezihrudí. Zvětšení hilu může být způsobeno zduřením lymfatických uzlin, plicních tepen nebo žil. [14], [15]

- **Trachea**

Jedná se o pokračování hrtanu. Průdušnice u novorozence zaujímá centrální polohu, má vejčitý tvar a je vystlána řasinkovým epitelem, který filtruje vdechovaný vzduch. Je poměrně pohyblivá a typický podkovitý tvar nabývá až při začátku dýchání. Čím je dítě menší, tím je více průdušnice odkloněná vpravo od střední čáry. [1], [14], [15]

- **Srdce**

Srdce novorozence má kulovitý tvar, protože spíše roste do délky než do šířky. Objem síní, který je větší než objem komor, je z vnější strany zdůrazněn hlubokým zářezem, který tyto dvě struktury odděluje. Dle kardiotorakálního indexu se hodnotí šíře srdce a hrudníku. Jestliže srdce zaujímá více než polovinu hrudníku, pak je zvětšené. [1], [14], [15]

- **Kardiofrénické a kostofrenické úhly**

Kostofrenické úhly svírají úhel mezi plicní stěnou, který je obklopený interní plochou žeber a vrchní plochou bránice. Kardiofrenické úhly se nachází mezi plicní stěnou. Na této plicní stěně je uložené srdce a bránice. Kardiofrenické i kostofrenické úhly by měly být ostré a zřetelně ohraničené. [14], [15]

- **Bránice**

Bránice je sval oddělující dutinu hrudní od dutiny břišní. Na bránici leží plíce. Srdce stlačuje levou brániční klenbu kaudálním směrem, proto je poloha pravé brániční klenby o něco vyšší. Nejvyšší místo pravé bránice zasahuje do středu pravého plicního



pole a levá bránice zaujímá laterální pozici. Oblast pod bránicí by měla být čistá bez přítomnosti bublin či dilatovaných střevních kliček. [14], [15]

- **Mediastinum**

Jedná se o prostor uprostřed hrudníku, který je vpředu ohraničen hrudní kostí, po stranách plícemi a vzadu páteří. V mezihrudí jsou uloženy důležité struktury jako je jícn, průdušnice, srdce, velké cévy a mediastinální uzliny. Schematicky mezihrudí dělíme na horní mediastinum (mediastinum superius), dále oddíl před srdcem (mediastinum anterius), oddíl s uloženým srdcem (mediastinum medium) a na oddíl za srdcem (mediastinum posterius). Během hodnocení rentgenového snímku věnujeme pozornost konturám a šířce mediastina a také projasnění průdušnice. [14], [15]

## 7 DOPORUČENÍ PRO SNÍMKOVÁNÍ NOVOROZENCŮ

Evropská komise zpracovala doporučení a kritéria pro zobrazování plic u dětí s přihlédnutím na dodržení všech pravidel radiační ochrany, hlavně podle principu optimalizace, ALARA. (Commission of European Communities Duality Criteria for Chest Radiographs in Children, 1996). [22]

- snímek je zhotoven v nádechu
- snímek je proveden bez rotace či sklopení
- proximálně jsou zachyceny vrcholy plic a kaudálně až k přechodu Th 12/L 1
- v 2/3 plic je dobrá viditelnost cév
- dobré zobrazení trachey a centrálních bronchů
- ostré zobrazení bránice a kostofrénických úhlů
- viditelnost páteře a paravertebrálních linií [22]

Při snímkování dbáme na:

- technicky správné provedení snímku
- artefakty z předmětů nad dítětem a pod ním
- hygiena
- ztráty tepla při snímkování
- komfort pro dítě
- radiační ochrana [22]

Parametr	Doporučené hodnoty
poloha pacienta	leží na zádech, nesnímkovat ve visu
generátor	vysokofrekvenční
velikost ohniska	$\leq 1,3$ mm
přídavná filtrace	1 mm Al + 0,1 mm nebo 0,2 mm Cu
sekundární mřížka	nepoužívat
relativní zesílení (film/fólie)	200 - 400
vzdálenost ohnisko - kazeta	80 - 100 cm
napětí rentgenky	60 - 65 kV

expoziční automat	nepoužívat
expoziční čas	$\leq 4$ ms
velikost pole	minimální, clonit vždy na oblast zájmu
ochranné stínění	olovněná guma s ekvivalentem 0,5 Pb

*Tab. 7.1: Návrh metodického listu pro snímkování novorozenců [22]*

## **8 RADIOLOGICKÉ STANDARDY**

*„Standardy vycházejí ze členění výkonů dle vyhlášky Ministerstva zdravotnictví č. 493/2005 Sb., kterou se mění vyhláška Ministerstva zdravotnictví č. 134/1998 Sb., kterou se vydává seznam zdravotních výkonů s bodovými hodnotami (sazebníku výkonů), ve znění pozdějších předpisů.“ [23]*

### **8.1 Národní radiologické standardy**

Návodem k optimální technice expozice v České republice je dokument s názvem Národní radiologické standardy- radiodiagnostika a intervenční radiologie, které jsou přílohou ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví České republiky. Standardy jsou zpracované tak, aby byly v úzké souvislosti s evropskou a mezinárodní legislativou. Člení se na technickou a fyzikální část, která svým obsahem zůstává na všeobecné úrovni a zabývá se základními přístrojovými parametry. Specifikuje požadavky na vybavení radiologického pracoviště a personál. [21]

### **8.2 Místní radiologické standardy**

Každé radiodiagnostické pracoviště musí mít vypracované místní radiologické standardy, které vycházejí z národních radiologických standardů. Každé radiodiagnostické oddělení upraví svůj místní standard podle svého pracoviště, přístrojové techniky a pracovníků. Místní standardy se dají rozdělit na společnou část pro všechna vyšetření. Tato část je uložena na ústředním místě a je přístupná pro všechny pracovníky. Druhou částí jsou speciální dokumenty pro jednotlivá vyšetření, které jsou vytvořeny pro příslušné pracoviště, kde krátce a jasně popisují konkrétní vyšetření (expoziční parametry, poloha pacienta). [23]

## 9 RADIAČNÍ OCHRANA

Přístupy radiační ochrany vychází z doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP - International Commission on Radiological Protection), která byla založena v roce 1928 při Mezinárodním radiologickém kongresu. Základní povinností ICRP je ochrana lidí před ionizujícím zářením. Směrnice ICRP jsou zaměřeny na řídicí orgány, organizace a jednotlivé osoby odpovědné za radiační ochranu.

Komise ICRP je v úzké spolupráci s institucí Mezinárodní komise pro složky ionizujícího záření a měření (ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements), dále s vědeckým výborem Spojených národů pro účinky atomového záření (UNSCEAR - United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation), Světovou zdravotnickou organizací (WHO - World Health Organization) a opírá se o standardy vydávané Mezinárodní atomovou agenturou (IAEA - International Atomic Energy Agency) se sídlem ve Vídni. V roce 1928 došlo k rozvoji radiační ochrany za pomoci souhrnných doporučení, která se zabývala ochranou pracovníků prostřednictvím omezení pracovních hodin vydaných ICRP. [24]

### 9.1 Principy radiační ochrany

Hlavním orgánem zodpovídající za jadernou bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Provádí dohled při čerpání jaderné energie, ionizujícího záření a kontroluje dodržování radiační ochrany. Působení SÚJB je dána zákonem č. 18/1997 Sb. v podobě atomového zákona. [10], [11]

Cílem radiační ochrany je úplné zamezení deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. Radiační ochrana je naprostou samozřejmostí nejen u dospělých, ale i u dětí. Praktické zavedení radiační ochrany je popsáno pomocí čtyř principů. Tyto principy jsou pro nás závazné a všichni radiologičtí pracovníci se podle nich musí řídit. [10], [11]

- Princip odůvodnění

Při činnosti vedoucí k ozáření ionizujícím zářením je nutno zajistit, aby toto ozáření bylo odůvodněné. To znamená, že přínos vyšetření by měl převážet nad možnými riziky

(včetně rizika ozáření), které vyšetření přináší. Oprávnění radiační činnosti je obsažena v atomovém zákonu. Jedná se o zákon o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření. [10], [11]

- Princip optimalizace

Optimalizací se rozumí soubor postupů, které nám zaručují snížení radiační zátěže a zároveň nám poskytují optimální obrazovou dokumentaci. Zavedením systému jakosti dosahujeme optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření. Optimalizace je jedním z principů radiační ochrany, kdy se řídíme podle základního pravidla ALARA (As Low As Reasonably Achievable)- tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout. Každé radiodiagnostické oddělení musí optimalizovat nejen z toho důvodu, že jim tuto skutečnost přikazuje zákon, ale i při pořízení nového přístroje či nesrovnalostech v celém zobrazovacím řetězci. [10], [11]

Na celém optimalizačním řetězci se musí podílet kvalifikovaný lékař, radiologický fyzik, radiologický asistent a servisní technik, protože každý má dokonalé znalosti vedoucí k optimálnímu provedení všech radiologických postupů, které jsou velmi důležité při snímkování novorozenců. [10], [11]

- Princip limitování

Při činnostech s ionizujícím zářením je třeba snížit ozáření osob tak, aby dávka záření nepřesahovala vymezené hodnoty neboli limity. Limity jsou závaznými směnicemi pro celkové ozáření při radiačních činnostech, jejichž překročení není přípustné. Limity pro radiační pracovníky se týkají součtu dávek při všech pracovních činnostech, které pracovník provádí. [10]

- Princip fyzické bezpečnosti zdrojů

Soubor opatření, který slouží k zabezpečení zdrojů ionizujícího záření. [11]

## 9.2 Ochrana pacientů

Zásadní roli při optimalizaci má radiologický pracovník, který pravidelně kontroluje kvalitu zobrazení a vybírá optimální expoziční parametry, aby radiační zátěž byla co nejnižší. [9], [10], [11]

### 9.3 Kolimace

Kolimace je jedním z nejzásadnějších technických prostředků k omezení radiační zátěže. Primárními clonami v podobě olovněných lamel zajišťujeme geometrické vymezení rentgenového záření. Záření, které je zúžené primárními clonami, nazýváme užitečný svazek, jehož osa je tvořena centrálním paprskem. Primární záření vzniká na anodě, kdy část záření dopadá na pacienta, část proniká nezměněně na film, část se absorbuje a část je zdrojem sekundárního záření. Primární záření je složeno z nízkoenergetických složek, které se absorbují v kůži pacienta a mohou být zdrojem dalšího poškození. Může dojít ke vzniku záření mimo ohnisko rentgenky. Jedná se tzv. extrafokální záření, které působí rušivě. Kolimaci provádíme centrálním paprskem, který nám určuje střed zájmu a kolimovaným polem, kterým určujeme rozlohu (areu) oblasti. Velikostí ozařovaného pole ovlivníme efektivní dávku pacienta. V kolimačním systému rentgenové lampy je instalované světelné zařízení pro přesné vizuální nastavení zobrazovaného pole. Kolimace je důležitá nejen u dospělých ale i u dětí a neměla by přesahovat 1 cm oblasti zájmu. Primární svazek se nachází v blízkosti gonád, proto je nutné přesné nastavení pole. Stínění radiosenzitivních orgánů, jako jsou ovária nebo testes, jsou u dětí naprostou nezbytností. [18], [19]

### 9.4 Filtrace

Filtrace slouží k odfiltrování měkkého záření delších vlnových délek, které se vychytávají v kůži pacienta. Nízkoenergetické fotony způsobují nežádoucí radiační zátěž pacienta a nemají žádný diagnostický účinek. [18]

Filtraci dělíme na základní a přídavnou. Základní filtrace (**inherent filtration**) zodpovídá za provedení prvotní filtrace, která je tvořena skleněnou baňkou rentgenky (0,8 mm Al), chladícím médiem (0,1 mm) a výstupním okénkem (0,05 mm Al). Hodnota základní filtrace je 1,5 až 4 mm hliníku. [18]

Druhým typem je přídavná filtrace (**additional filtration**), kdy se nejčastěji používá materiál z hliníku (Al) nebo mědi (Cu) s hodnotou 0,1 až 0,2 mm. Tato filtrace je uzpůsobená k tomu, aby pohltila měkké záření a tvrdé naopak propustila. Uplatňujeme ji především u dětí. Spektrum rentgenového záření je ovlivňováno filtrací jak kvantitativně,

tak i kvalitativně. Odstraněním nízkoenergetických fotonů se snižuje jejich počet v spektru (kvantitativní změna) ale i střední energie spektra, která je vyšší (kvalitativní změna). [18]

V některých případech je možnost použít filtraci K- hranou (**K- edge filter**). Princip odfiltrování je založený na zesíleném pohlcení fotonového záření při energii rovné nebo mírně vyšší, než je vazbová energie elektronů na K- slupce atomů použitého materiálu. Použitím filtru z hliníku nebo z mědi a filtru z těžšího materiálu s využitím efektu K-hrany získáme pásmový film, který vybírá určitou část spojitého spektra. S tímto způsobem filtrace se můžeme setkat u mamografie, kde se využívá molybdenové nebo rhodiové výstupní okénko. Při napětí do 70 kV se používá minimální ekvivalent 1,5 mm Al, při napětí mezi 70 – 80 kV je vhodný ekvivalent 2 mm Al a při použití napětí mezi 80 – 100 kV použijeme ekvivalent s 3 mm Al. [18]

## 9.5 Ochrana zdravotnického personálu

Stejně tak jako se dbá na radiační ochranu u pacientů, se musí dodržovat radiační ochrana i u zdravotnického personálu. Radiologický pracovník nesmí být ozářen přímým svazkem rentgenového nebo sekundárně rozptýleného záření. Radiační ochranu personálu poskytují speciálně upravené vyšetřovny, které jsou zpravidla stavebně odděleny a konstrukčně zajištěny tak, aby záření nepronikalo do okolí. Jedná se o barytové omítky, postačující ekvivalent zdiva, dveře s olovněnou fólií či okénko z olovnatého skla. Při vyšetření doprovází snímkané dítě pouze rodič nebo pověřený zaměstnanec. Dodržujeme tři základní pravidla před ionizujícím zářením. [9], [10], [11]

Prvním pravidlem je **ochrana stíněním**. Radiologický personál má k dispozici různé pomůcky k ochraně před ionizujícím zářením v podobě mobilních zástěn, ochranných závěsů a zástěr, krčních límců, rukavic či brýlí. Na trhu jsou k dispozici ochranné zástěry se stínícím ekvivalentem 0,25 mm až 0,34 mm či 0,50 mm. Rukavice většinou obsahují nižší ekvivalent materiálu z důvodu zachování citu v ruce při vyšetření. Minimálně jednou za rok musí dojít ke kontrole všech ochranných pomůcek. [9], [10], [11]

Druhým pravidlem je **ochrana časem**. Vyšetřující personál se zdržuje od zdrojů ionizujícího záření, tedy i od pacientů s aplikovanou aktivitou. Skiaskopický čas musí být co nejkratší, protože absorbovaná dávka záření je přímo úměrná době expozice při které se nachází v poli záření. [9], [10], [11]



Třetím pravidlem je **ochrana vzdáleností**. Intenzita záření je nepřímo úměrná druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření. To znamená, že při vzdálenosti 2 m od zdroje ionizujícího záření, intenzita záření klesá 4x. Povinností SÚJB (Státní úřad pro jadernou bezpečnost) je, aby efektivní dávka nebyla vyšší jak 20 mSv nebo dávkový ekvivalent nepřesáhl hodnotu 150 mSv. [10], [11]

## **10 BIOLOGICKÉ ÚČINKY ZÁŘENÍ**

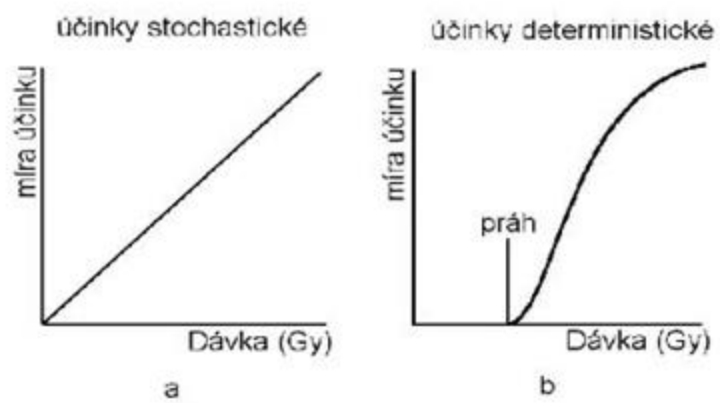
Účinky ionizujícího záření na tkáň způsobují biologické změny v těle, které se projevují časným orgánovým poškozením či pozdním orgánovým poškozením. Mezi časná poškození patří postižení krvetvorných a lymfatických orgánů, zárodečných buněk pohlavních žláz nebo porucha střevního epitelu a projeví se okamžitě po ozáření nebo do jednoho roku. Pozdní poškození se projeví mezi jedním a deseti lety po ozáření a řadí se k nim poškození plic, ledvin či gonád. [10], [11]

### **10.1 Deterministické účinky**

Deterministické účinky jsou takové, které se objeví bezprostředně (časně) po jednorázovém ozáření vyšší dávkou. Tyto účinky vznikají při překročení určité prahové hodnoty, přičemž se orgány liší rozdílnou radiosenzitivitou neboli různou prahovou dávkou. Deterministické účinky se zvyšují s rostoucí dávkou. Časná poškození se projeví akutní nemocí z ozáření, radiační dermatitidou, poruchami fertility či radiační kataraktou. [10]

### **10.2 Stochastické účinky**

Stochastické účinky jsou bezprahové (pozdní) a není u nich možné předpovědět, zda dojde k poškození tkáně. U stochastických účinků můžeme pouze určit pravděpodobnost výskytu. S rostoucí dávkou se zvyšuje jejich pravděpodobnost vzniku, nikoliv závažnost účinků. Stochastické účinky rozdělujeme na poškození somatické (mimo gonády) a genetické (v gonádách). [10], [25]



Obr. 10.1: Grafické znázornění stochastických (a) a deterministických účinků (b)

## 11 INTERAKCE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ S PROSTŘEDÍM

Ionizující záření je termín pro záření, které má takovou energii, že je schopno ionizovat atomy či molekuly příslušné látky. Energetické rozhraní ionizující záření považujeme hodnotu 5 eV. Ionizující záření využívané pro radiodiagnostiku má vlnovou délku v rozmezí 0,01 – 0,05 nm. Při průchodu ionizujícího záření hmotou ztrácí svoji energii. To, jakým způsobem ztrácí záření energii, závisí na typu ionizujícího záření a na fyzikálních vlastnostech absorbujícího materiálu. [10]

### 1) Fotoelektrický jev

Jev, při kterém dochází k produkci elektronů v důsledku pohlcení elektromagnetického záření. Pravděpodobnost vzniku fotoefektu se zmenšuje s rostoucí energií záření a zvyšuje se s rostoucím atomovým číslem materiálu anody. Při fotoelektrickém jevu předá foton (X) záření veškerou energii elektronu v atomovém obalu a zanikne. Pokud má foton (X) větší energii, než je vazebná energie elektronu, tak se elektron uvolní ze slupky a dojde k ionizaci. [10]

### 2) Comptonův rozptyl

Jedná se o interakci s volnými či slabě vázanými elektrony z vnitřních slupek, kdy foton ( $\gamma$ , X) předá část své energie elektronu a přivede ho k pohybu. Foton dále pokračuje odlišným směrem a s nižší energií. V důsledku předání částečné energie od fotonu, přejde elektron na vyšší orbital. Návrat elektronu do původního energetického stavu je doprovázen emisí charakteristického záření. Čím více získal elektron energie od fotonu, tím méně je odchýlen od původního směru. Rozptyl sekundárních fotonů se pohybuje v rozmezí od 0 °C do 180 °C a jejich energie je podřízená úhlu rozptylu. [10]

## 12 EXPOZIČNÍ PARAMETRY

Expoziční hodnoty, jako kV a mAs jsou předepsanými hodnotami a musí být nastavené pro příslušnou velikostní (hmotnostní) kategorii při optimalizaci. Nezávisle na sobě a podle potřeby můžeme s těmito parametry (kV, mAs) pracovat. [18]

- Anodové napětí (**U**)

Anodové napětí je nepostradatelné při urychlování elektronů v rentgenové lampě a určuje maximální i střední energii fotonů výsledného rentgenového záření. Hodnota anodového napětí se pohybuje v rozmezí od 20 kV do 200kV a určuje kvalitu rentgenového záření. Při zvýšení anodového napětí dochází k většímu urychlení elektronů, a tím se zvyšuje i penetrace (tvrdost) vyprodukovaného rentgenové záření a naopak klesá absorpce a vlnová délka záření. [18]

- Anodový proud (**I**)

Anodový proud zodpovídá za intenzitu záření. Při zvýšení katodového proudu je emitováno více elektronů a dochází k vyprodukovaní záření s vyšší intenzitou. Hodnota katodového proudu se pohybuje od několika jednotek mA do 200 mA. [18]

- Expoziční čas (**ms**)

Expoziční čas udává, jak dlouhou dobu probíhala expozice. Intenzita záření je přímo úměrná součinu anodového proudu [mA] a expozičního času [s]. Součin proudu a času se značí písmenem Q a vyjadřuje elektrické množství, které prošlo rentgenovou lampou. Elektrické množství ovlivňuje kvantitu rentgenového spektra. [18]

# **PRAKTICKÁ ČÁST**

## **13 CÍLE A PŘEDPOKLADY PRÁCE**

### **13.1 Cíle práce**

Navržení konstrukce doplňkového kolimátoru tvarem odpovídajícím tvaru pacienta.

Prozkoumání vlivu této doplňkové kolimace a prokázání snížení radiační zátěže.

### **13.2 Předpoklady**

Předpokládáme, že navržení konstrukce doplňkového kolimátoru bude možná.

Předpokládáme, že doplňková kolimace ovlivní radiační zátěž pacienta.

## 14 METODIKA A PRŮBĚH VÝZKUMU

### 14.1 Mobilní přístroj Shimadzu Dart Evolution

Pojízdný rentgen Shimadzu Dart Evolution byl Fakultní nemocnicí Plzeň pořízen v roce 2009, přičemž je v provozu od 9. 11. 2009. Za dodávku rentgenových přístrojů typu Shimadzu zodpovídá firma EDOMED a.s. Vzhledem k jeho malým rozměrům a vysokému stupni mobility je dobře ovladatelný a používá se k snímkování nedonošených novorozenců na Neonatologickém oddělení Fakultní nemocnice Plzeň. Součástí pojízdného rentgenu Shimadzu je zabudovaný měřič kermy VACUDAP 2004, který zobrazí naměřenou hodnotu po prošlé expozici na displeji zařízení. Mezi další komponenty pojízdného rentgenu patří také rukojeť, ovládací panel, napájecí panel, kolimátor, ruční snímač, rameno, zobrazovací jednotka a napájecí kabel.

<b>Parametr</b>	<b>Hodnoty</b>
Napětí	100 - 240 V
Maximální elektrický výkon	32 kW
Frekvence napájení	50 - 60 Hz
Velikost ohniska	1,3 mm
Celková filtrace	3,28 mm Al
Hmotnost	420 kg

*Tab. 14.1: Expoziční parametry pojízdného rentgenu Shimadzu*

### 14.2 Neonatologické oddělení Fakultní nemocnice Plzeň

Neonatologie je podobor pediatrie, který se zaměřuje na péči o novorozence. Neonatologické oddělení Fakultní nemocnice Plzeň se řadí mezi nejlepší pracoviště v České republice. Více než 3 300 dětí se narodí na Gynekologicko – porodnické klinice.

Neonatologické oddělení v Plzni je v těsné kooperaci s Gynekologicko – porodní klinikou. Působí jako nezávislý subjekt v perinatologii pro západní Čechy.

Jednotkami intenzivní péče Neonatologického oddělení a resuscitační péče projde přibližně 700 dětí. Toto vysoké číslo klade vysoké nároky na přístrojové vybavení, ale i ošetřující personál na oddělení. Za běžného provozu se na oddělení nachází 14 inkubátorů, ale kapacita je schopná pojmout až 19 inkubátorů. Vzhledem k širokým kompetencím patří Neonatologické oddělení v České republice mezi deset států, které dosahuje nejkvalitnějších úspěchů. Náš výzkum probíhal na Neonatologickém oddělení během měsíce února 2017.

### **14.3 Zdroje použitých dat**

Data potřebná k dokončení výzkumu jsme získávali z obrazové dokumentace nemocničního informačního systému WinMedicalc. Z této dokumentace jsme vybrali deset snímků novorozenců v rozdílných hmotnostních kategoriích. Hmotnostní kategorie jsou znázorněny v tabulce. Na tyto jednotlivé snímky jsme aplikovali lichoběžníkové pole, jejichž původní pole mělo obdélníkový tvar. To způsobilo značné zmenšení ozařované plochy. Prvním krokem bylo testování funkcionality kolimátoru a následovalo praktické měření přímo na Neonatologickém oddělení Fakultní nemocnice Plzeň. Snímkování jsme prováděli během měsíce únor 2017. Měření bylo provedeno s diplomantem, úsekovým radiologickým asistentem a radiologickým fyzikem. Expoziční parametry pro testovací snímkování jsme vybrali tak, aby se co nejvíce přiblížily reálným hodnotám používaných na 1200 gramového novorozence: 57 kV a 0, 71 mAs. Nejdříve jsme změřili hodnoty všech deseti polí bez kolimace a poté s doplňkovou kolimací. Měření se provádělo pro tři expozice a vypočítala se průměrná hodnota vstupní povrchové kermu, dopadové kermu a plošné kermu. Pro výpočet všech hodnot jsme použili dozimetrický systém RaySafe Xi. Při měření dopadové kermu ( $K_i$ ) jsme použili dozimetrický systém R/F 8 and MAM DETECTOR. Vstupní povrchovou kermu ( $K_e$ ) jsme měřili pomocí ionizační komory TRANSPARENT na vodním fantomu o hloubce 5 centimetrů. Plošná kerma ( $\mu\text{Gym}^2$ ) byla ověřena zařízením Radcal Patient Dose Calibrator. Z takto získaných dat při měření jsme vyvodili závěry.



## 14.4 Kerma

Vyjadřuje součet počátečních kinetických energií všech nenabitých částic uvolněných nenabítkami ionizujícími částicemi v uvažovaném objemu látky. Jednotka kermy je stejná jako jednotka absorbované dávky - Gy.

Vzorec:

$$K = \Delta E / \Delta m$$

## 14.5 Vstupní povrchová kerma

Určuje radiační zátěž snímkaného dítěte. Při Comptonově rozptylu dochází k šíření fotonů do všech směrů. Tím pádem dochází k zvětšení kermy před pacientem a ta se nazývá vstupní povrchová kerma. V anglickém překladu se nazývá vstupní povrchová kerma (kinetic energy released in material), tedy kinetická energie uvolněná v materiálu. Vstupní povrchovou kermu jsme měřili na vodním fantomu o hloubce 5 centimetrů pomocí zařízení Transparent.

Vzorec:

$$K_e = K_i \cdot B$$

B= faktor zpětného rozptylu

## 14.6 Dopadová kerma

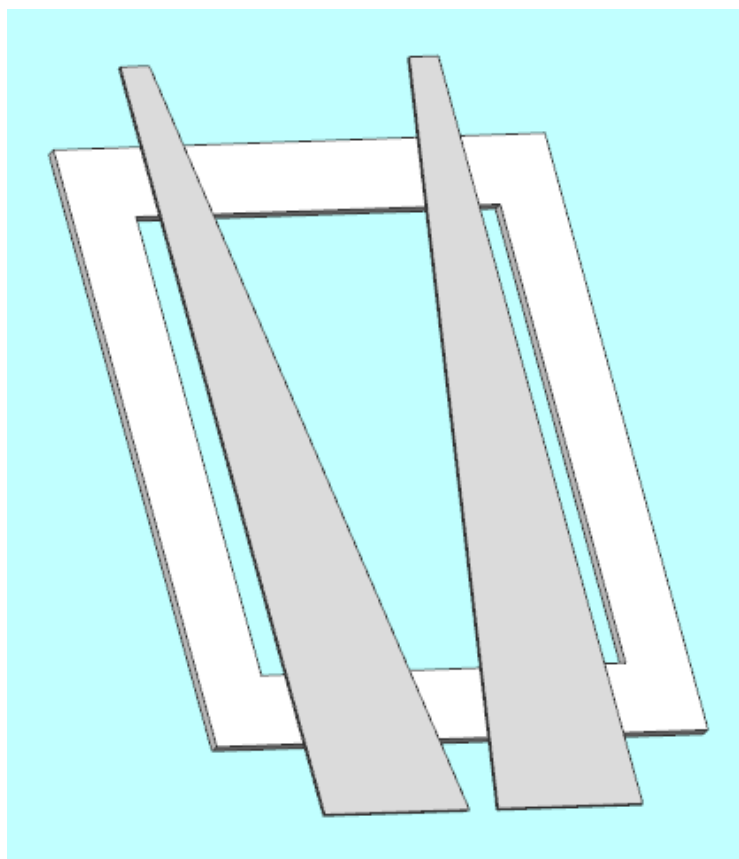
Je kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu a jednotkou je Gy.

## 14.7 Plošná kerma

Plošná kerma vyjadřuje součin kermy a plochy v  $\mu\text{Gym}^2$ . Plošná kerma byla ověřena pomocí kalibračního přístroje PDS (Patient Dose Calibrator).

## 14.8 Popis konstrukce kolimátoru

Nedílnou součástí empirické části byla výroba prototypu kolimátoru, který bude sloužit jako dokonalé odstínění škodlivého záření. Na již zmíněném kolimátoru jsme měřili jeho vlastnosti a vliv na snížení radiační zátěže při snímkování. Kolimátor je složený z nosného rámečku o velikosti 170 mm x 190 mm, který simuluje reálné pole při snímkování novorozence. Pro výrobu nosného rámečku jsme zvolili PMMA materiál neboli polymethylmethakrylát známého pod obecným názvem plexisklo. PMMA materiál je charakteristický svou číroostí a snadným tvarováním. Je zdravotně nezávadný a lehce se spojuje lepením. Dalším komponentem jsou olovněné pásy, které jsme získali rozstříháním olovněného plechu o tloušťce 1 mm. Olovněné pásy jsou vhodné pro účinné pohlcení rentgenového záření. Olovo má nízký bod tání a je vysoce flexibilní při pokojové teplotě. Pomocí těchto pásů jsme měnili velikost rozlohy (areu) oblasti. Při výrobě kolimátoru jsme dbali na správnou tloušťku plexiskla. Pokud by plexisklo bylo příliš tenké, prohýbalo by se. Pokud by bylo příliš široké, nedokázali bychom ho zasunout do drážek vystupujících z rentgenky.



*Obr. 14.1: 3D model kolimátoru vytvořeného v programu Siemens NX 9.0*

## 14.9 Výpočet plochy obdélníku a lichoběžníku

K dispozici jsme měli deset snímků plic u novorozenců po různých váhových kategoriích, které jsme získali z databáze WinMedicalc. U každého snímku jsme odměřili pomocí vzdálenostní přímky jednotlivé strany (a, b, c, d) lichoběžníku. Obsah plochy lichoběžníku jsme vypočetli pomocí vzorce

$$S_1 = \frac{(a + c)}{2} \cdot v,$$

$$v = \sqrt{(b^2 - e^2)},$$

$$e = (a - c) / 2,$$

kde

a, c je strana lichoběžníku (základna),

b je strana lichoběžníku,

v je výška lichoběžníku,

e je excentricita lichoběžníku.

Obsah čtverce jsme vypočetli podle vzorce

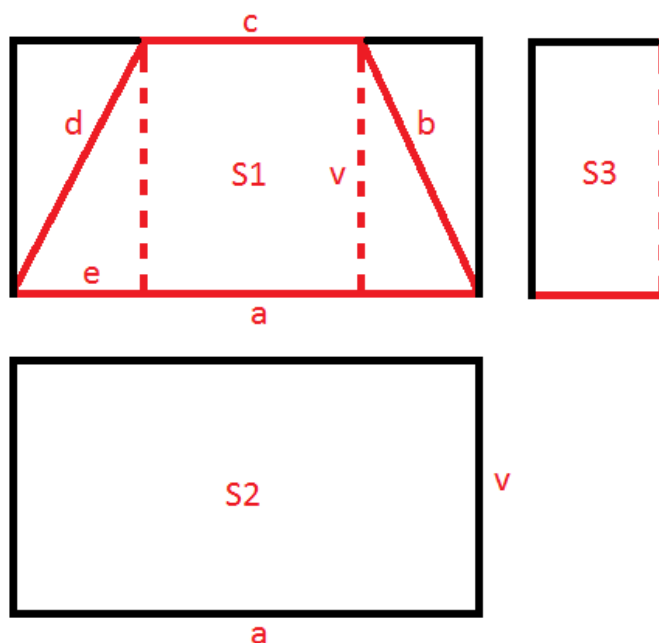
$$S_2 = a \cdot v.$$

Takto popsaná geometrie lichoběžníku a k němu spadající obdélník je znázorněna na Obr. 14.2.

Číslo pacienta	Hmotnostní kategorie [kg]	Rozměr a,b,c,d, [cm]				Plocha bez kolimace [cm <sup>2</sup> ]	Plocha s kolimací [cm <sup>2</sup> ]	Procentuální rozdíl ploch [%]
		a	b	c	d			
1.	0,65	7,5	6,3	4,6	6,3	46	37,1	19
2.	0,74	9	8,3	5,4	8,3	72,9	58,3	20
3.	0,84	8,7	8,8	6	8,8	75,7	63,9	16
4.	0,98	8,9	8,8	4,9	8,8	76,3	59,1	22
5.	1,13	10,8	9,3	7,6	9,3	98,9	84,3	15
6.	1,27	9,7	8,3	7	8,3	79,4	68,4	14
7.	1,36	10,6	8,3	6,2	8,3	84,8	67,2	21
8.	1,5	10	8,7	7,4	8,7	86	74,8	13
9.	1,6	11,7	9,4	6,2	9,4	105,2	80,4	24
10.	1,73	10,4	9,1	7,4	9,1	93,3	79,9	14

Tab. 14.2: Výpočty ozářených ploch s kolimací a bez kolimace

V této tabulce jsou zaznamenány geometrické parametry obdélníkové a lichoběžníkové kolimace pro danou váhovou kategorii nedonošeného novorozence.



Obr. 14.2: Grafické znázornění ploch s kolimací a bez kolimace

Na tomto obrázku jsou graficky znázorněny plochy pro následné vyhodnocení. Obrazec S1 znázorňuje plochu s kolimací, S2 plochu bez kolimace a S3 znázorňuje úbytek ozařované plochy s využitím kolimace.

## 15 VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Na základě měření jsou v této kapitole zaneseny výstupní hodnoty měřených parametrů bez použití kolimace a s jejím použitím. V tabulkách jsou zaznamenány hodnoty vstupní povrchové kermy, která se měřila na vodním fantomu o hloubce 5 centimetrů za pomoci ionizační komory Transparent. Dále pak hodnoty plošné kermy ověřené přístrojem Radcal Patient Dose Calibrator. Hodnota dopadové kermy byla naměřena pomocí přístroje R/F 8 and MAM DETECTOR a je pro všechna měření konstantní. V Tab. 15.3 je následně vyhodnocené procentuální snížení těchto parametrů.

Číslo pacienta	Hmotnostní kategorie [kg]	Vstupní povrchová kerma [ $\mu\text{Gy}$ ]	Dopadová kerma [ $\mu\text{Gy}$ ]	Plošná kerma [ $\mu\text{Gym}^2$ ]
1.	0, 65	28, 73	23, 72	0, 10
2.	0, 74	28, 91		0, 16
3.	0, 84	29, 83		0, 16
4.	0, 98	29, 24		0, 16
5.	1, 13	30, 05		0, 23
6.	1, 27	29, 66		0, 19
7.	1, 36	29, 64		0, 20
8.	1, 5	29, 19		0, 21
9.	1, 6	29, 64		0, 26
10.	1, 73	29, 86		0, 23

Tab. 15.1: Hodnoty naměřené bez použití kolimace

Číslo pacienta	Hmotnostní kategorie [kg]	Vstupní povrchová kerma [ $\mu\text{Gy}$ ]	Dopadová kerma [ $\mu\text{Gy}$ ]	Plošná kerma [ $\mu\text{Gym}^2$ ]
1.	0, 65	28, 46	23, 72	0, 08
2.	0, 74	28, 87		0, 12
3.	0, 84	29, 36		0, 14
4.	0, 98	28, 98		0, 13
5.	1, 13	29, 52		0, 18

6.	1, 27	28, 77		0, 15
7.	1, 36	29, 63		0, 15
8.	1, 5	28, 96		0, 18
9.	1, 6	29, 41		0, 20
10.	1, 73	29, 22		0, 19

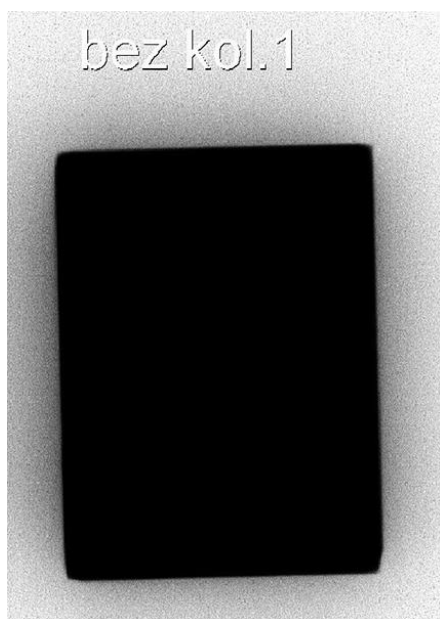
*Tab. 15.2: Hodnoty naměřené s použitím kolimace*

Číslo pacienta	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
<b>Procentuální snížení vstupní povrchové kermy [%]</b>	0,94	0,14	1,58	0,89	1,76	3	0,03	0,79	0,78	2,14
<b>Procentuální snížení plošné kermy [%]</b>	20	25	12,5	18,75	21,74	21,05	25	14,29	23,08	17,39

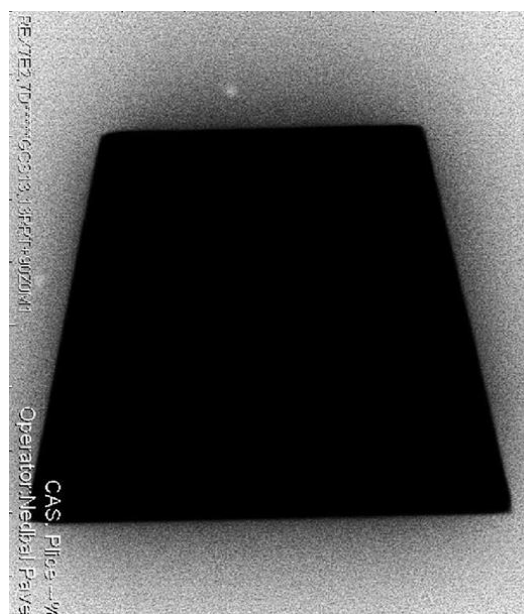
*Tab. 15.3: Procentuální rozdíl naměřených hodnot*

## Pacient č.1

Testovací snímek pro novorozence vážícího 0,65 kg.



Obr. 15.1: Snímek pacienta č.1 bez kolimace



Obr. 15.2: Snímek pacienta č.1 s kolimací

**Ozářená plocha S1:** 46 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 28,73 μGy

**Plošná kerma:** 0,10 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 37,1 cm<sup>2</sup>

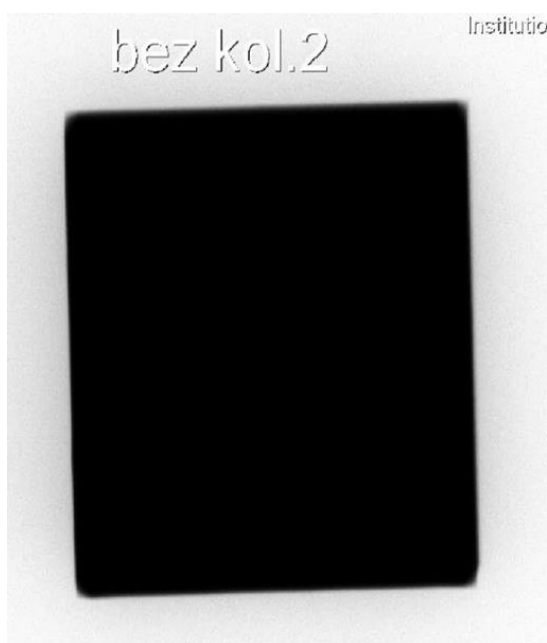
**Vstupní povrchová kerma:** 28,46 μGy

**Plošná kerma:** 0,08 μGym<sup>2</sup>

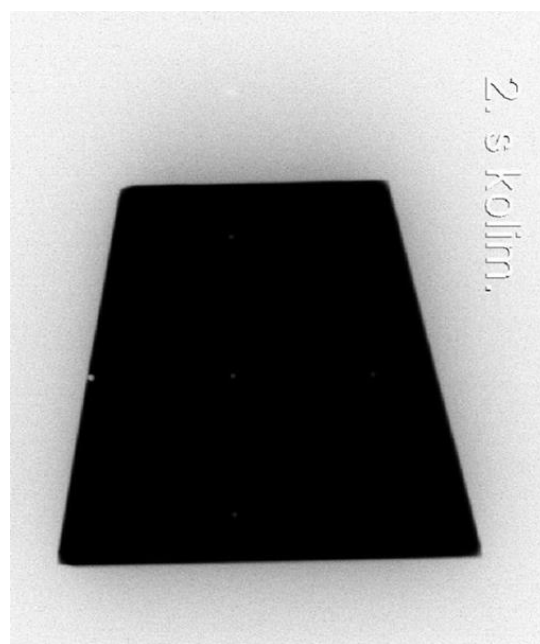


## Pacient č.2

Testovací snímek pro novorozence vážícího 0,74 kg.



*Obr. 15.3: Snímek pacienta č.2 bez kolimace*



*Obr. 15.4: Snímek pacienta č.2 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 72,9 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 28,91 μGy

**Plošná kerma:** 0,16 μGy·cm<sup>2</sup>

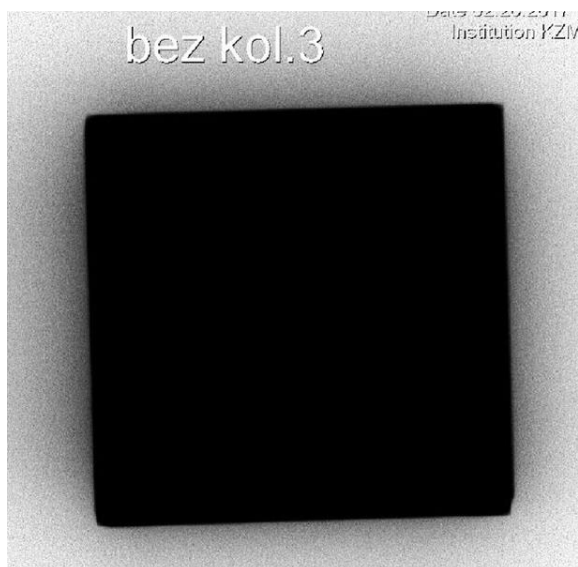
**Ozářená plocha S2:** 58,3 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 28,87 μGy

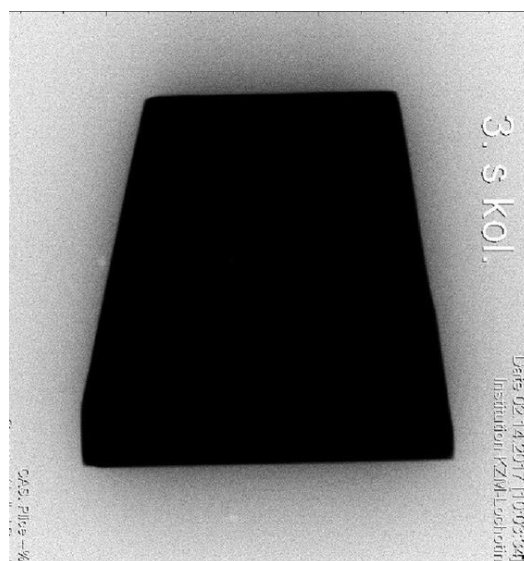
**Plošná kerma:** 0,12 μGy·cm<sup>2</sup>

### Pacient č.3

Testovací snímek pro novorozence vážícího 0,84 kg.



*Obr. 15.5: Snímek pacienta č.3 bez kolimace*



*Obr. 15.6: Snímek pacienta č.3 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 75,7 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,83 μGy

**Plošná kerma:** 0,16 μGym<sup>2</sup>

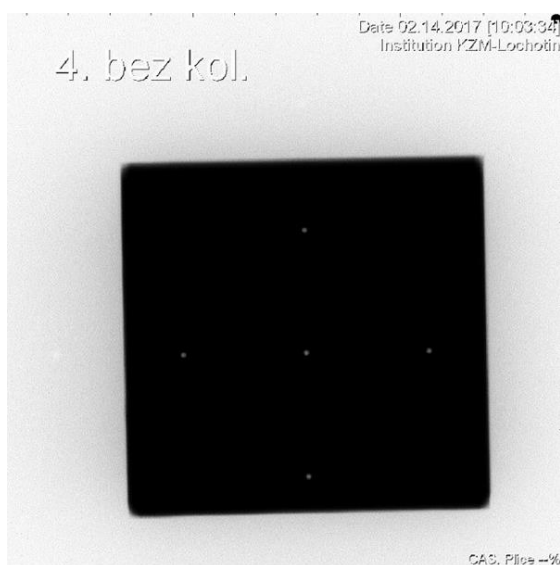
**Ozářená plocha S2:** 63,9 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,36 μGy

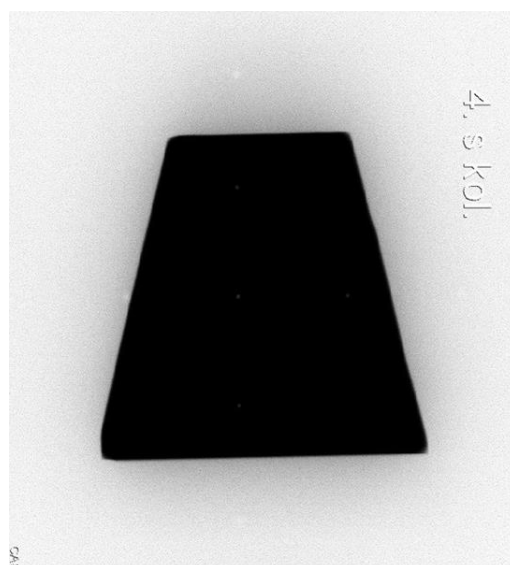
**Plošná kerma:** 0,14 μGym<sup>2</sup>

## Pacient č.4

Testovací snímek pro novorozence vážícího 0,98 kg.



*Obr. 15.7: Snímek pacienta č.4 bez kolimace*



*Obr. 15.8: Snímek pacienta č.4 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 76,3 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,24 μGy

**Plošná kerma:** 0,16 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 59,1 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 28,98 μGy

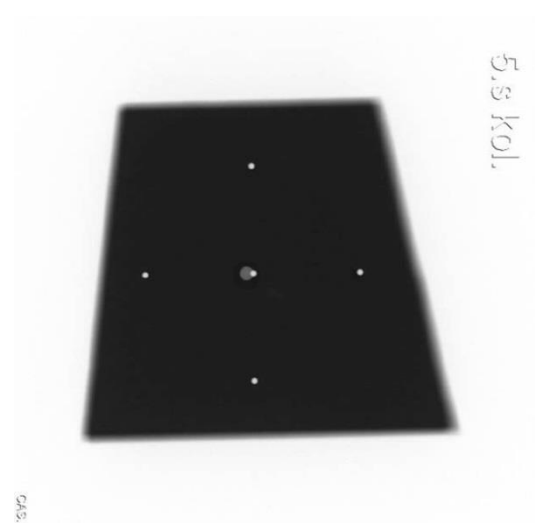
**Plošná kerma:** 0,13 μGym<sup>2</sup>

## Pacient č.5

Testovací snímek pro novorozence vážícího 1,13 kg.



*Obr. 15.9: Snímek pacienta č.5 bez kolimace*



*Obr. 15.10: Snímek pacienta č.5 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 98,9 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 30,05 μGy

**Plošná kerma:** 0,23 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 84,3 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,52 μGy

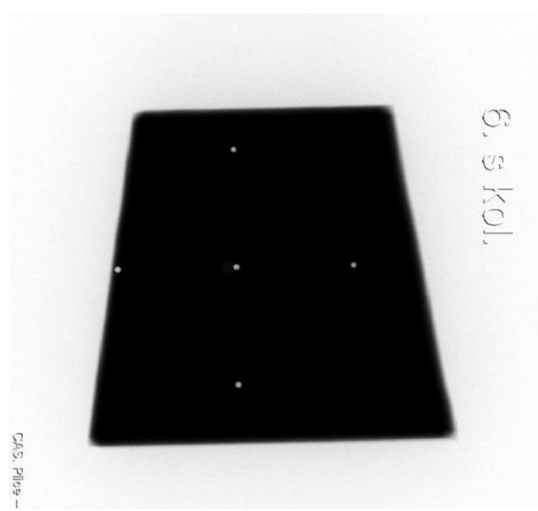
**Plošná kerma:** 0,18 μGym<sup>2</sup>

## Pacient č.6

Testovací snímek pro novorozence vážícího 1,27 kg.



*Obr. 15.11: Snímek pacienta č.6 bez kolimace*



*Obr. 15.12: Snímek pacienta č.6 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 79,4 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,66 μGy

**Plošná kerma:** 0,19 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 68,4 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 28,77 μGy

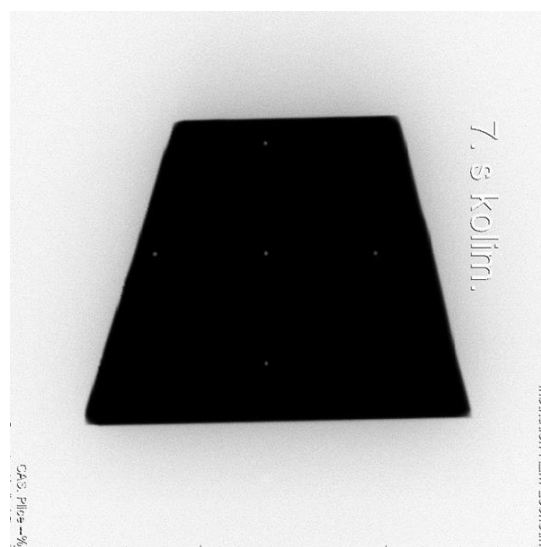
**Plošná kerma:** 0,15 μGym<sup>2</sup>

## Pacient č.7

Testovací snímek pro novorozence vážícího 1,36 kg.



Obr. 15.13: Snímek pacienta č.7 bez kolimace



Obr. 15.14: Snímek pacienta č.7 s kolimací

**Ozářená plocha S1:** 84,8 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,64 μGy

**Plošná kerma:** 0,20 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 67,2 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,63 μGy

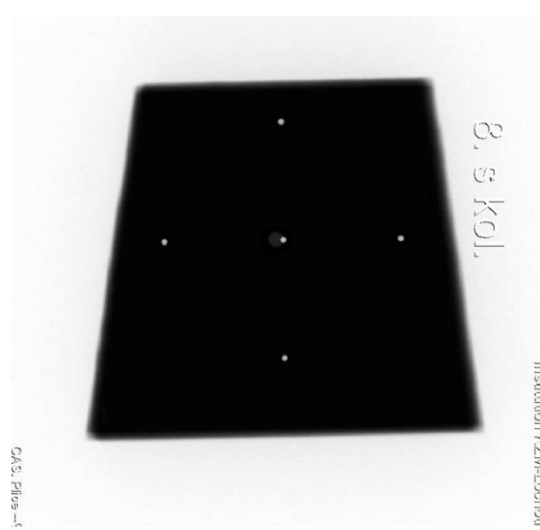
**Plošná kerma:** 0,15 μGym<sup>2</sup>

## Pacient č.8

Testovací snímek pro novorozence vážícího 1,5 kg.



*Obr. 15.15: Snímek pacienta č.8 bez kolimace*



*Obr. 15.16: Snímek pacienta č.8 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 86 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,19 μGy

**Plošná kerma:** 28,96 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 74,8 m<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 28,96 μGy

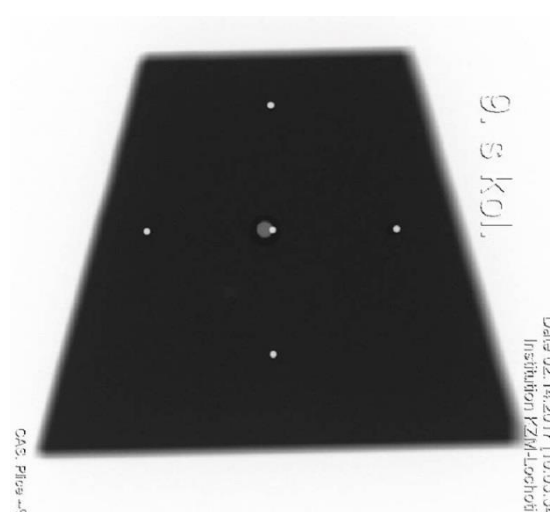
**Plošná kerma:** 0,20 μGym<sup>2</sup>

## Pacient č.9

Testovací snímek pro novorozence vážícího 1,6 kg.



*Obr. 15.17: Snímek pacienta č.9 bez kolimace*



*Obr. 15.18: Snímek pacienta č.9 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 105,2 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,64 μGy

**Plošná kerma:** 0,23 μGym<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 80,4 cm<sup>2</sup>

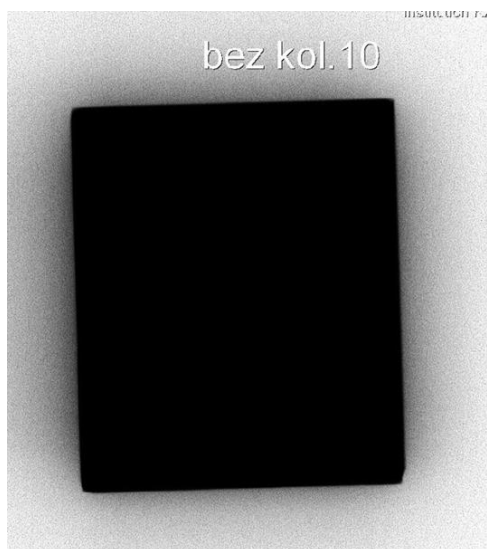
**Vstupní povrchová kerma:** 29,41 μGy

**Plošná kerma:** 0,20 μGym<sup>2</sup>

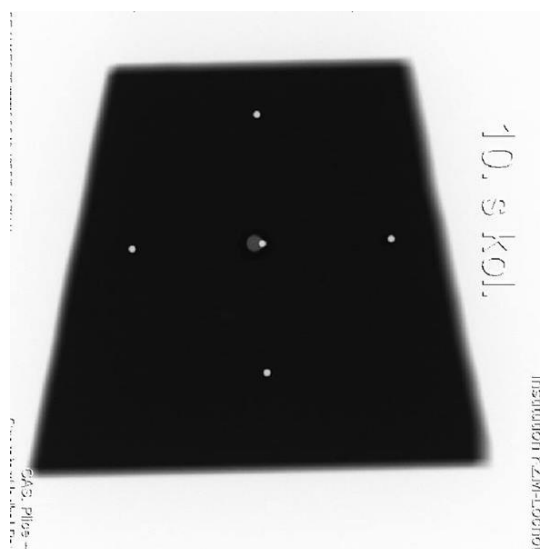


## Pacient č.10

Testovací snímek pro novorozence vážícího 1,73 kg.



*Obr. 15.19: Snímek pacienta č.10 bez kolimace*



*Obr. 15.20: Snímek pacienta č.10 s kolimací*

**Ozářená plocha S1:** 93,3 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,86 μGy

**Plošná kerma:** 0,23 μGy<sup>2</sup>

**Ozářená plocha S2:** 79,9 cm<sup>2</sup>

**Vstupní povrchová kerma:** 29,22

**Plošná kerma:** 0,19 μGy<sup>2</sup>

## DISKUZE

Snahou této bakalářské práce bylo testování vlivu přídavné kolimace na snížení radiační zátěže při snímkování nedonošených novorozenců. Hlavním prostředkem a zároveň prvním předpokladem k realizaci tohoto výzkumu bylo navržení konstrukce doplňkového kolimátoru, který by svojí geometrií odpovídal oblasti zájmu - hrudníku nedonošeného novorozence. Dalším předpokladem bylo prokázání snížené radiační dávky pomocí zrekonstruovaného kolimátoru.

Před výrobou kolimátoru jsme museli prozkoumat samotnou konstrukci mobilního přístroje Shimadzu Dart Evolution. Potřebovali jsme získat přesné parametry, abychom mohli vytvořit nosný rámeček, který simuluje reálné pole při snímkování novorozence. Pokud bychom měli nosný rámeček příliš tenký, prohýbal by se pod tíhou olovněných plátů, jestliže by byl naopak příliš široký, tak bychom kolimátor nedokázali zasunout do drážek vystupujících z rentgenky. Další obavou bylo umístění KAP- metru. Jestliže by se KAP- metr nacházel nad umístěným kolimátorem, došlo by k nepřesnému měření hodnot. Tuto potenciální překážku jsme však vyloučili. KAP- metr se skutečně nacházel pod kolimátorem. Kolimátor jsme vyrobili z PMMA materiálu. Jako prostředek k zmenšování ozařované plochy nám posloužily olovněné pláty, které jsme získali rozstříháním olovněného plechu. Takto zhotovený kolimátor jsme měli připravený pro zahájení našeho výzkumu.

Pro porovnání radiační zátěže jsme si zvolili hodnoty vstupní povrchové kermy a plošné kermy, které se mění v závislosti na velikosti ozařované plochy. Měření vstupní povrchové kermy a plošné kermy se provádělo po tři expozice a poté se vypočítala průměrná hodnota obou parametrů. Pro testovací snímky jsme si vybrali deset nedonošených novorozenců s různou hmotností. Z PACSU jsem získala pomocí vzdálenostní přímky potřebné parametry pro výpočet plochy bez kolimace a s kolimací. Na základě těchto hodnot jsme mohli nastavovat pomocí zrekonstruovaného kolimátoru konkrétní velikost ozařovaného pole podle jednotlivých novorozenců.

Při vyhodnocování výsledků jsme zjistili, že vlivem zmenšení plochy došlo sice k minimálnímu poklesu vstupní povrchové kermy, ale plošná kerma klesla až o 25 %. Tato fakta tedy potvrzují zmenšení radiační zátěže. Logickou úvahou můžeme tedy říci, že pokud nám dávka zůstala konstantní (vstupní povrchová kerma) ale plocha (plošná kerma), a tudíž i objem, se zmenšuje, tak je radiační zátěž skutečně podstatně snižena. Dávka

zůstala stejná, ale byla pohlcená v menším objemu. To znamená, že celkově je efektivní dávka výrazně menší.

Výsledkem našeho výzkumu jsou potvrzené následující předpoklady. První stanovený předpoklad se nám podařilo splnit, tedy výroba kolimátoru odpovídající tvaru pacienta. Na základě získaných hodnot při měření jsme potvrdili i druhý předpoklad, a sice, že zrekonstruovaný kolimátor má vliv na snížení radiační zátěže při snímkování.

## ZÁVĚR

Bakalářská práce se zabývá optimalizací radiačního pole při snímkování novorozenců. Za pomoci mého vedoucího bakalářské práce Mgr. Pavla Nedbala a radiologického fyzika Ing. Tomáše Pokorného jsme vypracovali návrh, který by mohl být využit v praxi jako užitečný nástroj zvýšení úrovně radiační ochrany při snímkování nedonošených novorozenců. Ačkoliv jsou již expoziční parametry pro snímkování novorozenců na Neonatologickém oddělení Plzeň skutečně nízké, považujeme výsledky našeho výzkumu, tedy snížení radiační dávky za opravdový přínos pro radiační ochranu dětí jako takovou. Toto zjištění jasně hovoří o základním pravidlu rentgenologických asistentů, kteří musí toto pravidlo dodržovat, a to je pravidlo clonění. Díky použité kolimaci jsme zmenšili ozařovanou plochu a eliminovali možnost vzniku sekundárního záření, jehož intenzita představuje podstatné množství intenzity záření primárního, které působí negativně na organismus malého dítěte a na vzniklý obraz.

Prvním stanoveným předpokladem byl návrh a výroba doplňkového kolimátoru, který odpovídá oblasti zájmu. Na základě zdárného zhotovení doplňkového kolimátoru jsme náš předpoklad potvrdili. Podařilo se nám zrekonstruovat doplňkový kolimátor odpovídající tvaru novorozeneckého těla, který zmenšil ozařovanou plochu. Například u nedonošeného novorozence vážícího 0,6 kg, kdy ozářená plocha bez kolimace měla velikost 46 cm<sup>2</sup> ale již s použitím naší kolimace se velikost plochy snížila na 37,1 cm<sup>2</sup>. To znamená, že došlo o 19% zmenšení plochy.

Druhým stanoveným předpokladem bylo prokázání snížení radiační zátěže vlivem doplňkové kolimace. Tento předpoklad jsme také potvrdili. Z výsledků měření bylo patrné, že radiační zátěž skutečně klesla v důsledku zmenšení ozařovaného objemu. Opět jako příklad uvedeme nedonošeného novorozence vážícího 0,6 kg, kdy plošná kerma měla hodnotu bez použití kolimace 0,10 μGym<sup>2</sup> a s použitím kolimace klesla na hodnotu 0,08 μGym<sup>2</sup>. Plošnou kermu jsme tedy snížili až o 20 %.

## LITERATURA A PRAMENY

- [1] DORT, Jiří. *Ošetrovatelské postupy v neonatologii*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2011. ISBN 9788070439449.
- [2] VOLF, Vladimír a Hana VOLFOVÁ. *Pediatric pro střední zdravotnické školy*. 2., dopl. vyd. Praha: Informatorium, 2000. ISBN 8086073629.
- [3] DORT, Jiří, Eva DORTOVÁ a Petr JEHLIČKA. *Neonatologie*. 2., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2013. ISBN 9788024622538
- [4] ŠPÁSOVÁ, Irena a Zdeňka PARÁKOVÁ, ed. *Pneumologie 2000: aktuality oboru TRN*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2000. ISBN 8086225054.
- [5] HOŘÁK, Jaromír. *Pediatrická radiologie*. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 9788024621012.
- [6] DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. Vyd. 2. (přepřac. a dopl.). Olomouc: Epava, 2000. ISBN 8086297055.
- [7] HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 9788024429014.
- [8] VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 9788024445083.
- [9] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 9788024741086.
- [10] KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus, 2005. ISBN 8086571092.
- [11] SINGER, Jan a Jindřiška HEŘMANSKÁ. *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2004. ISBN 8070407085.
- [12] VÁLEK, Vlastimil a Ivana SVÍŽENSKÁ. *Základy anatomie v zobrazovacích metodách*. Brno: Vydavatelství IDVPZ, 2001. ISBN 8070133341.
- [13] BOREK, Ivo. *Vybrané kapitoly z neonatologie a ošetrovatelské péče*. Vyd. 2. dopl. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2001. ISBN 8070133384.
- [14] CORNE, Jonathan. *RTG hrudníku, srdce a plic pro praxi*. Praha: Grada, 2004. ISBN 8024707764.

- [15] VIGUÉ, Jordi a Emilio MARTÍN ORTE. *Atlas lidského těla*. Dobřejovice: Rebo, 2005. ISBN 8072344080.
- [16] KLÍMA, Jiří. *Pediatric: [učebnice pro zdravotnické školy]*. Praha: Eurolex Bohemia, 2003. Učebnice pro SZŠ a VZŠ. ISBN 8086432386.
- [17] LISLE, David. *Imaging for students*. 4th ed. London: Hodder Arnold, c2012. ISBN 9781444121827.
- [18] ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. ISBN 9788073686697.
- [19] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 8073680572.
- [20] PROKOP, Michal. *Resuscitace novorozence*. Praha: Grada, 2003. ISBN 8024705354.
- [21] Věstník, MZ ČR, *Národní radiologické standardy*, návrh k 8.8.2009
- [22] Rentgen Bulletin, SÚRO, 12/2007
- [23] *Národní radiologické standardy: Standardy zdravotní péče* [online]. [cit. 2017-01-27]. Dostupné z: [https://www.nemlib.cz/assets/uploads/2015/10/1\\_33\\_39\\_81\\_192.pdf](https://www.nemlib.cz/assets/uploads/2015/10/1_33_39_81_192.pdf)
- [24] *Radiobiologie: Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu* [online]. [cit. 2017-01-27]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola/78/781.html>
- [25] *Radiobiologie: Stochastické účinky* [online]. [cit. 2017-01-27]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola/75/751.html>
- [26] *Modrý koník: Surfaktant* [online]. [cit. 2017-01-26]. Dostupné z: <https://www.modrykonik.cz/surfaktant/>
- [27] *Příznaky a projevy: Kongenitální lobární emfyzém* [online]. [cit. 2017-01-26]. Dostupné z: <http://www.priznaky-projevy.cz/plicni/kongenitalni-lobarni-emfyzem-priznaky-projevy-symptomy>
- [28] *WikiSkripta: Vrozené vývojové vady* [online]. [cit. 2017-01-27]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vrozen%C3%A9\\_v%C3%BDvojov%C3%A9\\_vady\\_d%C3%BDchac%C3%AD\\_soustavy](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vrozen%C3%A9_v%C3%BDvojov%C3%A9_vady_d%C3%BDchac%C3%AD_soustavy)

## **SEZNAM ZKRATEK**

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

**ICRP** - International Commission on Radiological Protection, (Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu)

**ICRU** – International Commission on Radiation Units and Measurements, (Mezinárodní komise pro složky ionizujícího záření a měření)

**WHO** – World Health Organization, (Světová zdravotnická organizace)

**IAEA** - International Atomic Energy Agency, (Mezinárodní atomová agentura)

**SÚJB** – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

**PACS** - Picture archiving and communication system, (Systém pro archivaci obrázků a komunikaci)

## SEZNAM TABULEK

Tab. 7.1: Návrh metodického listu pro snímkování novorozenců .....	28
Tab. 17.1: Expoziční parametry pojízdného rentgenu Shimadzu .....	40
Tab. 17.2: Výpočty ozářených ploch s kolimací a bez kolimace .....	45
Tab. 18.1: Hodnoty naměřené bez použití kolimace .....	47
Tab. 18.2: Hodnoty naměřené s použitím kolimace .....	48
Tab. 18.3: Procentuální rozdíl naměřených hodnot .....	48



## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: <i>Porovnání vývoje hrtanových chrupavek.</i> .....	13
Obr. 2.1: <i>Obrys dětského (plná čára) a dospělého (čárkovaně) srdce. Pohled zepředu A a zezadu B.</i> .....	15
Obr. 10.1: <i>Grafické znázornění stochastických (a) a deterministických účinků (b)</i> .....	36
<i>Obr. 14.1: 3D model kolimátoru vytvořeného v programu Siemens NX 9.0</i> .....	43
Obr. 14.2: <i>Grafické znázornění ploch s kolimací bez kolimace</i> .....	45
<i>Obr. 15.1: Snímek pacienta č.1 bez kolimace</i> .....	49
<i>Obr. 15.2: Snímek pacienta č.1 s kolimací</i> .....	49
Obr. 15.3: <i>Snímek pacienta č.2 bez kolimace</i> .....	50
Obr. 15.4: <i>Snímek pacienta č.2 s kolimací</i> .....	50
<i>Obr. 15.5: Snímek pacienta č.3 bez kolimace</i> .....	51
Obr. 15.6: <i>Snímek pacienta č.3 s kolimací</i> .....	51
Obr. 15.7: <i>Snímek pacienta č.4 bez kolimace</i> .....	52
Obr. 15.8: <i>Snímek pacienta č.4 s kolimací</i> .....	52
Obr. 15.9: <i>Snímek pacienta č.5 bez kolimace</i> .....	53
Obr. 15.10: <i>Snímek pacienta č.5 s kolimací</i> .....	53
Obr. 15.11: <i>Snímek pacienta č.6 bez kolimace</i> .....	54
Obr. 15.12: <i>Snímek pacienta č.6 s kolimací</i> .....	54
Obr. 15.13: <i>Snímek pacienta č.7 bez kolimace</i> .....	55
Obr. 15.14: <i>Snímek pacienta č.7 s kolimací</i> .....	55
Obr. 15.15: <i>Snímek pacienta č.8 bez kolimace</i> .....	56
Obr. 15.16: <i>Snímek pacienta č.8 s kolimací</i> .....	56
Obr. 15.17: <i>Snímek pacienta č.9 bez kolimace</i> .....	57
Obr. 15.18: <i>Snímek pacienta č.9 s kolimací</i> .....	57
Obr. 15.19: <i>Snímek pacienta č.10 bez kolimace</i> .....	58
Obr. 15.20: <i>Snímek pacienta č.10 s kolimací</i> .....	58

## **SEZNAM PŘÍLOH**

**Příloha č. 1:** Pacient č. 1.

**Příloha č. 2:** Pacient č. 2.

**Příloha č. 3:** Pacient č. 3.

**Příloha č. 4:** Pacient č. 4.

**Příloha č. 5:** Pacient č. 5

**Příloha č. 6:** Pacient č. 6.

**Příloha č. 7:** Pacient č. 7.

**Příloha č. 8:** Pacient č. 8.

**Příloha č. 9:** Pacient č. 9.

**Příloha č. 10:** Pacient č. 10.

**Příloha č. 11:** R/F 8 MAM Detector pro měření dopadové kermy

**Příloha č. 12:** Detector Transparent pro měření vstupní povrchové kermy

**Příloha č. 13:** Expoziční hodnoty použité při snímkování

**Příloha č. 14:** Mobilní přístroj Shimadzu Dart Evolution

**Příloha č. 15.** Neonatologický inkubátor

**Příloha č. 16.** Technický výkres kolimátoru