

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Kamila Ferková

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Kamila Ferková

Obor: Radiologický asistent 5345R0140

**SPECIFIKA VYŠETŘOVÁNÍ DĚTSKÝCH PACIENTŮ –
ANATOMICKÉ A FYZIOLOGICKÉ ODLIŠNOSTI**

Bakalářská práce

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

PLZEŇ 2017

Prohlášení:

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

V Plzni dne 31. 3. 2017.

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji Mgr. Pavlu Nedbalovi za odborné vedení práce, poskytování cenných rad a podkladů. Dále děkuji Ing. Tomáši Pokornému za zprostředkování výzkumu v prostorách Fakultní nemocnice Plzeň a za poskytování pomůcek pro výzkum.

Anotace

Příjmení a jméno: Ferková Kamila

Katedra: Katedra záchranářství a technických oborů

Název práce: Specifika vyšetřování dětských pacientů – anatomické a fyziologické odlišnosti

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

Počet stran – číslované: 61

Počet stran – nečíslované: 20

Počet příloh: 8

Počet titulů použité literatury: 20

Klíčová slova: dětský pacient – anatomie – fyziologie – skiografie – skiaskopie – radiační ochrana – přídatná filtrace – sekundární mřížka

Souhrn:

Bakalářská práce je zaměřena na anatomické a fyziologické odlišnosti dětských pacientů a s těmito odlišnostmi souvisí i speciální přístup k těmto pacientům. Speciální přístup je potřebný ve všech oblastech týkajících se rentgenového vyšetření, kterými se tato práce také zabývá, tzn. skiagrafickými a skiaskopickými vyšetřeními v pediatrii, radiační ochranou dětských pacientů a komunikací s dětskými pacienty.

Součástí práce je i kvalitativní výzkum metodou měření, zpracovaných pro přehlednost do tabulek. Výzkum se zabývá přídatnou filtrací a sekundární mřížkou a jejich vlivem na radiační zátěž pacienta a na kvalitu rentgenového obrazu. Měření je vztaženo na nejmenší dětské pacienty, tedy na novorozence, u kterých je optimalizace radiační zátěže nejzásadovější.

Annotation

Surname and name: Ferková Kamila

Department: Department of rescue services and technical fields

Title of thesis: Examination specifics of children's patients – anatomical and physiological differences

Consultant: Mgr. Bc. Pavel Nedbal, DiS.

Number of pages – numbered: 61

Number of pages – unnumbered: 20

Number of appendices: 8

Number of literature items used: 20

Keywords: pediatric radiography – anatomy – physiology – sciagraphy – fluoroscopy - radiation protection – additional filtration – anti-scatter grid

Summary:

Bachelor thesis is focused on the anatomical and physiological differences of pediatric patients and these differences are related with a special access to these patients. A special access is needed in all areas related to x-ray examination, with which this thesis also dealing, i.e. sciagraphy and fluoroscopy examinations in pediatrics, pediatric radiation protection and communication with pediatric patients.

Part of the thesis is a qualitative research method of statistical measurements in tabular form for clarity. The research focuses on additional filtration and anti-scatter grid and their influence on the radiation dose to the patient and the quality of the x-ray image. The measurement is applied to the smallest pediatric patients, i.e. to the newborns, where is the optimalization of radiation burden high-principled.

OBSAH

ÚVOD.....	10
TEORETICKÁ ČÁST.....	12
1 ANATOMICKÉ ZVLÁŠTNOSTI DĚTSKÉHO VĚKU	12
1.1 Plíce	12
1.2 Vylučovací systém.....	13
1.3 Trávicí systém.....	14
2 FYZIOLOGICKÉ ZVLÁŠTNOSTI DĚTSKÉHO VĚKU	17
2.1 Plíce	17
2.2 Vylučovací systém.....	18
2.3 Trávicí systém.....	19
3 SKIAGRAFICKÁ VYŠETŘENÍ V PEDIATRII.....	21
3.1 Nativní snímek plic	21
3.2 Nativní nefrogram.....	21
3.3 Nativní snímek břicha	21
4 SKIASKOPICKÁ VYŠETŘENÍ V PEDIATRII	22
4.1 Skiaskopie.....	22
4.1.1 Radiační ochrana ve skiaskopii	22
4.2 Skiaskopie plic	23
4.3 Skiaskopie vylučovacího systému	24
4.4 Skiaskopie trávicího systému.....	26
5 RADIAČNÍ OCHRANA DĚTSKÝCH PACIENTŮ.....	30
5.1 Principy radiační ochrany	30
5.2 Radiologické standardy.....	31
5.3 Filtrace	32
5.4 Sekundární mřížka	32
5.5 Expoziční automatika	33
5.6 Fixace pacienta	34
6 KOMUNIKACE V PEDIATRII	35
PRAKTICKÁ ČÁST	37
7 PROBLEMATIKA.....	37

7.1	Výzkumný problém	37
7.2	Cíle práce a předpoklady	38
8	METODIKA VÝZKUMU	39
8.1	Využité přístroje a pomůcky	39
8.2	Expoziční parametry	41
9	VLIV PŘÍDATNÉ FILTRACE NA SNR A NA TKÁŇOVÝ KONTRAST	42
10	PŘÍDATNÁ FILTRACE A VSTUPNÍ POVRCHOVÁ KERMA	44
10.1	Naměřené hodnoty v tabulkách	45
11	VLIV SEKUNDÁRNÍ MŘÍŽKY NA RADIAČNÍ ZÁTĚŽ A NA KVALITU SNÍMKU	47
11.1	Naměřené hodnoty zátěžových a obrazových parametrů v tabulkách	47
12	INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	64
13	DISKUZE	66
14	ZÁVĚR	70

SEZNAM LITERATURY

SEZNAM ZKRATEK

SEZNAM TABULEK

SEZNAM GRAFŮ

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHY

ÚVOD

Zobrazovací metody využívající k zobrazení ionizujícího záření jsou velmi přísně hlídaným a monitorovaným oborem, z důvodu bezpečnosti práce a správného, bezpečně aplikovaného lékařského ozáření. V oblasti pediatrické radiologie je však z důvodu biologických účinků záření, tento obor hlídán ještě přísněji a stále dochází k optimalizacím lékařského ozáření dětí – pro diagnostiku s co nejnižší radiační zátěží.

Známa fráze „Děti nejsou malí dospělí.“ je i v našem oboru velice důležitá. Dětsí pacienti jsou oproti dospělým odlišni v mnoha směrech, a to jak v oblasti anatomické a fyziologické, tak i v oblasti psychomotorického a mentálního vývoje. Senzitivita tkání a orgánů vůči ionizujícímu záření je v období vývinu (vyššího buněčného dělení) vysoká. Vzhledem k vysoké senzitivitě tkání a orgánů dítěte by měl indikující lékař velice zvážit, zda se vyšetření nedá nahradit jiným, méně zátěžovým vyšetřením, nebo zda je vyšetření vůbec potřebné.

Pro vyšetřování dětských pacientů (a nejen dětských) je zapotřebí moderní přístrojová technika s možností navolení takových expozičních parametrů, aby byl výsledný snímek kvalitní – čitelný, ale zároveň aby byla radiační zátěž pacienta minimální. Řídíme se tedy principem ALARA, čili „Tak nízké, jak je jen možné dosáhnout.“. Nedílnou součástí správného a bezpečného ozáření je zkušený radiologický asistent, který umí využít své znalosti pro nastavení vyšetřovacích parametrů dle okolností, jako je váha dítěte, diagnóza nebo různé léčebné pomůcky v podobě sádry, fixačních pomůcek, apod.

Pediatrická anatomie a fyziologie je v české literatuře popsána velmi stručně nebo vůbec. V zahraniční literatuře jsou již větší zmínky, jako je tomu u (HARDY, 2003), nebo je dokonce literatura přímo zaměřena na anatomický a fyziologický vývoj dětských jedinců.

Cílem této práce je zjistit vliv přídatné filtrace na radiační zátěž pacienta a na kvalitu snímku. Dalším cílem je zjistit, jaký vliv má sekundární mřížka na radiační zátěž a na kvalitu snímku.

V teoretické části se zabýváme odlišnostmi dětských pacientů v oblasti anatomie, fyziologie a komunikace. Dále se zabýváme samotnými skiagrafiickými a skiaskopickými vyšetřeními, která se v pediatrické radiologii provádí, a radiační ochranou směřovanou k dětským pacientům.

V praktické části práce popisujeme výzkum, který probíhal na půdě Fakultní nemocnice Plzeň – Lochotín. Výzkum je tvořen měřeními na dětském mobilním rentgenovém přístroji a na skiagraficko-skiaskopickém stacionárním přístroji. Vzhledem k měřením se jedná o statistickou metodu výzkumu, s výsledky vyjádřenými pomocí tabulek s vlastním popisem a vyhodnocením.

TEORETICKÁ ČÁST

1 ANATOMICKÉ ZVLÁŠTNOSTI DĚTSKÉHO VĚKU

Děti nejsou malí dospělí! Mají své odlišnosti oproti dospělým, jako jsou rozdílné proporce částí těla, nedovyvinuté orgány a jejich odlišná skladba. Anatomické odlišnosti a poměry dětí, od novorozence po dítě 15 let věku, jsou v literatuře popsány velmi stroze nebo vůbec.

Tabulka 1 Rozdělení dětského věku

Věk	Období
1 měsíc od narození	novorozenec
2.-12. měsíc	kojenec
1.-3. rok	batole
4.-5. rok	předškolní věk
6.-11. rok	mladší školní věk
12.-15. rok	starší školní věk
16.-18. rok	dorostenec
19.-21. rok	mladý dospělý

Zdroj: (SLEZÁKOVÁ, 2010)

1.1 Plíce

Vyvinutý novorozenec má přibližně 25 miliónů alveolů. Počet alveolů roste až do 8 let, kdy jich je asi 300 miliónů. Od 8 let počet zůstává, jen dochází k růstu velikosti, rovnoměrně s celkovým růstem plic. (HARDY, 2003)

Růst dýchacího systému je zpravidla rychlejší, než růst krční a hrudní páteře, a proto se u dětí nemůžeme řídit dle anatomických orientačních bodů, tak jako u dospělých jedinců. Např. bifurkace trachey je u dospělého v úrovni 5. / 6. hrudního obratle, u kojence je v úrovni 3. hrudního obratle a přibližně v osmi letech klesá ke 4. hrudnímu obratli. Pravá část bránice je u novorozence a kojence v úrovni 8. – 9. obratle, levá část bránice v úrovni 9. – 10. obratle. Bránice je plošší, méně vyklenutá. Vliv na velikost, tvar a funkci plic, i na hrudní stěnu, má také pánevní růst. Když pánev roste, břišní orgány sestupují do pánevní dutiny a tlak v dutině břišní se snižuje. Snižovaný tlak působí na hrudník a bránici, kdy dochází k jejich posunu směrem dolů. Posunem hrudníku a bránice se vnitřní břišní tlak vyrovnává. V důsledku toho se tvar hrudníku změní z doposud soudkovitého, s žebry horizontálně, na vyrovnaný předozadní tvar, s předními žebry níže, oproti žebřům zadním.

Tato změna tvaru hrudníku mění dosavadní břišní dýchání na dýchání diafragmatické (kostální). (HARDY, 2003)

Plíce (*pulmones*) jsou houbovitě struktury. Plicní tkáň je tvořena velkým množstvím elastického vaziva, cévami a nervy. Povrch plic je pokryt blánou poplicnicí, na ní nasedá pohrudnice, jež pokrývá vnitřní stěnu hrudního koše. Mezi těmito listy je prostor, tzv. pleurální dutina, která obsahuje řidkou tekutinu. Úkolem této tekutiny je snížit tření mezi listy a udržovat nižší, tzv. negativní tlak (podtlak), než je tlak atmosférický. Tekutina v pleurální dutině usnadňuje klouzavé pohyby při dýchání. Plíce má hrot zasahující nad klíční kost a bazi naléhající na bránici. Jsou rozděleny na laloky, které se dále dělí na segmenty a ty na lalůčky. Pravá plíce má tři laloky, levá dva laloky. Do plic vchází průdušnice, která se poté rozčleňuje na průdušky. Průdušky prochází plicí, lalokem a segmentem. Každý lalok a segment má svou průdušku. Průdušky přechází v koncové průdušinky, které vstupují do lalůček plic. Koncová průdušinka je rozdělena na respirační průdušinky a ty na alveolární chodbičky zakončené plicními váčky, jež se vyklenují do četných plicních sklípků. (MERKUROVÁ, 2008)

1.2 Vylučovací systém

Ledviny (*ren*) má novorozenec uložené velmi nízko, kdy dolní póly ledvin zasahují až do pánve, a je tak možné vyšetřovat je pohmatem, až do 2 let věku. Ledviny vystupují do bederní části až s rozdílným růstem ledvin a trupu. Jsou uloženy v retroperitoneu volně a tukové pouzdro je velmi tenké, proto jsou stíny ledvin na snímku těžce prokazatelné. Čitelnost nefrogramů zhoršuje i plynatost trávicí trubice, která nelze odstranit. Tukové pouzdro nabývá síly a ledviny se začínají upevňovat na příslušném místě až od 8 let. U kojenců je korová část relativně úzká. Normální pánvička a kalichy mohou mít různý tvar, na což musíme pamatovat při posuzování. Často se stává, že má dítě každou pánvičku tvarově jinou. Pánvička leží u kojenců a malých dětí velmi intralaterálně, teprve ve školním věku se její část dostává mimo ledvinový hilus. U novorozenců a mladších kojenců je anatomicky odlišný i nefron. Pozorujeme u nich krátké kapiláry glomerulů, nevyzrálý epitel kapilárních kliček a krátké Henleovy kličky. (DYLEVSKÝ, 2000) (HARDY, 2003) (Fyziologické zvláštnosti dětského věku, 2012)

Nadledviny (*glandulae suprarenales*) dosahují u novorozenců velikosti až $\frac{1}{3}$ ledviny, ale do 4 měsíců od porodu se dostávají až na $\frac{1}{2}$ své původní porodní velikosti.

Svou normální velikost získávají již ve školním věku, oproti ledvinám. (DYLEVSKÝ, 2000)

Močovody (*ureter*) jsou u kojenců kratší a širší, ale jejich růst je rychlý. Jsou dlouhé 5-7 cm, ve dvou letech dosahují až 15 cm. Močovody se jeví volně, vzhledem k nerovnoměrnosti jejich délky a délky trupu, a tak je v retroperitoneálním prostoru mírně zohýbaný. Zohýbání močovodu vede k častým infekcím močových cest, které se drží v ohybech. Močovody jsou fyziologicky zúžené v místě odstupu z pánviček a ve vstupu do močového měchýře. (DYLEVSKÝ, 2000) (HARDY, 2003)

Močový měchýř (*vesica urinaria*) má podélně oválný tvar a jeví se relativně větší než u dospívajících (100-200 ml). Nemá tedy v malé pánvi dostatek místa, a tak se stává spíše břišním orgánem. Velikost močového měchýře je individuální a věkově odlišná, proto bývá těžší rozeznat normální velikost od patologického zvětšení. Na dně malé pánve se usazuje až ve školním věku a dostává příčně oválný, popř. kulovitý tvar. (DYLEVSKÝ, 2000)

1.3 Trávicí systém

Hltan (*pharynx*) novorozence je krátký (asi 4 cm) a je položen níže, než u dospělého člověka. Růst částí hltanu je nerovnoměrný. Nosohltan (*nasopharynx*) je v dětství krátký (asi 2 cm), i když roste nejrychleji. Vývoj hltanu se ukončuje až mezi 15. a 18. rokem života a dosahuje konečné délky dvanácti centimetrů. (DYLEVSKÝ, 2000) (MERKUROVÁ, 2008)

Délka jícnu (*oesophagus*) novorozence je 10-16 cm a vzhledem k trupu je poměrně krátký. Probíhá přímo, později se lehce ohýbá směrem ventrálně. Do dvou let roste rychleji, než celé tělo a hrudní páteř. Toto zapříčinění způsobuje ventrální prohnutí a vyšší pohyblivost jícnu. Vnitřní průsvit novorozeneckého jícnu je v šířce asi 4 milimetrů. U ročního dítěte je průsvit již 12 mm a u dospělého jedince asi 20 mm. (DYLEVSKÝ, 2000)

Žaludek (*ventriculus, gaster*) kojence má příčně oválný nebo vakovitý tvar. U batolat a dětí předškolního věku nabývá žaludek postupně hákovitého tvaru nebo tvaru býčího rohu. Podélná osa žaludku tedy probíhá šikmo, později rovnoběžně s páteří. První peristaltické vlny pozorujeme až ve 3-4 měsících. (HLADÍK, 1963)

Játra (*iecur, hepar*) jsou u novorozence velice velkým orgánem. Tvoří cca 5 % tělesné hmotnosti (120-150 g), oproti dospělému jedinci, kde játra tvoří pouze 2,5-3 %. Novorozenecká játra jsou v rozsahu od pravého až po levé podžebří a pravá oblá část jater zasahuje až po crista iliaca. Již asi u tříletého dítěte se játra posouvají pod žeberní oblouk, vzhledem k rychlému růstu trupu. Pravá a levá část jater jsou u novorozence stejnoměrné, ba někdy bývá pravá část větší, což je naprostou odlišností, v porovnání s dospělým. (DYLEVSKÝ, 2000)

Žlučník (*vesica fellea*) se svou anatomickou stavbou nijak významně neliší, jen velikostí, která s věkem roste. Je válcového, popř. hruškovitého tvaru a leží na spodině jater, v příslušném výřezu. U novorozence dlouhý 5-7 cm, u dospělého 10-12 cm. Žluč z jater odtéká pravým a levým žlučovodem, které se sbíhají v jaterní vývod. K jaternímu vývodu se připojuje vývod žlučníku a ten dále pokračuje jako žlučovod, jež ústí na papilla Vateri. U novorozence je samotný vývod delší, než žlučovod, což je u dospělého pravým opakem. (DYLEVSKÝ, 2000)

Slinivka břišní (*pankreas*) novorozence je malá, o délce 4-6 cm a váze 2-3 gramy. Ještě není znatelné rozdělení na hlavu, tělo a ocas. Její růst je poměrně rychlý, své konečné velikosti dosahuje již 13. rokem života. Pankreatická šťáva je produkována již nitroděložně. (DYLEVSKÝ, 2000)

Dvanáctník (*duodenum*) novorozence se skládá z pravidelných prstenců. Tento tvar se kolem jednoho roku života mění ve tvar podkovovitý. Duodenum mění svůj tvar i v rámci náplně žaludku a tenkého střeva, s průběhem potravy trávicím systémem se také mění. U novorozence měří 7-10 cm a oproti ostatním úsekům střeva roste pomalu. (DYLEVSKÝ, 2000)

Poměr tenkého střeva (*intestinum tenue*) a trupu, oproti dospělým, je u dětí do tří let nerovnoměrný. Tenké střevo je u novorozence tenkostěnné, vzhledem k nedostatečnému vývoji svalstva. Postupně dochází k přibývání podélné svaloviny a ke zvýšení klků jejunu a ilea. Sliznice je obohacena mízními a krevními cévami. Délka u novorozence je v rozmezí 34-46 cm a u ročního dítěte až 2 m. Kličky tenkého střeva přiléhají k břišní stěně, neboť velká předstěra je krátká a kličky nepřekrývá. Do pánve se tenké střevo sesouvá až po druhém roce života, kdy se pánev zvětšuje. (DYLEVSKÝ, 2000) (HARDY, 2003)

Tlusté střevo (*intestinum crassum*) a jeho topografie se mění v průběhu celého dětství. Délka střeva odpovídá velikosti těla. Asi do čtyř let je vzestupný tračník (*colon ascendens*) krátký a je svou délkou srovnatelný se sestupným tračníkem (*colon descendens*). Až kolem sedmého roku se úseky tlustého střeva dostávají do správného poměru. U novorozenců je typické obloukovité prohnutí příčného tračníku (*colon transversum*). Haustra tlustého střeva se u novorozenců nenacházejí, z důvodu nepřítomnosti peristaltických vln. Peristaltické vlny se objevují až v batolecím věku a k tomu se přizpůsobuje i slizniční reliéf střeva. Tlusté střevo novorozence je také ochuzené v množství svaloviny a slizniční řasy. U konečníku (*rektum*) je tomu naopak, a tak poměrně často dochází u kojenců a batolat k vyhřeznutí sliznice konečníku, k tzv. prolapsu rekta. Celková stavba svaloviny a slizničních řas je dokončena ve 3-4 letech. Novorozenecké slepé střevo (*caecum*) je poměrně krátké, konického tvaru. Vzhledem ke krátkému vzestupnému tračníku, je slepé střevo položeno poměrně vysoko, až nad hřebenem kosti kyčelní. Slepé střevo se svou polohou a svým tvarem podobá tomu dospělému ve 2. až 3. roce života. Jelikož je slepé střevo uloženo vysoko, je svou polohou variabilní i červovitý přívěsek (*apendix*). Tento červovitý přívěsek se dostává do své konečné polohy, tedy do pravé jámy kyčelní, až kolem 14 let věku. Konečník (*rektum*) je dosti roztažlivý a dlouhý. Při jeho maximálním naplnění vyplňuje celý prostor pánve a může tak docházet k utlačování obou močovodů. Vyprazdňování je u novorozenců automatické, vzhledem k nedovyvinuté svalovině svěračů rekta. Tlak způsobený náplní rekta vyvolává tzv. defekační reflex, který je u nejmenších nekorigovaný. (DYLEVSKÝ, 2000) (HARDY, 2003)

2 FYZIOLOGICKÉ ZVLÁŠTNOSTI DĚTSKÉHO VĚKU

2.1 Plíce

Po narození dochází k adaptační kardiopulmonální přestavbě. Jako první dochází k provzdušnění plic, neboť u nitroděložního plodu je bronchoalveolární systém naplněn tekutinou, jež produkují plíce. Tato tekutina je pomocí dýchacích pohybů předávána do plodové vody. O stupni zralosti plic vypovídá množství surfaktantu v plicích. Jedná se o směs fosfolipidů, bílkovin a iontů. Tato látka snižuje povrchové napětí v alveolech, na rozhraní tekutina-vzduch. Zvyšuje se tak poddajnost plic a tím se usnadňuje dýchání. Produkce surfaktantu začíná v šestém až osmém měsíci těhotenství. Jeho nepřítomnost, popř. nedostatečnost, v případě předčasného narození, způsobuje kolaps alveolů, tedy ztížené dýchání. Výměna vzduchu za tekutinu probíhá již během průchodu porodním kanálem, vlivem stlačení hrudníku. Interpleurální tlak klesá při první vdechu na -3 až -10 kPa a plíce nasají 35-70 ml vzduchu. Poté, co se hlavička dostává z porodních cest, dochází asi za 20 sekund k velkému aktivnímu vdechu. Do 90 sekund od prvního vdechu nastupuje rychlé pravidelné dýchání. Vlivem expiračních svalů a konstrikcí hlasivek se rozpínají další části plic. Tím se ulehčuje vstřebávání tekutiny, která se postupně dostává do krevního oběhu, a bílkoviny jsou následně filtrovány do lymfatického oběhu. Dechový objem novorozence je cca 20 ml a frekvence se pohybuje v rozmezí 40-60 dechů za minutu. (SLAVÍKOVÁ, 2012) (VESELÝ, 2012)

Tabulka 2 Parametry dýchání dětského věku

	Dechová frekvence	Dechový objem
Novorozenec	40-60 dechů/min.	20 ml
Kojenec	23-35 dechů/min.	50-100 ml
5 let	18-22 dechů/min.	200-350 ml
12 let	19-29 dechů/min.	350-450 ml
16 let +	12-15 dechů/min.	450-500 ml

Zdroj: (SLAVÍKOVÁ, 2012), *vlastní*

Plicní ventilací se rozumí dýchání, a to zevní a vnitřní. Při dýchání zevním (plicní respirace) dochází k výměně plynů, tedy O₂ a CO₂, mezi organismem a vnějším prostředím. Vnitřní dýchání (tkáňová respirace) probíhá mezi krví a buňkami. (MERKUROVÁ, 2008)

Vdech (*inspirium*) je realizován stahem vdechových svalů, je to tedy děj aktivní. Žebra se zvedají za pomoci zevních mezižeberních svalů, čímž se zvětšuje hrudní dutina

pro plíce v nádechu. Plíce kopírují pohyb hrudníku a roztahují se. Při roztažení plic rapidně klesá intrapulmonální tlak pod hodnotu tlaku atmosférického, čímž dochází k tlakovému spádu mezi zevním prostředím a plícemi. Tímto tlakovým spádem plíce nasávají atmosférický vzduch. Během nasávání vzduchu se tlakový spád snižuje, a to do té doby, než se vyrovnají hodnoty tlaku intrapulmonálního a atmosférického. S dosažením vyrovnání tlaků je vdech ukončen. Při nádechu se bránice oplošťuje a posouvá se o 1-2 cm dolů. Svaly břišní stěny při nádechu ochabují. Břišní stěna se tak při nádechu vyklenuje, a tím klesá nitrobřišní tlak. Břišní dutina při sníženém tlaku nevykazuje žádný odpor vůči bránici a bránice se snadno posouvá směrem dolů. (HLADÍK, 1963) (MERKUROVÁ, 2008)

Výdech (*expirium*) je realizován relaxací vdechových svalů, jde tedy o děj pasivní. Žebra a bránice zaujímají svou původní polohu a plíce se stlačují. Ve stlačených plicích vzrůstá tlak, a to nad hodnoty tlaku atmosférického. Tlakový spád se zvyšuje a vzduch z plic uniká. Výdech je ukončen při vyrovnání atmosférického a intrapulmonálního tlaku, stejně, jako je tomu u vdechu. Poslední fázi výdechu označujeme jako aktivní děj, neboť se na ní podílí stah výdechových svalů. (HLADÍK, 1963) (MERKUROVÁ, 2008)

2.2 Vylučovací systém

Ve fetálním období tvoří moč hlavní součást plodové vody, proto již v tomto období mají ledviny důležitou funkci. Po porodu zastávají roli placenty a podílejí se na udržování homeostáze a hospodaření s vodou. Vzhledem k odlišné anatomii nefronu u novorozenců a mladších kojenců, je u těchto věkových skupin snižena glomerulární filtrace a koncentrační schopnost ledvin – snižena sekrece antidiuretického hormonu. Z těchto odlišností vyplývá i snižená schopnost korigovat poruchy acidobazické rovnováhy, ale není možné, aby při přirozené výživě došlo k překročení funkční kapacity vylučovacího systému. (Fyziologické zvláštnosti dětského věku, 2012)

Základní stavební jednotkou ledviny je nefron. Základem nefronu je Bowmanovo pouzdro, v němž se nachází klubičko vlásečnic, tzv. glomerulus. Ledvina a její proces vylučuje odpadní produkty tkáňového metabolismu (močovina, kyselina močová, kreatinin, bilirubin, urobilinogen), přebytek vody a solí a cizorodé složky, jako jsou léky a jedy. (NOVOTNÝ, 2010) (MERKUROVÁ, 2008)

Z krve protékající kapilárami glomerulu se skrz stěny těchto kapilár filtruje část plazmy do Bowmanova pouzdra, pomocí krevního tlaku. Tato filtrace je takzvaná

ultrafiltrace, kdy se filtruje tekutina o stejném složení jako plazma, avšak o jednu složku méně – o bílkoviny, neboť vlastnosti stěny kapilár glomerulu i Bowmanova pouzdra brání průchodu bílkovin. Celý tento děj nazýváme *glomerulární filtrace*. Výsledkem glomerulární filtrace je ultrafiltrát, což je *primární moč*. Během 24 hodin vzniká 170-200 l primární moči - v množství vzniklého ultrafiltrátu je rozhodující tzv. *efektivní filtrační tlak*. Primární moč dále odtéká do *proximálního tubulu*, kde se ještě upravuje obligatorní *tubulární resorpcí*, a dochází tak k přenosu látek do okolních kapilár. Jedná se o děj velice intenzivní, neboť do krevní plazmy se zpět resorbuje převážná část látek z glomerulárního filtrátu. Tubuly tedy primární moč přefiltrují tak, že potřebné organické a anorganické látky vrátí zpět a nepotřebné odpadní látky vyloučí v definitivní moči. *Definitivní moč* tvoří pouze 1 % z primární moči, což činí asi 1,5 litru. Moč přechází do *Henleovy kličky*, v níž probíhá její konečná úprava - zahušťuje se vlivem hypertonického prostředí kolem sběracích kanálků. Výsledná moč je asi 4krát koncentrovanější, než plazma. Z Henleovy kličky přitéká do *distálního tubulu* již tekutina hypotonická, tedy o nižší osmolalitě, než má krevní plazma. Zde se vstřebávají ionty a voda. V dřevěné části hormon aldosteron zvyšuje resorpci Na^+ a snižuje resorpci K^+ . Antidiuretický hormon (ADH) umožňuje stěně tubulu propouštět vodu, která se zde tedy vstřebává. Do *sběracího kanálku* přitéká asi 10 litrů tubulární tekutiny. ADH řídí resorpci vody ve sběracím kanálku, a tím dochází ke koncentraci moči se správným pH - tedy k udržení homeostázy organismu. Zde již tedy vzniká definitivní moč, která je za fyziologických podmínek zlatožlutá, lehce aromatická a kyselá (pH 6,0). Definitivní moč odtéká z ledvin do močovodů a z močovodů do močového měchýře. V močovém měchýři roste tlak, rozpíná se a následně je moč vypuzena močovou trubicí – dochází k *mikci*. (MERKUROVÁ, 2008) (NOVOTNÝ, 2010)

2.3 Trávicí systém

Jednotlivé části trávicí trubice jsou rozmanité tvarově, polohou i funkcí, dle věku dítěte. Na nativním snímku břicha je u kojenců a dětí do 2 let vidět značná plynatost žaludku, tračníku i kliček tenkého střeva, avšak fyziologická. U novorozenců se při porodu postupně plní trávicí trubice spolykaným vzduchem. Vzduch zaplní celou trubicí za 18 – 24 hodin po narození. (HLADÍK, 1963)

Kaudální část *jícnu* se u kojenců většinou výrazně rozšiřuje, proto může docházet k městnání, hlavně v části těsně nad kardií žaludku. U mnoha novorozenců a kojenců nastává zpětný chod stravy ze žaludku do jícnu (reflux), tento stav je ale fyziologický.

U pacientů v 1. týdnu života byl reflux prokazatelný u 80 % vyšetřovaných. Nejspíše je to vlivem lehce opožděné neuromuskulární souhry kardiie. (HLADÍK, 1963)

Fyziologická kapacita *žaludku* u novorozence je cca 7 ml tekuté stravy. S růstem žaludku narůstá i jeho kapacita – u čtyřletého dítěte již asi 700 ml. Díky podélným řasám a hlubokým zářezům v nich, má žaludek velkou plochu pro vstřebávání. Svěrač žaludku novorozence není dostatečně vyvinutý, a proto snadno dochází k zpětnému chodu potravy do jícnu – gastroesofageální reflux. Žaludeční šťáva má nižší pH, štěpí bílkoviny a sráží mléko, aby traktem procházelo pomaleji a bylo lépe využito. Až ve 3 – 4 měsících věku můžeme pozorovat první jemné peristaltické vlny, a to v krajině před pylorem. Do této doby se žaludek kojence vyprazdňuje jedním velkým stahem a jeho vyprázdnění je rychlejší, než u novorozence. U batolat a dětí předškolního věku jsou peristaltické vlny již zřetelnější a velice podobné jako u dospělých, tzn. v kaudálních 2/3 žaludku – tělo a pylor žaludku. (Fyziologické zvláštnosti dětského věku, 2012) (HLADÍK, 1963)

Duodenum je dobře zobrazitelné pouze v pravé šikmé nebo bočné projekci. Bulbus duodena u kojence je malý, oválného tvaru a je těžce prokazatelný, neboť je uložen ventrodorsálně a žaludeční obsah jím jen „proletí“. V pozdějším věku dostává mitrovitý tvar a plní se pomaleji, tudíž je již lépe prokazatelný. *Jejunum a ileum* je v kojeneckém věku bez přítomnosti slizničního reliéfu. Pasáž tenkým střevem je pomalejší, tudíž obsah střeva vstupuje do céka po 4 – 6 hodinách. U batolat a dětí předškolního věku je již znatelný slizniční reliéf a náplň tenkého střeva je oproti kojeneckému období souvislá. (HLADÍK, 1963)

Náplň *tlustého střeva* je segmentována, podobně jako v ileu. Kojenecký tračník má mnohem rychlejší motilitu, než u starších dětí. Asi za 8 hodin se začne plnit střevním obsahem sestupný tračník a sigmoideum. U kojenců a u případů, kdy je ve střevě nedostatečná resorpce vody, zůstává obsah kašovitý. K plnému vyprázdnění dochází asi za 24 hodin. (HLADÍK, 1963)

3 SKIAGRAFICKÁ VYŠETŘENÍ V PEDIATRII

3.1 Nativní snímek plic

Nativní snímek plic musí být indikován jen v případech, kdy je to nutné. Například, pokud je fyzikální nález chudý a snímek plic by měl v tomto případě větší přínos. To spíše platí u kojenců a malých dětí, neboť nám nedokážou říct, kde je bolí a jaký problém mají. (HLADÍK, 1963) (VOMÁČKA, 2012)

Základním skiagrafickým vyšetřením plic je nativní snímek plic v zadopřední, popř. v předozadní projekci. Jako doplňující vyšetření provádíme bočnou projekci plic. Při snímkování dětí je zapotřebí zkušeností radiologického asistenta, aby byl snímek ostrý a nebyla potřeba opakovaného snímkování. Nejmladší pacienti nespolupracují a brání se, proto se snažíme dítě znehybnit, ať už fixačními pomůckami nebo přidržení třetí osobou. Pro ostrost snímku volíme raději vyšší kilovoly a co nejkratší expoziční čas. Vyšetřovaným pacientům vykrýváme zástěrkou dolní polovinu těla. (HLADÍK, 1963) (VOMÁČKA, 2012)

3.2 Nativní nefrogram

Nativní nefrogram slouží pro hodnocení kalcifikací a konkrementů v ledvinách (urolitiáza). Na snímku lze hodnotit pouze konturu ledvin, ale ne vždy – záleží na náplni trávicího traktu. Pro toto vyšetření je nutné, aby pacient neměl v trávicím traktu plyn, neboť ledviny na snímku překrývá. Menší děti nelze na toto vyšetření připravit, vzhledem k plynatosti, a proto se u nich neprovádí.

3.3 Nativní snímek břicha

Provádí se téměř při každém onemocnění trávicího systému – při náhlých příhodách břišních. Posuzujeme plynatost trubice, rozložení plynu, popř. dislokaci plynu (pneumoperitoneum).

Snímkuje se ve stoje, popř. ve visu, dle věku dítěte. Pokud tuto vertikální polohu zdravotní stav neumožňuje, provádíme předozadní snímek vleže na levém boku nebo bočný na zádech horizontálním paprskem. Zachycujeme bránice a oblast malé pánve, chlapcům vykrýváme gonády. (HLADÍK, 1963)

4 SKIASKOPICKÁ VYŠETŘENÍ V PEDIATRII

4.1 Skiaskopie

Sledování dynamiky orgánů v reálném čase pomocí rentgenového záření. Dynamiku je zapotřebí zdůraznit kontrastní látkou. Provádí se monokontrastní a dvojkontrastní vyšetření, u dětí však pouze monokontrastní. Monokontrastní vyšetření se provádí pouze s pomocí pozitivní kontrastní látky, která nám zvyšuje absorpci záření ve vyšetřovaném orgánu, a ten se tak jeví jako světlý. Pozitivní kontrastní látky rozdělujeme na baryové a jodové. U nejmenších dětí, v případě perorálního podání KL, však užíváme pouze jodové, neboť u malých pacientů je všeobecně vyšší riziko vdechnutí. Vdechnutí baryové kontrastní látky by mohlo dítě ohrozit na životě, v závislosti na prostoupení látky do kapilár přes alveoly a následné intoxikaci organismu.

4.1.1 Radiační ochrana ve skiaskopii

▶ Senzitivita orgánů a tkání dítěte je až 10krát vyšší, než u dospělého člověka, proto je potřeba striktně dodržovat princip ALARA – as low as reasonably achievable. Princip ALARA slouží k maximálně možnému snížení dávky, které můžeme rozdělit na radiologem neovlivnitelné a radiologem ovlivnitelné. Snížení dávky radiologem neovlivnitelné zahrnuje skiaskopické vyšetřovací přístroje a jejich nastavení. V dnešní době výhradně používáme skiaskopii pulzní, kdy prosvěcujeme pacienty v určitých intervalech, např. 4 snímky za sekundu, ale výsledný dynamický obraz se jeví jako kontinuální. Personál má možnost nastavit frekvenci pulzu a délku jednotlivých pulzů. U dětí volíme nižší délku pulzu, která postačuje k diagnostice, a to 2-10 ms. Takto krátké pulzy nám zajišťují nižší radiační zátěž pacienta a zamezují vzniku pohybových artefaktů. Ke snížení dávky radiologem ovlivnitelné patří vymezení indikací pro vyšetření, vymezení radiačního pole, správné nastavení expozičních parametrů a neuzítí sekundární mřížky. Indikující lékař by měl vyšetření indikovat zcela uvážlivě tak, aby přínos vyšetření převyšoval nad možnými riziky z ozáření, tedy nad stochastickými účinky. Kolimace by měla být co největší, pro snížení dávky a zvýšení kontrastu – kvality snímku. U vyšetřování dětských pacientů vyjímáme z přístroje sekundární mřížku, jež je uložena mezi pacientem a receptorem obrazu a slouží k vychytávání sekundárního záření. Sekundární záření vzniká při interakcích rentgenového záření v těle pacienta, jehož množství se mění s objemem vyšetřované oblasti. Čili, čím menší objem oblasti/pacienta, tím menší množství sekundárního záření, a tím menší nepříznivé ovlivnění kontrastu snímku. U dětí asi do 40 kg je vzniklé množství sekundárního záření tak malé, že nemá

zásadní vliv na kvalitu snímku. Sekundární mřížka s sebou nese i negativní aspekt, a to, že s jejím použitím je potřebné zvýšit množství primárního záření. Mřížka by nám nepřinesla žádné zlepšení kvality snímku, jen by se navýšila radiační zátěž pacienta. (Současný pohled na indikace a IVU u dětí, 2013)

Velmi důležitá je spolupráce s pacientem. Jako nutnost sledujeme znehybnění pacienta, které zabraňuje vzniku pohybové neostrosti snímků a nutnosti opakování vyšetření, pro správně provedenou projekci. Tím jen prodlužujeme skiaskopický čas a ve spojitosti s ním zvyšujeme radiační zátěž. K zabránění pohybu u nejmenších využíváme fixačních pomůcek. U větších dětí napomáhají hračky a u starších dětí dostatečná informovanost, která by měla probíhat i během vyšetření. Avšak hlavním zklidňujícím prostředkem, týkající se všech věkových kategorií dětského věku, je přítomnost rodičů. Nesmíme opomenout komunikaci s pacientem. Vyšetření je doprovázeno psychickou zátěží jak dítěte, tak i rodičů. Možností, jak se vyhnout psychické zátěži je více. Jako nejvhodnější však sledujeme poskytnutí informací o vyšetření v dostatečném předstihu, např. odkazem na webové stránky s informacemi, nebo brožurky. Je prakticky prokázáno, že děti, které jsou seznámeny s nepříjemnými aspekty již před vyšetřením, snášejí průběh vyšetření mnohem lépe. (Současný pohled na indikace a IVU u dětí, 2013)

Nutné je chránit před zářením personál a rodiče. K tomu máme k dispozici ochranné pomůcky, jako jsou olověné zástěry, límce, rukavice, brýle, apod. Radiační zátěž personálu také snižuje vhodně zvolené skiaskopické zařízení, kdy se využívá pulzní skiaskopie (3-15 pulzů/s) se zdrojem záření umístěným pod pacientem (pod skiaskopickým stolem).

4.2 Skiaskopie plic

Skiaskopie plic se v dnešní době takřka neprovádí. Vyšetření je nativní, bez využití kontrastní látky, neboť posuzujeme pouze dynamiku plic a bránice, popř. patologie, které byly špatně popsitelné na nativním skiagramu. Indikujeme ji s velkou opatrností a až po zhotovení a zhodnocení nativního snímku plic. Vhodnými indikacemi pro toto vyšetření jsou neurčitá zastínění v plicním poli, podezření na retrokardiálně uložená ložiska, podezření na vyšší stav bránice, apod. Při skiaskopii plic u nejmenších využíváme třetích osob, pro držení dítěte ve visu. Pacient i třetí osoba jsou chráněny ochrannými pomůckami

– pacient zástěrkou na dolní polovině těla; přidržující osoba rukavicemi a zástěrou. Větší děti se vyšetřují vstoje, pokud to jejich zdravotní stav umožňuje. (HLADÍK, 1963)

4.3 Skiaskopie vylučovacího systému

Současnost

Skiaskopie močového systému je nejčastější skiaskopické vyšetření u dětí v Evropě. Většinu diagnóz lze určit ultrasonograficky. Často se provádí sonografický screening močového systému do 72 hodin po porodu, v případě klinického podezření na vrozené vady. Skiaskopická metoda nám zobrazí i uretru, jež sonografie ani radionuklidová cystografie nezobrazí. Nejzávažnější negativní vlastností je vyšší radiační zátěž a ozáření velmi senzitivních gonád. (Současný pohled na indikace a IVU u dětí, 2013)

Intravenózní vylučovací urografie

Dříve byla IVU standardní vyšetřovací metodou, avšak v současnosti je spíše nahrazena jinými vyšetřovacími, méně zátěžovými nebo nezátěžovými metodami, jako je scintigrafie ledvin, USG, MR urografie. (Současný pohled na indikace a IVU u dětí, 2013) (VOMÁČKA, 2012)

Posouzení indikací pro toto a jiná zátěžová vyšetření, by mělo být velmi kritické. Indikacemi pro toto vyšetření jsou patologie uretry nebo kalichopánvičkového systému a jejich upřesnění. Tyto patologie bývají vrozené anomálie ledvin, např. divertikly kalichu. V případě, že je při urolitiáze ultrasonografické vyšetření nedostačující. Zobrazit urolitiázu pomocí USG je těžké, hlavně v distální části uretry, proto pro tento případ volíme možnost zátěžové intravenózní vylučovací urografie. Pro získání kvalitních informací je zapotřebí mít zachovanou funkci ledvin; v opačném případě jsou informace limitované. (Současný pohled na indikace a IVU u dětí, 2013) (Motol, 2014)

Pacient musí být před vyšetřením dobře hydratován a musí mít hladinu kreatininu v normě. Měl by 4 hodiny před vyšetřením lačnit, u kojenců doporučujeme vynechat poslední kojení. Močový měchýř musí být zcela vyprázdněn. Nativní snímek břicha před samotným vyšetřením provádíme pouze v případech, kdy se jedná o kalcifikace v ledvinách, nebo o urolitiázu. Snímujeme v KUB (kidney – ureter – bladder) projekci, tj. od ledvin po močový měchýř, a cloníme co nejvíce. V další fázi aplikujeme jodovou neionickou kontrastní látku o 300 mg jodu na mililitr, kterou podáváme v určitém množství dle věku a váhy dítěte. Např. u ročního dítěte 2,5 ml/kg, u dvouletého dítěte 2 ml/kg, atd.

Asi 5 minut po aplikaci kontrastní látky zhotovíme AP snímek ledvin (bez pánve), za dalších 15-20 minut KUB projekci. Popřípadě i další cílené snímky pro upřesnění diagnózy a léčby, např. snímky ve stoje pro vyloučení ren migrant nebo snímek na břicho, pro lepší zobrazení močovodů. Z pohledu ALARA se snažíme provést jen 1-3 snímky, aby byla radiační zátěž co nejmenší. (Současný pohled na indikace a IVU u dětí, 2013) (Motol, 2014)

Mikční cystoureografie (MCUG)

Vyšetření indikováno v případě podezření na onemocnění močového měchýře nebo močové trubice. V těchto onemocněních disponují vesicoureterální refluxy, pyelonefritidy, opakované močové infekce a hydronefrózy. Vyšetření provádíme i při potížích s močením, při podezření na vrozené vady močových cest a před transplantací ledvin. (Doporučený postup provedení MCUG u dětí, 2013) (Motol, 2014)

► Pokud možno, necháme pacienta před vyšetřením vymočit, aby poté nedošlo ke zředění kontrastní látky. Pro jistotu ještě vypustíme postmikční reziduum pomocí katétru. Jedná se o invazivní výkon, tudíž musíme dítěti před výkonem podat zklidňující preparát. MCUG je můžeme provést i jako doplňující vyšetření po IVU. (Doporučený postup provedení MCUG u dětí, 2013) (Motol, 2014)

Vyšetření se provádí za přísných aseptických podmínek. Pacient leží na zádech, přes močovou trubici zavedeme do močového měchýře tenkou cévku a naplníme ho směsí kontrastní látky a fyziologického roztoku, v poměru 1:4. Plnění probíhá za občasné skiaskopické kontroly, kdy můžeme poupravit polohu katétru. Po naplnění dostatečného množství provedeme snímek v AP projekci. Předpokládané množství můžeme vypočítat dle vzorce „ $kapacita (ml) = (roky+2) \times 30$ “. Při vyšetření hodnotíme i uretru, kterou zobrazíme šikmou projekcí. Pacient provádí mikci ve stoje se speciálním nočníkem, nebo vleže, a to dle věku a schopnostech dítěte. Pro prokázání vesikoureterálního refluxu a jeho hodnocení provádíme šikmé projekce zaměřené na vesikoureterální přechod a na ledviny. Vesikoureterální reflux je děj intermitentní, není tedy většinou prokazatelný po prvním naplnění, a tak plníme močový měchýř vícekrát. Opakované plnění se nejlépe provádí u nejmenších dětí, z důvodu nevolní mikce. Katétr mezi cykly plnění ponecháváme zavedený. (Doporučený postup provedení MCUG u dětí, 2013)

Nefrostomogram

Indikací pro nefrostomogram je kontrola průchodnosti močovodu po operačním zákroku. Není potřeba jakékoliv přípravy před vyšetřením. (Motol, 2014)

Po operaci je pacientovi do ledvinné pánvičky zaveden katétr. Pacienta položíme na skiaskopické lůžko a zavedený katétr napojíme na lahev s kontrastní látkou. Kontrastní látka je ve visu a přes katétr samospádem naplňuje dutý systém ledviny. Sledujeme, jak látka putuje z ledviny do močovodu a hodnotíme jeho průchodnost. V případě neprůchodnosti se vyšetření zopakuje po několika dnech. (Motol, 2014)

4.4 Skiaskopie trávicího systému

Polykací akt

Tímto vyšetřením hodnotíme poruchy polykání, průchodnost jícnu a jeho šíři nebo různé anomálie. Polykací akt provádíme při uváznutí sousta (popř. cizího tělesa), při podezření na hiátovou hernii a divertikly, nebo jako pooperační kontrolní vyšetření. Toto vyšetření nevyžaduje žádnou speciální přípravu pacienta, provádí se ambulantně. Pouze pokud je to možné, tak se čtyři hodiny před vyšetřením nejí a u větších dětských pacientů je dobré je předem seznámit s vyšetřením. (Motol, 2014) (HLADÍK, 1963)

Podle věku dítěte provádíme vyšetření vleže na zádech, popř. vstoje. Pacientovi dáváme popíjet kontrastní látku brčkem, u nejmenších z kojenecké lahve. Starším dětem podáváme hustší baryovou kontrastní látku, menším dětem řidší jodovou, z důvodu již zmíněném v úvodu do skiaskopie. Během popíjení skiaskopicky hodnotíme průchod kontrastní látky jícnem v předozadní a šikmých projekcích. (Motol, 2014)

Pasáž trávicí trubici

Vyšetření se provádí v případě podezření na vrozené anomálie zažívacího traktu, jako kontrola funkcí traktu po operacích, při podezření na překážku nebo v případech často opakovaného zvracení. Pacient přichází na lačno, jako poslední jídlo má večeři v den před vyšetřením, u kojenců stačí vynechat poslední kojení. Tak jako u ostatních vyšetření by měly být větší dětské pacienti předem seznámeni s průběhem vyšetření. (Motol, 2014) (HLADÍK, 1963)

Nejmenší pacienty položíme na skiaskopickou sklopnou stěnu a dáme jim vypít pomocí kojenecké lahve jodovou kontrastní látku, kterou je možno smíchat s teplým čajem. Větší děti se ke skiaskopické stěně postaví a po douškách pijí baryovou suspenzi, abychom mohli ihned ze začátku vyšetření zhodnotit i pasáž jícnem, kardií žaludku

a zhodnotit reliéf žaludeční sliznice. Poté pacient baryovou suspenzi, popř. jodový preparát dopije a provedeme cílené snímky dle potřeby. Následně pozorujeme funkční a anatomické poměry žaludku v různých polohách a hodnotíme průchodnost kontrastní látky pylorem žaludku a duodenem, než se dostane do tenkého střeva. V této fázi se vyšetření ukončuje a lékař určí, v jakém časovém odstupu se pacient vrátí k provedení kontrolních snímků, kdy bude reálně zhodnotit i stav tenkého střeva. Časovým odstupem většinou bývá 1 hodina, v případě, že kontrastní látka procházela jícnem, žaludkem a duodenem vhodnou fyziologickou rychlostí. Pokud při prvotní fázi došlo ke zpomalení průchodu, nebo dokonce neprůchodnosti, určuje si lékař jiný časový odstup – až hodiny. Pro lepší vyprazdňování žaludku můžeme pacienta natočit na pravý bok s mírným přetočením na břicho nebo využíváme palpátor ke kompresi žaludku. (HLADÍK, 1963)

Irigografie

Irigografie je dvojkontrastní vyšetření, kterým zobrazujeme tlusté střevo. U dětí však provádíme vyšetření monokontrastně, kdy používáme pouze pozitivní kontrastní látku, v tomto případě tedy baryovou suspenzi. Irigografii indikujeme, pokud má dítě potíže s vyprazdňováním, při podezřeních na anomálie tlustého střeva nebo jakožto pooperační kontrola funkčnosti střeva. Hodnotíme jeho uložení, šířku, atd. (HLADÍK, 1963) (Motol, 2014)

Pacienta položíme na skiaskopický stůl a zavedeme mu rektální rourku o vhodné velikosti s množstvím znečitlivujícího gelu. Rektální rourku napojíme na nádobu s kontrastní látkou, která poté samospádem naplní tlusté střevo. V této chvíli pacient pociťuje tlak v břiše až nucení na stolici. Při vyšetření sledujeme, jak se střevo plní a polohujeme pacienta tak, aby se kontrastní látka rozmístila v celé délce střeva. Někdy je i potřeba zatlačit na břicho, pro posun kontrastní látky do vzdálenějších úseků střeva. Při sledování plnění zhotovujeme záznamové snímky dle potřeby. Ve fázi, kdy je tlusté střevo zcela naplněné, vyjmeme pacientovi rektální rourku. Po vyjmutí rektální rourky zhotovíme snímek vleže na boku se skrčenýma nohama a poté vleže na zádech s nataženýma nohama. Nato hodnotíme i vyprazdňování střeva – defekaci. U nejmenších pacientů probíhá defekace vleže na boku se skrčenýma nohama, u větších pacientů v sedě na nočníku. Zpravidla se ještě po 24 hodinách od vyšetření zhotovují kontrolní snímky, kde hodnotíme, zda nejsou ve střevě případné zbytky kontrastní látky. V případě výrazné poruchy vyprazdňování zůstává ve střevě ještě druhý den větší množství KL, a tak můžeme pacientovi podat klyzma pro vyprázdnění. (HLADÍK, 1963) (Motol, 2014)

Desinvaginace

Jedná se o konzervativní výkon, jakožto léčebné řešení *invaginace střeva*. Invaginace střeva je velmi závažný bolestivý stav, kdy dochází k vsunutí jednoho úseku střeva do druhého, jako teleskop - nejčastěji v ileocekální oblasti. Invaginaci je plně možné rozpoznat ultrasonografií, s obrazem podoby terče. Tento stav nastává u dětí obvykle od 0 do 3 let, nejčastěji však v 6 až 18 měsících. Výskyt je poměrně častý, ale asi u 90 % případů neznámé etiologie. Stěna vchlípeného úseku je utlačována, a tak dochází k malému prokrvení, čili k hypoxii stěny - hrozí tedy nekróza a následná částečná resekce střeva. Průchod střevního obsahu je přes vchlípeninu velmi obtížný nebo žádný, a dochází tak ke kumulaci obsahu před invaginací. Invaginaci proto řadíme k ileózním stavům. (REITINGER, 2005)

První volbou v léčbě invaginace je konzervativní terapie pod skioskopickou kontrolou. Pacienta položíme na skioskopický stůl a jako u irigografie zavedeme pacientovi rektální rourku a střevo plníme vodnou kontrastní látkou, popř. nálev s příměsí kontrastní látky - mluvíme tedy o hydrostatické desinvaginaci. Při plnění střeva pacienta různě polohujeme, aby se kontrastní látka dostala k požadovanému místu. Takto zobrazíme invaginaci. Po zobrazení invaginace střevo stále plníme a tlakem kontrastní látky dochází k zpětnému vychlípění zasunutého úseku střeva. V určitých případech si můžeme pomoci i vzduchem – pneumatická desinvaginace. Toto konzervativní řešení je úspěšné asi u 85 % postižených pacientů. U zbylých pacientů se v tomto případě nápravy stavu nedostane a přichází na řadu chirurgické řešení, kdy chirurg vchlípeninu velmi pomalým rotačním pohybem vysune a následně postiženou oblast zkontroluje, zda již nedošlo k nekróze střevní stěny a případně rovnou provede částečnou střevní resekci. (REITINGER, 2005)

Určení polohy pH sondy

Jedná se o nasoesofageální sondu, která má na svém konci pH metr a měří pH jícnu. Tímto měřením se snažíme ve většině případů prokázat gastroesofageální reflux (GERD), který se projevuje palčivou bolestí za sternem, palčivou bolestí epigastria, pyrózou nebo regurgitací potravy. (Motol, 2014)

Pro prokázání gastroesofageálního refluxu je třeba sondu zavést až na rozhraní jícnu a žaludku, popř. lehce nad rozhraní. Abychom se přesvědčili, zda je zavedena na správném místě, provedeme snímek jícnu a žaludku na skioskopickém pracovišti. V případě, že je potřeba polohu pH sondy změnit, konáme tak pod skioskopickou kontrolou. Sondu ponecháváme pacientovi zavedenou po dobu 24 hodin, kdy pH metr

neustále měří hodnoty pH v jícnu. Naměřené hodnoty jsou poté rozhodující k prokázání GERD. (Motol, 2014) (HRDLIČKA, 2001)

5 RADIAČNÍ OCHRANA DĚTSKÝCH PACIENTŮ

Radiační ochrana je u dětských pacientů velice důležitá. Důležitější, než u dospělých, neboť senzitivita tkání a orgánů dítěte je mnohonásobně vyšší, z důvodu vývoje tkání a orgánů – větší míra dělení buněk. U novorozence senzitivita činí sedminásobek, u nedonošence až desetinásobek senzitivity tkání a orgánů dospělého člověka.

Radiační ochranou se snažíme zabránit zdravotnímu poškození ionizujícím zářením. Zdravotní poškození, neboli zdravotní újma je pravděpodobnost vzniku somatických účinků ionizujícího záření, jako je rakovina, a vážných genetických poruch. Vážnost těchto poruch se stanovuje odhadem rizika snížení délky a kvality života. Poškození způsobené radiací dělíme na časná a pozdní. (SINGER, 2004)

Časná účinky ionizujícího záření, neboli také *deterministické účinky*, nastupují po velké jednorázové dávce a jsou prahové. Prahové proto, neboť nastupují po obdržení určitého dávkového příkonu. Riziku deterministických účinků musíme zcela zabránit. Nejvýznamnějším zástupcem deterministických účinků je akutní nemoc z ozáření, která vzniká při celotělovém ozáření. Jsou zasaženy hlavně krvetvorné orgány, trávicí ústrojí a centrální nervový systém. Mohou se vyskytovat i časná lokalizovaná poškození z lokálního ozáření, např. poškození kůže, zárodečných buněk pohlavního žlázy nebo poškození plodu. (EUROPEAN COMMISSION, 1996) (SINGER, 2004)

Pozdní účinky ionizujícího záření, tzv. *stochastické účinky*, jsou bezprahové. Není určena hranice dávkového příkonu pro vznik zdravotní újmy. Jedná se o násobky malých dávek (několik lékařských ozáření) a jejich „nabalující“ se vliv na tkáně a orgány. Dochází k somatickým nebo gametickým mutacím – vznik nádorových onemocnění. Riziko stochastických účinků se snažíme omezit. Pozdní účinky jsou buď somatické, nebo genetické. (EUROPEAN COMMISSION, 1996) (SINGER, 2004)

5.1 Principy radiační ochrany

5.1.1 Princip zdůvodnění

Tento princip říká, že lékařské ozáření musí mít odůvodnění, kterým je tedy indikace. Indikace musí mít pro diagnostiku a léčbu určitý přínos. Tento přínos musí převažovat nad možnými riziky z ozáření. Indikacemi pro lékařské ozáření dětských pacientů je ohrožení života, mokrá plíce, kýla, fraktury nebo kontrola polohy centrálního žilního katétru.

5.1.2 Princip limitování

Princip limitování pojednává o tom, že ozáření fyzických osob musí být omezováno tak, aby nebyly překročeny limity stanovené legislativou. Limity pro lékařské ozáření však neexistují. Ty jsou nahrazeny směrnými hodnotami, tzv. diagnostickými referenčními úrovněmi, které mohou být na rozdíl od limitů překročeny. I když mohou být překročeny, překračovat by se neměly. Překračují se jen v případě, že je pacient v ohrožení života. Diagnostické referenční úrovně je potřeba určit zvlášť pro dospělé a zvlášť pro děti. Na specializovaných pracovištích pediatrie radiologie mohou být DRÚ stanoveny pro děti podle váhy, například po 10 kilogramech. Samotné limity pro nelékařské ozáření dětí neexistují, jsou součástí obecných limitů pro obyvatelstvo.

5.1.3 Princip optimalizace

Princip optimalizace, neboli „ALARA – z anglického *As low as reasonably achievable*“, čili „Tak nízké, jak je jen možné dosáhnout“, pojednává o tom, že je potřeba zvolit takové vyšetřovací parametry, aby absorbovaná dávka byla co nejmenší, ale zároveň by měl být výsledný snímek/obraz takové kvality, aby nemohlo dojít k chybnému závěru. Pro dodržení principu ALARA je důležitý soubor postupů – optimalizuje se zobrazovací systém a radiační ochrana. Pro správnou optimalizaci radiační ochrany je zapotřebí kvalitních indikujících lékařů a radiologických pracovníků.

5.1.4 Zabezpečení zdrojů ionizujícího záření

Zde se nejedná přímo o princip, ale o soubor činností, které určují bezpečnost zdrojů ionizujícího záření, a které zabraňují lidem bez povolení manipulovat s těmito zdroji. Patří sem zabránění odcizení zdrojů – u pojízdných rentgenů opatření zámekem, nebo zákaz přístupu nepovolaným osobám a řádná evidence zdrojů ionizujícího záření.

5.2 Radiologické standardy

Pro správnou aplikaci principů do praxe jsou zavedeny dokumenty, které mají zaručit správné a ideální lékařské ozáření pacienta.

Národní radiologické standardy jsou souborem doporučení, sloužící jako návod pro tvorbu místních radiologických postupů. Jsou tvořeny Ministerstvem zdravotnictví České republiky a jsou zveřejněny ve Věstníku MZ ČR č. 9/2011. Při jejich tvorbě spolupracuje MZČR se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Radiologickou společností ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně. V těchto standardech jsou specifikovány požadavky na personál a na správné postupy při provádění radiologických vyšetření, stanovují se a hodnotí se zde dávky pacientů obdržené lékařským ozářením. NRS se

připravují pro každou modalitu radiologie zvláště, tzn. pro skiografii a skiaskopii, výpočetní tomografii, nukleární medicínu a radiační onkologii. (MZČR, 2011)

Místní radiologické standardy jsou popisem postupů správné klinické praxe, které zpracovává tým radiologických pracovníků (fyzik, asistent, lékař). Při klinickém auditu je posuzována shoda mezi místními a národními radiologickými standardy. Místní standard se zpracovává pro každé pracoviště, každý zdroj ionizujícího záření na pracovišti a pro každé standardní vyšetření na něm prováděné. (MZČR, 2011)

5.3 Filtrace

Filtry slouží k pohlcování měkkých složek záření, čili nízkoenergetických fotonů. Tyto nízkoenergetické fotony se absorbují již v kůži pacienta a způsobují tak nadbytečnou radiační zátěž, proto je potřeba je vyfiltrovat. Po odfiltrování těchto složek prochází pacientem tvrdší a pronikavější záření. Při průchodu tvrdšího záření dochází k nižším rozdílům v absorpci záření různě denzních tkání, a to způsobuje negativní snížení tkáňového kontrastu, ale zároveň nižší radiační zátěž. Proto je filtrace zařazena pod radiační ochranu. Filtraci máme základní - inherentní v každém přístroji a přídatnou.

Základní filtrací je hliník o síle 1,5 až 4 mm a nachází se ve výstupním okénku, těsně za rentgenkou. Síla hliníku základní filtrace se sčítá s filtrační hodnotou výstupního okénka a materiálu krytu rentgenky, tedy s primární filtrací (cca 1 mm Al). Tento součet nám udává tzv. hliníkový ekvivalent celkové filtrace. Dle množství užitých kV se určuje hodnota použitého hliníkového ekvivalentu.

Jakožto přídatná filtrace se nejčastěji používá jeden nebo více měděných plíšků o síle 0,1 až 0,2 mm. Přídatná proto, neboť ji využíváme (přidáváme) pouze v určitých případech. Mezi tyto případy patří dětští pacienti, neboť u nich je radiační ochrana více důležitá. Užíváme ji pouze u tkání s velkými absorpčními rozdíly, jako jsou plíce, nikoliv břicho - toto musí radiologický asistent vědět a využívat ji tedy s uvážením. Jak již bylo uvedeno, filtrace negativně snižuje tkáňový kontrast, ale zároveň pozitivně snižuje radiační zátěž pacienta. (EUROPEAN COMMISSION, 1996)

5.4 Sekundární mřížka

Sekundární mřížka je tvořena tenkými olověnými lamelami, mezi kterými se nachází výplň z umělého materiálu, většinou plastu. Jedná se tedy o tenkou desku, jež je uložena mezi pacientem a zobrazovacím systémem. Tato mřížka má své určité parametry,

kteře určují kvalitu mřížky. Jedním z těchto parametrů je „poměr ratio“, určující poměr výšky lamel a vzdálenosti mezi dvěma sousedními lamelami. Druhým parametrem je frekvence mřížky, neboli hustota mřížky, která udává počet lamel na centimetr.

Sekundární mřížka slouží k odclonění vlivu sekundárního záření, tedy sekundárních fotonů Comptonova rozptylu, které mají špatný vliv na kvalitu snímku. Sekundární fotony létají v jiném směru, oproti přímému letu primárních fotonů. Lamely jsou také postaveny rozběhavě, a proto se sekundární záření šíří jejich směrem a je lamelami absorbováno. Primární záření proniká z velké části výplně mřížky a prochází tedy až k zobrazovacímu elementu. Přesto je ale mírná část absorbována lamelami, proto je nutné s použitím sekundární mřížky navýšit elektrické množství – [mAs].

Vzhledem k výše zmíněnému negativu, že je s užitím sekundární mřížky potřeba navýšit mAs, je tato skutečnost v rozporu s radiační ochranou dětských pacientů. Sekundární mřížka je proto nevhodná. Množství sekundárního záření roste přímo úměrně s objemem, čili čím menší je ozařovaný objem, tím méně sekundárního záření vzniká. U nejmenších pacientů vzniká minimum sekundárního záření a toto minimum má i minimální vliv na kvalitu snímku. Využití sekundární mřížky u dětí do 40 kg je tedy nevýznamné a nevhodné.

5.5 Expoziční automatika

Úkolem expoziční automatiky je nastavit expoziční parametry tak, aby byl výsledný obraz kvalitní a zároveň zajistit nejnížší radiační zátěž pacienta. Při spuštění expozice začne ionizační komůrka měřit naakumulovanou dávku a tu porovná s referenční hodnotou. Ve chvíli, kdy naměřená hodnota překročí nastavený práh referenční hodnoty, je expozice přerušena (vypne se anodové napětí).

Expoziční automatiku u menších dětí neužíváme. Tvar a velikost ionizačních komůrek neodpovídá velikosti a variacím tvaru dětských orgánů, tudíž je nemožné, aby automatika správně naměřila a vyhodnotila prošlou dávku – nebyla by schopna dávku „doměřit“. Dávka u novorozenců a menších dětí je malá, a na to není tato technika uzpůsobena. Proto je u dětských pacientů velmi důležité dbát na správnou volbu expozičních parametrů.

5.6 Fixace pacienta

Znehybnění pacienta je velmi důležitou součástí radiační ochrany. Při znehybnění se zmenšuje riziko pohybové neostrosti a nedochází tak k nutnosti opakování snímků – ke zbytečnému zvýšení radiační zátěže. Máme několik způsobů k zabránění pohybům pacienta, jako je přidržení třetí osobou - jedná se zejména o rodiče. Vhodně volíme expoziční hodnoty, aby byla expozice co nejkratší. Využíváme základních fixačních pomůcek, jako jsou klíny, kvádry a válce nebo můžeme použít i speciální fixační pomůcky, což jsou fixační podložky pro novorozence nebo batolata a fixátory hlavy pro AP/PA a bočné projekce. Ve vážných případech, kdy není možné dítě uklidnit ani znehybnit, může být dítěti aplikováno menší množství analgosedativ náležitým odborníkem (např. Dormicum).

6 KOMUNIKACE V PEDIATRII

Komunikace personálu s dětským pacientem je velice specifická a důležitá. Kvalitní komunikace personálu s dětským pacientem vyžaduje značné zkušenosti i z několikaleté praxe. Zdravotnický pracovník by měl znát vývojové charakteristiky a zvláštnosti každého vývojového období od narození až po adolescenci. Charakter komunikace zdravotníka s dětským pacientem určují věk a řečové predispozice dítěte. Komunikace je podmíněna zdravotním stavem pacienta, typem onemocnění, intenzitou klinických příznaků a hlavně psychickým stavem dítěte. Zdravotnický pracovník by měl mluvit pomalu, jednoduše a srozumitelně. Musí být vůči pacientovi i vůči rodičům tolerantní, upřímný, lidský a musí pacientovi naslouchat, a to jak sluchem, tak zrakem, ale i empaticky - to všechno platí u dětí dvojnásob. Opravdu důležitý je úsměv. Úsměvu rozumí dítě v každém věku a působí na něj velmi pozitivně. Pokud je to možné, je velice dobré mít uzpůsobené prostředí pro děti, které má pozitivní vliv na komunikaci. Tato záležitost je na specializovaných pediatrických pracovištích takřka vyřešena. (PLEVOVÁ, 2010)

Novorozenec také komunikuje, ač se to nezdá. Reaguje na lidský hlas, napodobuje jednoduché mimické výrazy, prohlíží si přibližující se obličej a rozlišuje příjemné a nepříjemné dotyky. Novorozenec není bezbranným jedincem, ba naopak – jeho zbraní je křik. Velmi brzo pozná souvislost mezi křikem a reakcemi okolí na něj, např. krmení, přebalení, apod. Poznává klidnou řeč a reaguje na úsměvy. Z toho vyplývá, že i k novorozencům je potřeba chovat se klidně a mile. (PLEVOVÁ, 2010) (ŠPATENKOVÁ, 2009)

Kojenecká komunikace je již vyvinutější, než u novorozence. Ke kojenci mluvíme a pracujeme s ním tak, aby viděl náš obličej, a usmíváme se na něj. Mluvíme poklidně, bez jakýchkoliv změn tónu hlasu – kojeneček často poznává vzrušený, přísný nebo příliš hluboký hlas a reaguje negativně. Snažíme se používat neverbální komunikaci k utišení dítěte a k navázání kladného vztahu, v podobě hlazení, pohoupání, atd. Pokud vidíme, že dítě je ve stresu nebo se od nás stahuje, není dobré nic přehánět a vše provádět v rychlosti. (PLEVOVÁ, 2010) (ŠPATENKOVÁ, 2009)

Batole oslovujeme jménem, nejlépe v podobě, které má rádo. Mluvíme krátkými větami a jasně, srozumitelně. Velmi pozitivním přínosem pro poklidně a rychle provedené vyšetření, mají oblíbené hračky pacientů, které mají během vyšetření u sebe. Nechováme

se direktivně, neboť takto malé děti reagují na takové chování s odporem a vzdorem. V případě, že si dítě chce prosadit své, např. důrazem dupnutí nohou, zkusíme ho napodobit – dítě se zarazí, tuto situaci nečeká a má větší snahu spolupracovat. (PLEVOVÁ, 2010) (ŠPATENKOVÁ, 2009)

K dětem *předškolního věku* se vyjadřujeme stejně, jako k batolatům. Snažíme se udržovat oční kontakt a pozorujeme, jak dítě na oční kontakt reaguje, popř. kontakt vyvrátíme. V tomto dětském období je nejdůležitější naslouchat, pokud nám dítě něco sděluje, např. kde ho bolí, čeho se bojí, atd. Nešetříme pochvalami a v případě možnosti dítě oceníme za zvládnutí vyšetření nějakou drobností. Donese-li si pacient na vyšetření oblíbenou hračku, můžeme popis vyšetření aplikovat na hračky. Dětský pacient uvidí, že hračky se nic nestalo a přistoupí k vyšetření s větším klidem. V případě, že má dítě snahu s námi komunikovat, můžeme navázat konverzací o školce, kamarádech, apod. Děti velmi oceňují tzv. „dospělácký“ přístup – ten můžeme naznačit podáním ruky a představením se. (PLEVOVÁ, 2010) (ŠPATENKOVÁ, 2009)

Ve *školním věku*, tedy u dětí od 6 do 12 let, se stále snažíme používat dětský slovník, ale záleží na vyspělosti dítěte. Musíme respektovat situace, kdy dítě rozhoduje samo o sobě - nechce komunikovat, atd. V počínajícím pubertálním věku se může dítě vyjadřovat arogantně, pomocí vulgarismů. Na takové vyjadřování musíme pohlížet přirozeně, neboť je většinou zapříčiněno velkou nejistotou a zranitelností. (PLEVOVÁ, 2010) (ŠPATENKOVÁ, 2009)

Dospívajícího pacienta oslovujeme jménem, ale vykáme mu, čímž ho ujistíme o své diskrétnosti. Snažíme se používat odborné výrazy, co se týče těla a vyšetření, ale zároveň si ověřujeme, zda nám pacient rozumí. Respektujeme pacientův stud a jeho soukromí a bereme ho jako jedinečnou bytost – neohlížíme se na oděv, vzhled, úpravu zevnějšku a chování. (PLEVOVÁ, 2010) (ŠPATENKOVÁ, 2009)

PRAKTICKÁ ČÁST

7 PROBLEMATIKA

Rentgenové vyšetření dětských pacientů, zejména nejmenších dětí, je docela vážná záležitost, z důvodu jejich vysoké senzitivity tkání a orgánů. Proto se zdravotnický personál snaží vyšetření eliminovat a nahradit jej jinou, nezátěžovou metodou (USG). U plic bohužel jiná modalita vyšetření není, než rentgenové vyšetření, a tak nativní snímek plic lékař indikuje jen v situacích, kdy je ho opravdu potřeba. Například, pokud je fyzikální nález chudý, neboť nejmenší pacienti nemohou říct, co a kde je bolí - snímek plic by měl v tomto případě větší přínos.

7.1 Výzkumný problém

V praktické části naší práce se budeme zabývat problematikou snímkování novorozenců, konkrétně vyšetřovacími parametry a následným měřením výsledných údajů, týkajících se radiační ochrany a kvality snímků.

Z pohledu radiační ochrany budeme řešit vstupní povrchovou kerma a plošnou kerma, která nám určuje radiační zátěž pacienta. Čím větší plošná kerma, tím vyšší radiační zátěž – vyšší postradiační toxicita a naopak. Postradiační toxicita se v diagnostickém odvětví nesmí vyskytovat. Snažíme se udržovat stochastické účinky na minimální hodnotě – co nejméně provádět rentgenové vyšetření, co nejkratší skiaskopický čas a správné zvolení expozičních parametrů. Deterministické účinky nepřípadají v úvahu, tzn. udržené na nule.

Z pohledu kvality snímku se pokusíme vyhodnotit, zdali přídatná filtrace ovlivňuje obraz, popř. v jaké míře jej ovlivňuje. Kvalitu obrazu budeme posuzovat dle detailů nízkého kontrastu a na SNR – dle poměru signál/šum. Čím více viditelných detailů, tím lepší tkáňový kontrast a čím vyšší SNR, tím kvalitnější snímek.

7.2 Cíle práce a předpoklady

Pro naši empirickou část bakalářské práce jsme si vytyčili několik cílů, které jsme určitou metodou vyřešili. K vytyčeným cílům jsme si určili předpoklady, které jsme se snažili vlastní metodikou práce potvrdit, popř. vyvrátit.

Cíl a předpoklad 1: Zjistit, jaký vliv má přídatná filtrace na tkáňový kontrast snímku. Předpokládali jsme, že určité snížení tkáňového kontrastu bude znatelné, ale pro menší filtraci minimální.

Cíl a předpoklad 2: Zjistit, jaký význam má přídatná filtrace z hlediska radiační ochrany u novorozence. Předpokládali jsme, že radiační zátěž pacienta bude přídatnou filtrací snížena.

Cíl a předpoklad 3: Zjistit, jaký vliv má sekundární mřížka na radiační zátěž novorozence. Předpokládali jsme, že u pacienta se s použitím sekundární mřížky zvýší radiační zátěž.

Cíl a předpoklad 4: Zjistit, jaký vliv má sekundární mřížka na kvalitu snímku. Předpokládali jsme, že snímky s použitím sekundární mřížky budou stejné kvality, jako bez použití sekundární mřížky, popř. podobné kvality, s mírným navýšením šumu.

8 METODIKA VÝZKUMU

Výzkum je kvalitativní a probíhal zpracováním dat z měření v podobě statistiky. Na výzkumu jsem se podílela s vedoucím bakalářské práce Mgr. Pavlem Nedbalem a místním radiologickým fyzikem Ing. Tomášem Pokorným, a to 4 dny v průběhu listopadu roku 2016 - v období odborných praxí. K měření v areálu Fakultní nemocnice jsem dostala souhlas od manažerky pro vzdělání a výuku nelékařských pracovníků Fakultní nemocnice Plzeň – Mgr. Světluše Chabrové.

Měření probíhalo na neonatologickém oddělení Fakultní nemocnice Plzeň, s pomocí pojízdného rentgenového přístroje SHIMADZU Mobile dArt Evolution, kde jsme se věnovali tkáňovému kontrastu a přídatné filtraci. Dodržovali jsme radiační ochranu, a to tak, že jsme při snímkování dodržovali co největší vzdálenost od zdroje a schovávali se za olověnou zástěnu.

K měření na neonatologickém oddělení jsme využili vodní fantom, který odpovídal výšce hrudníku donošeného novorozence - plíce. Dále jsme použili filtrační plíšky o různých tloušťkách - měděné a hliníkové; detektory pro měření vstupní povrchové kermy a dopadové kermy a fantomový model ScF s nízko-kontrastními značkami pro skiagrafii.

Další část výzkumu probíhala na skiagraficko-skiaskopickém pracovišti kliniky zobrazovacích metod Fakultní nemocnice v Plzni. Zde jsme se věnovali sekundární mřížce z pohledu radiační ochrany a kvality snímku. Pracovali jsme se skiaskopickým přístrojem Siemens Luminos dRF Max.

K měření na skiaskopickém pracovišti jsme pracovali se sekundární mřížkou, jež je součástí přístroje, s fantomovým modelem nízko-kontrastních značek FL.18 pro skiaskopii, s plexiskly a měděnou filtrací.

8.1 Využití přístroje a pomůcky

SHIMADZU Mobile DaRt Evolution

Jedná se o skiagrafický mobilní přístroj s digitálním receptorem obrazu – flat panel. Zařízení je vhodné pro snímkování dětí do 3 let. Anoda v rentgenové lampě je vybavena dvěma ohnisky, a to malým o velikosti 0,7 mm a velkým o velikosti 1,3 mm. Vlastní filtrace je tvořena 1,5 mm hliníku; celkovou filtraci při nastavených 80 kV tvoří 3,28 mm Al. Přístroj není vybaven expoziční automatikou (AEC).

SIEMENS Luminos dRF Max

Skiagraficko-skiaskopický přístroj značky Siemens s digitálním receptorem obrazu – flat panel 43 cm x 43 cm. Je vybaven ovládacím panelem na přístroji a ovládacím panelem s páčkami v ovladovně, tzv. SmartTouch. Můžeme si zvolit vzdálenost ohnisko-detektor 115 cm nebo 150 cm.

Vodní fantom

Jako vodní fantom jsme využili lahev o výšce 6 cm, která by měla odpovídat výšce hrudníku menšího donošeného novorozence (cca 1,8 – 2,2 kg). Lahev byla naplněna vodou tak, aby v ní nebyla vzduchová bublina, která by mohla celé měření a výsledky ovlivnit.

Přídavné filtry

Jako filtry jsme používali měděné plíšky ze sady „Gammex 116“ a hliníkové plíšky ze sady „Gammex 115A“. Filtry se nacházejí v plastovém pouzdru; každý filtr o rozměrech 10x10 cm. Měděné jsme využili o tloušťce 0,1-0,3 mm, hliníkové o tloušťce 1-3 mm.

Detektory

Pro samotné měření jsme využili set detektorů RaySafe Xi, jehož výrobcem je švédská firma Unfors Instruments. Jedná se o víceúčelový přístroj s velmi jednoduchou obsluhou, pro různé měření jakosti v radiodiagnostice. Můžeme měřit dávku, dávkový příkon, expoziční čas, rychlost pulsů, dávku na puls, anodový proud nebo elektrické množství. Pomůže nám tedy rychle stanovit kvalitu rentgenového svazku.

Fantomový model Sc.F

Jedná se o fantomový model pro skiografii. Tento model obsahuje značky nízkého a vysokého kontrastu. Lze jej využít pro měření přenosu kontrastu v senzimetrii (10 detailů o průměru 5,6 mm, různý kontrast), pro měření čárového rozlišení vysokého kontrastu (0,5 až 14,3 lp/mm), pro stanovení prahové detekce malých detailů s vysokým kontrastem (17 detailů o průměru 0,5 mm) a velkých detailů s nízkým kontrastem (17 detailů o průměru 11 mm).

Fantomový model jsme využili pro určení tkáňového kontrastu při vlivu různých filtrů, neboť s použitím filtru primární svazek utvrzujeme, a to způsobuje snížení tkáňového kontrastu.

Fantomový model FL.18

Fantom pro skiaskopii se značkami vysokého a nízkého kontrastu. Model má 18 nízko-kontrastních značek, tzv. detailů. Detaily jsou kolečka o průměru 11 mm a zobrazují

nám citlivost detekce objektů s nízkým kontrastem. Vysoko-kontrastní značky měří čárové rozlišení (až do 5 lp/mm).

Sekundární mřížka

V měření jsme používali sekundární mřížku, jež je součástí skiaskopického přístroje Siemens Luminos dRF Max. Jedná se o mřížku s olověnými lamelami, s ratiem 15:1 a frekvencí $N=80$.

8.2 Expoziční parametry

Jedním z expozičních parametrů je vysoké napětí mezi katodou a anodou, které nám udává maximální energii fotonů brzděného záření. Pokud zvyšujeme napětí, mění se produkce x záření, tzn., že se mění nejen kvalita, ale i kvantita fotonů brzděného spektra. Pokud tedy navyšujeme napětí u již nastavených expozičních, je vhodné naopak snížit elektrické množství – [mAs].



Dalším expozičním parametrem je množství elektronů dané proudem rentgenky [A]. S množstvím elektronů roste přímo úměrně množství vyprodukovaných fotonů, tzn., že volbou proudu si určíme kvantitu záření. Množství fotonů v spektru záření je přímo úměrné součinu proudu [A] a expozičního času [ms], který udává délku expozice. Tento součin nazýváme elektrické množství [mAs].

9 VLIV PŘÍDATNÉ FILTRACE NA SNR A NA TKÁŇOVÝ KONTRAST

Vzdálenost ohnisko - detektor činila 85 cm. Nastavené hodnoty na rentgenovém přístroji byly takové, jaké se používají pro běžné snímkování novorozeneckých plic nedonošence na místním pracovišti, tedy katodové napětí $U = 57$ kV, elektrické množství $Q = 0,71$ mAs. Tyto hodnoty jsou vhodné pro cca 1,8kg novorozence a jsou v rozmezí doporučeném světovou zdravotnickou organizací WHO.

Vliv přídatné filtrace na tkáňový kontrast jsme posuzovali na fantomovém modelu Sc.F pro skiografii, konkrétně na nízko-kontrastních značkách. Fantomový model jsme položili na prostředek flat panelu, a tak, aby vysoko-kontrastní značky byly vzhledem k detektoru a primárnímu svazku (vycloněném do čtverce/obdélníku) úhlopříčně.

S každou filtrací, tedy i inherentní, jsme provedli 3 snímky. Snímkovali jsme s měděnými filtračními plíšky, s hliníkovými plíšky a s kombinacemi měděných a hliníkových plíšků. Snímky byly následně odeslány do nemocničního systému WinMedicalc. Snímky kontrastních značek jsme hodnotili na počítači – stanici. Na každém snímku s různou filtrací jsme počítali, kolik je viditelných nízko-kontrastních značek. Zároveň jsme si pomocí funkce „Tool“ změřili hodnotu SNR, tedy poměru signál/šum (podíl hodnot „Mean Pixel Value“ a „Standard Deviation“).

Tabulka 3 Měření hodnot poměru signál/šum pro různou filtraci; tkáňový kontrast – počet detailů

Filtrace	SNR 1. měření	SNR 2. měření	SNR 3. měření	počet detailů
inherentní 2,8 mm Al	114,80	180,40	118,39	15 detailů
0,1 mm Cu	84,52	80,59	80,88	15 detailů
0,2 mm Cu	65,34	63,51	62,07	15 detailů
0,3 mm Cu	46,21	46,80	49,62	15 detailů
1 mm Al	100,13	107,31	102,72	15 detailů
2 mm Al	90,84	88,58	90,41	15 detailů
3 mm Al	82,48	80,98	83,41	15 detailů
1 mm Al + 0,1 mm Cu	73,39	79,98	78,99	15 detailů
1 mm Al + 0,2 mm Cu	57,61	54,65	53,79	15 detailů
1 mm Al + 0,3 mm Cu	40,55	42,40	44,20	15 detailů
2 mm Al + 0,1 mm Cu	69,58	65,92	67,38	15 detailů
2 mm Al + 0,2 mm Cu	49,85	48,90	50,30	15 detailů
2 mm Al + 0,3 mm Cu	37,97	36,60	37,71	12 detailů
3 mm Al + 0,1 mm Cu	59,39	57,55	59,04	12 detailů
3 mm Al + 0,2 mm Cu	44,05	44,39	44,93	12 detailů
3 mm Al + 0,3 mm Cu	33,43	33,86	34,46	11 detailů

Na velikosti SNR má největší podíl měř. Hliník moc velký vliv na poměr signál/šum nemá. Vliv 0,1 mm Cu je srovnatelný s vlivem 3 mm Al. U kombinací filtrací se snižuje šum ve velké míře.

Počet viditelných nízko-kontrastních značek se snížil až s velkou hodnotou filtrace, která se v běžné praxi neužívá. Běžně užívaná filtrace 0,1-0,3 mm Cu nemá tedy u novorozenců na tkáňový kontrast nijak velký vliv.

Zdroj: *vlastní*

10 PŘÍDATNÁ FILTRACE A VSTUPNÍ POVRCHOVÁ KERMA

Měřili jsme vstupní povrchovou kermu s různými typy přídatné filtrace. Ke každému typu přídatné filtrace jsme provedli 3 měření, pro srovnání případných odchylek. Vzdálenost ohnisko - detektor činila 85 cm. Nastavené hodnoty na rentgenovém přístroji byly takové, jaké se používají pro běžné snímkování novorozeneckých plic na místním pracovišti, tedy katodové napětí $U = 57$ kV, elektrické množství $Q = 0,71$ mAs. Tyto hodnoty jsou vhodné pro cca 1,8kg novorozence a jsou v rozmezí doporučeném světovou zdravotnickou organizací WHO.

Nejprve jsme si za pomoci detektoru „RaySafe R/F & MAM Detector“, pro určení hliníkového ekvivalentu celkové filtrace, změřili základní inherentní filtraci, která je součástí přístroje. Detektor nám podal výsledek s hodnotou totální filtrace o 2,8 mm Al – tato hodnota není závislá na nastavených expozičních parametrech.

Dále jsme změřili za pomoci detektoru „RaySafe R/F & MAM Detector“ dopadovou kermu K_i bez přídatné filtrace. S výsledkem dopadové kermy a změřené vstupní povrchové kermy bez přídatné filtrace jsme s pomoci vzorce $B = K_e/K_i$ vypočítali faktor zpětného rozptylu B.

Tabulka 4 Měření dopadové kermy K_i

	1. měření	2. měření	3. měření
K_i [μ Gy]	31,76	31,24	31,01
Max. odchylka v měřeních činila cca 2,4 %.			

Zdroj: *vlastní*

Výpočet faktoru zpětného rozptylu:

$$B = K_e / K_i$$

$$B = 35,79/31,76$$

$$B = 1,127 \cong \underline{\underline{1,1}}$$

Nakonec jsme se v této problematice věnovali měření vstupní povrchové kermy, na niž jsme využili detektor „RaySafe Transparent Detector“, který v měření využívá i rozptýlené záření. Detektor jsme upevnili na povrch vodního fantomu, pro nás tedy na lahev naplněnou vodou. S každou filtrací jsme provedli 3 měření pro srovnání případných odchylek v měření. Celkem jsme provedli 48 snímků kontrastních značek.

10.1 Naměřené hodnoty v tabulkách

Tabulka 5 Měření vstupní povrchové kermy K_e s měděnou filtrací

Filtrace →	Inherentní	0,1 mm Cu	0,2 mm Cu	0,3 mm Cu
K_e [μ Gy] - 1. měření	35,43	13,91	7,186	4,566
K_e [μ Gy] - 2. měření	35,79	13,78	7,15	4,558
K_e [μ Gy] - 3. měření	35,2	13,67	7,119	4,497
max. odchylka v měřeních	1,68 %	1,76 %	0,94 %	1,53 %
procentuální snížení K_e		-61,13 %	-79,92 %	-87,24 %
K_e se s měděnou filtrací rapidně snižuje – o více než polovinu. To pro novorozence znamená mnohem nižší radiační zátěž.				

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 6 Měření K_e s hliníkovou filtrací

Filtrace →	Inherentní	1 mm Al	2 mm Al	3 mm Al
K_e [μ Gy] - 1. měření	35,43	25,21	17,76	14,02
K_e [μ Gy] - 2. měření	35,79	25,08	17,9	14
K_e [μ Gy] - 3. měření	35,2	24,75	17,81	13,73
max. odchylka v měřeních	1,68 %	1,86 %	0,79 %	2,11 %
procentuální snížení K_e		-29,56 %	-49,99 %	-60,83 %
Hliníková filtrace má také velký vliv na K_e , nýbrž nejde o tak rapidní snížení, jako je tomu u Cu. Zde je účinek 3 mm Al srovnatelný s 0,1 mm Cu – v praxi nám tedy postačí Cu filtrace.				

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 7 Měření K_e s kombinací filtrací 1 mm Al + 0,1 - 0,3 mm Cu

Filtrace →	Inherentní	1 mm Al + 0,1 mm Cu	1 mm Al + 0,2 mm Cu	1 mm Al + 0,3 mm Cu
K_e [μ Gy] - 1. měření	35,43	10,96	6,351	3,903
K_e [μ Gy] - 2. měření	35,79	11,08	6,372	3,807
K_e [μ Gy] - 3. měření	35,2	11,04	6,322	3,874
max. odchylka v měřeních	1,68 %	1,10 %	0,79 %	2,52 %
procentuální snížení K_e		-69,04 %	-82,20 %	-89,10 %
1 mm hliníku zde nehraje velkou roli ve snížení K_e , neboť hodnoty snížení jsou téměř stejné, jako u čistě měděné filtrace.				

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 8 Měření K_e s kombinací filtrací 2 mm Al + 0,1 - 0,3 mm Cu

Filtrace →	Inherentní	2 mm Al + 0,1 mm Cu	2 mm Al + 0,2 mm Cu	2 mm Al + 0,3 mm Cu
K_e [μ Gy] - 1. měření	35,43	8,607	5,188	3,28
K_e [μ Gy] - 2. měření	35,79	8,62	5,182	3,271
K_e [μ Gy] - 3. měření	35,2	8,549	5,16	3,24
max. odchylka v měřeních	1,68 %	0,83 %	0,54 %	1,24 %
procentuální snížení K_e		-75,92 %	-85,50 %	-90,84 %
2 mm hliníku nám ke snížení K_e pomohlo minimálně. Oproti samotné měděné filtraci se hodnoty snížení liší pouze o několik procent.				

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 9 Měření K_e s kombinací filtrací 3 mm Al + 0,1 - 0,3 mm Cu

Filtrace →	Inherentní	3 mm Al + 0,1 mm Cu	3 mm Al + 0,2 mm Cu	3 mm Al + 0,3 mm Cu
K_e [μ Gy] - 1. měření	35,43	7,545	4,474	2,922
K_e [μ Gy] - 2. měření	35,79	7,164	4,465	2,818
K_e [μ Gy] - 3. měření	35,2	7,549	4,42	2,874
max. odchylka v měřeních	1,68 %	5,37 %	1,22 %	3,69 %
procentuální snížení K_e		-78,90 %	-87,50 %	-91,84 %
Zde nastává stejná situace, jako u dvou předešlých kombinací filtrace. Ani 3 mm hliníku nám v kombinaci s měděnou filtrací nesnížily K_e nějak rapidně. Ale u kombinace 3 mm Al + 0,3 mm Cu je již natolik velké snížení, že by radiační zátěž pacienta byla opravdu extrémně malá.				

Zdroj: *vlastní*

11 VLIV SEKUNDÁRNÍ MŘÍŽKY NA RADIAČNÍ ZÁTĚŽ A NA KVALITU SNÍMKU

Vliv sekundární mřížky jsme posuzovali na skiaskopickém pracovišti kliniky zobrazovacích metod FN Plzeň. K měření jsme využili 3 a 5 plexiskel - 3 napodobují hrudník velmi malého nedonošence (cca 650 g) a 5 plexiskel jsou ekvivalentní s novorozeneckým hrudníkem (cca 2,5 kg). Vliv mřížky na radiační zátěž jsme posuzovali dle naměřených hodnot, které změřil samotný skiaskop, tedy plošnou kermu [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$] a množství záření [mAs]. Na přístroji jsme nastavovali hodnotu energie záření v rozmezí 40 až 150 kV_p; expozice probíhala v režimu úplné automatiky s aktivní střední ionizační komorou. Snímkovali jsme s fantomovým modelem FL.18, ze kterého jsme určovali limitní rozlišení nízkého kontrastu a poměr signál/šum. Vzdálenost ohnisko-detektor byla 115 cm.

11.1 Naměřené hodnoty zátěžových a obrazových parametrů v tabulkách

11.1.1 Měření bez přídatné filtrace

Tabulka 10 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV _p	s mřížkou, objekt 3 cm	bez mřížky, objekt 3 cm	procentuální snížení
40	9,5 [mAs]	3,3 [mAs]	-65,26 %
50	2,6 [mAs]	1,1 [mAs]	-57,69 %
60	1,2 [mAs]	0,5 [mAs]	-58,33 %
70	0,7 [mAs]	0,4 [mAs]	-42,86 %
81	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
90	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
100	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
109	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
121	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
129	0,3 [mAs]	0,2 [mAs]	-33,33 %
141	0,3 [mAs]	0,2 [mAs]	-33,33 %
150	0,3 [mAs]	0,2 [mAs]	-33,33 %

Z tabulky je zřejmé, že množství záření potřebné k vytvoření obrazu a určující radiační zátěž je s využitím mřížky u 3cm objektu zbytečně vysoké. Bez použití mřížky je množství záření sníženo minimálně o ¼.

Zdroj: vlastní

Tabulka 11 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV_p	s mřížkou, objekt 5 cm	bez mřížky, objekt 5 cm	procentuální snížení
40	18,5 [mAs]	5,6 [mAs]	-69,73 %
50	4,6 [mAs]	1,6 [mAs]	-65,22 %
60	1,9 [mAs]	0,7 [mAs]	-63,16 %
70	1,0 [mAs]	0,5 [mAs]	-50,00 %
81	0,7 [mAs]	0,4 [mAs]	-42,86 %
90	0,6 [mAs]	0,4 [mAs]	-33,33 %
100	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
109	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
121	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
129	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
141	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
150	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %

U 5cm objektu je situace stejná, jako u 3cm objektu. Zde je také množství záření bez použití sekundární mřížky sníženo min. o ¼.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 12 Porovnání plošné kermy u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV_p	s mřížkou, objekt 3 cm	bez mřížky, objekt 3 cm	procentuální snížení
40	3,29 [$\mu Gy \cdot m^2$]	1,15 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-65,05 %
50	1,78 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,66 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-62,92 %
60	1,12 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,49 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-56,25 %
70	0,87 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,48 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-44,83 %
81	0,80 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,44 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-45,00 %
90	0,80 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,47 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-41,25 %
100	0,79 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,50 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-36,71 %
109	0,79 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,56 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-29,11 %
121	0,86 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,59 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-31,40 %
129	0,81 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,53 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-34,57 %
141	0,91 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,59 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-35,17 %
150	0,99 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,62 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-37,37 %

Plošná kerma u 3cm objektu nemá se stoupajícími Kv_p zcela lineární spád, ale je zřejmé, jak bez použití mřížky plošná kerma klesá. Poklesy hodnot naměřených pomocí KAP metru bez sekundární mřížky nejsou zanedbatelné.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 13 Porovnání plošné kermy u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky

Kv _p	s mřížkou, objekt 5 cm	bez mřížky, objekt 5 cm	procentuální snížení
40	6,42 [μGy·m ²]	1,82 [μGy·m ²]	-71,65 %
50	3,07 [μGy·m ²]	1,03 [μGy·m ²]	-66,45 %
60	1,89 [μGy·m ²]	0,70 [μGy·m ²]	-62,96 %
70	1,37 [μGy·m ²]	0,59 [μGy·m ²]	-56,93 %
81	1,09 [μGy·m ²]	0,55 [μGy·m ²]	-49,54 %
90	0,98 [μGy·m ²]	0,58 [μGy·m ²]	-40,82 %
100	1,00 [μGy·m ²]	0,61 [μGy·m ²]	-39,00 %
109	0,98 [μGy·m ²]	0,68 [μGy·m ²]	-30,61 %
121	0,98 [μGy·m ²]	0,67 [μGy·m ²]	-31,63 %
129	1,00 [μGy·m ²]	0,73 [μGy·m ²]	-27,00 %
141	1,03 [μGy·m ²]	0,67 [μGy·m ²]	-34,95 %
150	1,12 [μGy·m ²]	0,73 [μGy·m ²]	-34,82 %

Hodnoty snížení plošné kermy u 5cm objektu jsou velmi podobné jako u 3cm objektu. Linearita spádu naměřených hodnot zde také není zcela prokázána. Poklesy hodnot naměřených pomocí KAP metru bez použití mřížky jsou celkem razantní.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 14 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV _p	s mřížkou, objekt 3 cm	bez mřížky, objekt 3 cm	rozdíl v detailech
40	17	16	-1
50	17	15	-2
60	17	14	-3
70	16	14	-2
81	16	14	-2
90	16	14	-2
100	16	14	-2
109	16	14	-2
121	15	14	-1
129	15	14	-1
141	15	14	-1
150	15	14	-1

U 3cm objektu se bez použití mřížky zmenšil počet detailů nízkého kontrastu. Tkáňový kontrast je tedy snížen, ale rozdíl není tak markantní, aby to zkušenému radiologovi znesnadnilo čtení snímku.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 15 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV _p	s mřížkou, objekt 5 cm	bez mřížky, objekt 5 cm	rozdíl v detailech
40	17	15	-2
50	17	15	-2
60	16	14	-2
70	15	14	-1
81	15	14	-1
90	14	14	0
100	15	14	-1
109	15	14	-1
121	15	14	-1
129	14	14	0
141	14	14	0
150	14	14	0

U 5cm objektu se bez použití mřížky zmenšil počet detailů nízkého kontrastu, popř. se počet nezměnil. Tkáňový kontrast je tedy snížen, nebo nepozměněn. Rozdíl není tak markantní, aby to zkušenému radiologovi znesnadnilo čtení snímku.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 16 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV _p	s mřížkou, objekt 3 cm	bez mřížky, objekt 3 cm	procentuální rozdíl
40	58,01	60,37	4,07 %
50	58,16	61,54	5,81 %
60	55,62	58,92	5,93 %
70	54,40	62,30	14,52 %
81	61,61	62,21	0,97 %
90	62,26	68,14	9,44 %
100	65,25	68,66	5,23 %
109	63,20	76,23	20,62 %
121	73,40	84,27	14,81 %
129	69,73	78,29	12,28 %
141	75,44	85,21	12,95 %
150	80,20	86,69	8,09 %

Poměr signál/šum se v případě použití sekundární mřížky i bez ní s rostoucími kV_p nelineárně zvyšuje. Procentuálně se bez použití mřížky poměr signál/šum zvyšuje od cca 1 % po cca 15 %.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 17 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky

kV_p	s mřížkou, objekt 5 cm	bez mřížky, objekt 5 cm	procentuální rozdíl
40	60,66	60,76	0,17 %
50	62,40	59,03	-5,40 %
60	58,39	55,31	-5,27 %
70	59,85	59,74	-0,18 %
81	59,22	59,08	-0,24 %
90	58,36	63,93	9,54 %
100	60,03	72,16	20,21 %
109	61,42	76,10	23,90 %
121	61,89	74,98	21,15 %
129	65,52	80,45	22,79 %
141	68,12	74,47	9,32 %
150	73,60	82,00	11,41 %

Nedá se říct, že se poměr signál/šum v případě použití sekundární mřížky i bez ní s rostoucími kV_p zvyšuje nebo snižuje. Procentuálně se bez použití mřížky poměr signál/šum zvyšuje, ale i snižuje. Pro 5cm objekt tedy nelze určit jednoznačný výstup.

Zdroj: *vlastní*

11.1.2 Měření množství záření s 3cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 18 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV_p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	23,6 [mAs]	8,5 [mAs]	-63,98 %
50	5,0 [mAs]	2,0 [mAs]	-60,00 %
60	1,9 [mAs]	0,9 [mAs]	-52,63 %
70	1,0 [mAs]	0,5 [mAs]	-50,00 %
81	0,6 [mAs]	0,4 [mAs]	-33,33 %
90	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
100	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
109	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
121	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
129	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
141	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
150	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %

V případě 3cm objektu s filtrací 0,1 mm Cu se množství záření s mřížkou i bez ní snižuje. Rozdíly hodnot u snímků bez využití sekundární mřížky jsou velké.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 19 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV_p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	52,7 [mAs]	18,9 [mAs]	-64,14 %
50	8,5 [mAs]	3,4 [mAs]	-60,00 %
60	2,8 [mAs]	1,3 [mAs]	-53,57 %
70	1,4 [mAs]	0,7 [mAs]	-50,00 %
81	0,8 [mAs]	0,5 [mAs]	-37,50 %
90	0,7 [mAs]	0,4 [mAs]	-42,86 %
100	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
109	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
121	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
129	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
141	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
150	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %

Hodnoty [mAs] u nízkých kV_p se oproti 0,1 mm Cu liší, jinak jsou téměř stejné. Snížení množství záření bez použití mřížky je téměř ekvivalentní s využitím 0,1 mm mědi.

Zdroj: vlastní

Tabulka 20 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV_p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	110,9 [mAs]	39,5 [mAs]	-64,38 %
50	13,8 [mAs]	5,6 [mAs]	-59,42 %
60	4,0 [mAs]	1,8 [mAs]	-55,00 %
70	1,9 [mAs]	0,9 [mAs]	-52,63 %
81	1,0 [mAs]	0,6 [mAs]	-40,00 %
90	0,8 [mAs]	0,5 [mAs]	-37,50 %
100	0,6 [mAs]	0,5 [mAs]	-16,67 %
109	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
121	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
129	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
141	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
150	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %

Hodnota [mAs] u 40 kV_p s mřížkou je velmi vysoká, s odejmutou mřížkou je velice snížena, ale přesto je vyšší. Hodnoty se lineárně snižují. Procentuální snížení u snímkování bez mřížky je v nižších hodnotách kV_p velmi markantní, u nižších kV_p je snížení nižší, ale ne zanedbatelné.

Zdroj: vlastní

11.1.3 Měření množství záření s 5cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 21 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV _p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	45,2 [mAs]	13,6 [mAs]	-69,91 %
50	8,5 [mAs]	2,9 [mAs]	-65,88 %
60	3,0 [mAs]	1,1 [mAs]	-63,33 %
70	1,5 [mAs]	0,6 [mAs]	-60,00 %
81	0,9 [mAs]	0,5 [mAs]	-44,44 %
90	0,7 [mAs]	0,4 [mAs]	-42,86 %
100	0,6 [mAs]	0,4 [mAs]	-33,33 %
109	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
121	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
129	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
141	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
150	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %

Množství záření se v obou případech snižuje. Hodnoty [mAs] u nízkých kV_p jsou vyšší, ale snížení bez použití mřížky je velké. Procentuální snížení [mAs] jsou velmi výrazná.

Zdroj: vlastní

Tabulka 22 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	98,4 [mAs]	29,5 [mAs]	-70,02 %
50	14,4 [mAs]	4,9 [mAs]	-65,97 %
60	4,5 [mAs]	1,7 [mAs]	-62,22 %
70	2,1 [mAs]	0,8 [mAs]	-61,90 %
81	1,2 [mAs]	0,6 [mAs]	-50,00 %
90	0,8 [mAs]	0,5 [mAs]	-37,50 %
100	0,7 [mAs]	0,4 [mAs]	-42,86 %
109	0,6 [mAs]	0,4 [mAs]	-33,33 %
121	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
129	0,5 [mAs]	0,3 [mAs]	-40,00 %
141	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %
150	0,4 [mAs]	0,3 [mAs]	-25,00 %

Rozdíl mezi nízkými a vysokými kV_p je velmi výrazný. Hodnoty [mAs] u nízkých kV poměrně vysoké, ale snížení s nevyužitím mřížky je velké. Procentuální snížení jsou markantní.

Zdroj: vlastní

Tabulka 23 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV_p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	208,8 [mAs]	60,9 [mAs]	-70,83 %
50	23,1 [mAs]	7,8 [mAs]	-66,23 %
60	6,4 [mAs]	2,4 [mAs]	-62,50 %
70	2,7 [mAs]	1,1 [mAs]	-59,26 %
81	1,5 [mAs]	0,7 [mAs]	-53,33 %
90	1,0 [mAs]	0,5 [mAs]	-50,00 %
100	0,8 [mAs]	0,5 [mAs]	-37,50 %
109	0,7 [mAs]	0,4 [mAs]	-42,86 %
121	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
129	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
141	0,5 [mAs]	0,4 [mAs]	-20,00 %
150	0,4 [mAs]	0,4 [mAs]	00,00 %

S přídatnou filtrací 0,3 mm Cu je množství záření u 40 kV_p s využitím mřížky velmi vysoké. S odejmutou mřížkou je hodnota o 70 % nižší, ale stále je oproti hodnotám z měření bet přídatné filtrace vysoká.

Zdroj: vlastní

11.1.4 Měření plošné kermy s 3cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 24 Porovnání plošné kermy u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV_p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	2,20 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,89 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-59,55 %
50	1,24 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,52 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-58,06 %
60	0,80 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,36 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-55,00 %
70	0,60 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,32 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-46,47 %
81	0,49 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,31 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-36,73 %
90	0,47 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,33 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-29,88 %
100	0,46 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,35 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-23,91 %
109	0,49 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,36 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-26,53 %
121	0,49 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,40 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-18,37 %
129	0,50 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,40 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-20,00 %
141	0,55 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,51 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-7,27 %
150	0,61 [$\mu Gy \cdot m^2$]	0,47 [$\mu Gy \cdot m^2$]	-22,95 %

Hodnoty plošné kermy se u nižších kV_p snižují, poté dochází k velmi mírnému nárůstu. Procentuální snížení je u každého měření bez sekundární mřížky – u nižších energií více než o polovinu.

Zdroj: vlastní

Tabulka 25 Porovnání plošné kermy u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	2,08 [μGy·m ²]	0,80 [μGy·m ²]	-61,54 %
50	1,11 [μGy·m ²]	0,48 [μGy·m ²]	-56,76 %
60	0,72 [μGy·m ²]	0,34 [μGy·m ²]	-52,78 %
70	0,54 [μGy·m ²]	0,28 [μGy·m ²]	-48,15 %
81	0,43 [μGy·m ²]	0,23 [μGy·m ²]	-46,51 %
90	0,42 [μGy·m ²]	0,27 [μGy·m ²]	-35,71 %
100	0,39 [μGy·m ²]	0,30 [μGy·m ²]	-23,08 %
109	0,40 [μGy·m ²]	0,29 [μGy·m ²]	-27,50 %
121	0,39 [μGy·m ²]	0,31 [μGy·m ²]	-20,51 %
129	0,39 [μGy·m ²]	0,35 [μGy·m ²]	-10,26 %
141	0,45 [μGy·m ²]	0,40 [μGy·m ²]	-11,11 %
150	0,48 [μGy·m ²]	0,39 [μGy·m ²]	-18,75 %

Plošná kerma zpočátku klesá, dále jsou hodnoty již proměnlivé. KAP hodnota u měření bez sekundární mřížky se vždy snížila. U nižších energií je snížení ztelnější.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 26 Porovnání plošné kermy u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV _p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	2,01 [μGy·m ²]	0,87 [μGy·m ²]	-56,72 %
50	1,07 [μGy·m ²]	0,46 [μGy·m ²]	-57,00 %
60	0,69 [μGy·m ²]	0,33 [μGy·m ²]	-52,17 %
70	0,51 [μGy·m ²]	0,26 [μGy·m ²]	-49,02 %
81	0,40 [μGy·m ²]	0,24 [μGy·m ²]	-40,00 %
90	0,37 [μGy·m ²]	0,22 [μGy·m ²]	-40,54 %
100	0,35 [μGy·m ²]	0,25 [μGy·m ²]	-28,57 %
109	0,35 [μGy·m ²]	0,25 [μGy·m ²]	-28,57 %
121	0,35 [μGy·m ²]	0,26 [μGy·m ²]	-25,71 %
129	0,34 [μGy·m ²]	0,28 [μGy·m ²]	-17,65 %
141	0,37 [μGy·m ²]	0,30 [μGy·m ²]	-18,92 %
150	0,38 [μGy·m ²]	0,35 [μGy·m ²]	-7,90 %

Plošná kerma zpočátku klesá, dále jsou hodnoty již proměnlivé. KAP hodnota u měření bez sekundární mřížky se vždy snížila. U nižších energií je snížení ztelnější.

Zdroj: *vlastní*

11.1.5 Měření plošné kermy s 5cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 27 Porovnání plošné kermy u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV _p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	4,35 [μGy·m ²]	1,40 [μGy·m ²]	-67,82 %
50	2,15 [μGy·m ²]	0,75 [μGy·m ²]	-65,12 %
60	1,31 [μGy·m ²]	0,50 [μGy·m ²]	-61,83 %
70	0,96 [μGy·m ²]	0,40 [μGy·m ²]	-58,33 %
81	0,74 [μGy·m ²]	0,38 [μGy·m ²]	-48,65 %
90	0,68 [μGy·m ²]	0,36 [μGy·m ²]	-47,06 %
100	0,66 [μGy·m ²]	0,41 [μGy·m ²]	-37,88 %
109	0,62 [μGy·m ²]	0,43 [μGy·m ²]	-30,65 %
121	0,61 [μGy·m ²]	0,53 [μGy·m ²]	-13,12 %
129	0,64 [μGy·m ²]	0,45 [μGy·m ²]	-29,69 %
141	0,65 [μGy·m ²]	0,48 [μGy·m ²]	-26,15 %
150	0,73 [μGy·m ²]	0,54 [μGy·m ²]	-26,03 %

Hodnota KAP metru zpočátku klesá, dále jsou hodnoty již proměnlivé. Plošná kerma se u měření bez sekundární mřížky vždy snížila. U nižších energií je snížení znatelnější.

Zdroj: vlastní

Tabulka 28 Porovnání plošné kermy u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	3,86 [μGy·m ²]	1,26 [μGy·m ²]	-67,36 %
50	1,91 [μGy·m ²]	0,68 [μGy·m ²]	-64,40 %
60	1,17 [μGy·m ²]	0,46 [μGy·m ²]	-60,68 %
70	0,85 [μGy·m ²]	0,35 [μGy·m ²]	-58,82 %
81	0,63 [μGy·m ²]	0,30 [μGy·m ²]	-52,38 %
90	0,56 [μGy·m ²]	0,30 [μGy·m ²]	-46,43 %
100	0,52 [μGy·m ²]	0,33 [μGy·m ²]	-36,54 %
109	0,49 [μGy·m ²]	0,32 [μGy·m ²]	-34,69 %
121	0,51 [μGy·m ²]	0,34 [μGy·m ²]	-33,33 %
129	0,52 [μGy·m ²]	0,36 [μGy·m ²]	-30,77 %
141	0,55 [μGy·m ²]	0,41 [μGy·m ²]	-25,45 %
150	0,53 [μGy·m ²]	0,43 [μGy·m ²]	-18,87 %

Plošná kerma je v případě využití mřížky i bez ní o něco nižší, než u předešlé filtrace. Procentuální snížení je téměř stejné, jako u filtrace 0,1 mm Cu.

Zdroj: vlastní

Tabulka 29 Porovnání plošné kermy u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV _p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	3,74 [μGy·m ²]	1,18 [μGy·m ²]	-68,45 %
50	1,80 [μGy·m ²]	0,64 [μGy·m ²]	-64,44 %
60	1,11 [μGy·m ²]	0,43 [μGy·m ²]	-61,26 %
70	0,79 [μGy·m ²]	0,34 [μGy·m ²]	-56,96 %
81	0,60 [μGy·m ²]	0,27 [μGy·m ²]	-55,00 %
90	0,50 [μGy·m ²]	0,27 [μGy·m ²]	-46,00 %
100	0,49 [μGy·m ²]	0,27 [μGy·m ²]	-44,90 %
109	0,46 [μGy·m ²]	0,28 [μGy·m ²]	-39,13 %
121	0,42 [μGy·m ²]	0,27 [μGy·m ²]	-35,71 %
129	0,46 [μGy·m ²]	0,30 [μGy·m ²]	-34,78 %
141	0,46 [μGy·m ²]	0,34 [μGy·m ²]	-26,09 %
150	0,46 [μGy·m ²]	0,38 [μGy·m ²]	-17,39 %

Hodnoty plošné kermy zpočátku klesá, dále jsou hodnoty již proměnlivé. Snížení plošné kermy s odejmutou mřížkou klesá. Procentuální snížení téměř stejné, jako u menších hodnot filtrace.

Zdroj: vlastní

11.1.6 Hodnocení tkáňové kontrastu s 3cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 30 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV _p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	rozdíl v detailech
40	17	17	0
50	17	16	-1
60	16	15	-1
70	15	14	-1
81	15	14	-1
90	15	14	-1
100	15	14	-1
109	14	14	0
121	14	14	0
129	14	15	1
141	15	16	1
150	15	15	0

Rozdíly ve viditelnosti detailů nízkého kontrastu u snímků bez využití sekundární mřížky jsou minimální nebo žádné. Přídatná filtrace 0,1 mm Cu u 3cm objektu tkáňový kontrast takřka nesnižuje.

Zdroj: vlastní

Tabulka 31 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	rozdíl v detailech
40	17	17	0
50	16	15	-1
60	15	14	-1
70	14	14	0
81	14	13	-1
90	13	13	0
100	13	13	0
109	13	13	0
121	13	13	0
129	13	12	-1
141	14	14	0
150	14	14	0

Rozdíly ve viditelnosti detailů nízkého kontrastu u snímků bez využití sekundární mřížky jsou minimální nebo žádné. Přídatná filtrace 0,2 mm Cu u 3cm objektu tkáňový kontrast takřka nesnižuje.

Zdroj: vlastní

Tabulka 32 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV _p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	rozdíl v detailech
40	17	15	-2
50	17	14	-3
60	16	13	-3
70	16	12	-4
81	15	12	-3
90	14	11	-3
100	14	11	-3
109	14	12	-2
121	13	12	-1
129	13	11	-2
141	13	11	-2
150	13	11	-2

U přídatné filtrace 0,3 mm Cu jsou již hodnoty rozdílnosti vyšší. Zde by již mohl být tkáňový kontrast snížen a čitelnost snímků by byla zhoršena.

Zdroj: vlastní

11.1.7 Hodnocení tkáňové kontrastu s 5cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 33 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV _p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	rozdíl v detailech
40	17	15	-2
50	17	14	-3
60	16	12	-4
70	16	11	-5
81	16	11	-5
90	15	10	-5
100	14	10	-4
109	14	11	-3
121	14	11	-3
129	14	10	-4
141	13	11	-2
150	13	11	-2

Bez využití mřížky se nám snížil počet detailů. Rozdíly jsou znatelnější od 60 do 100 kV_p. Čitelnost snímku by mohla být zhoršena.

Zdroj: vlastní

Tabulka 34 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	rozdíl v detailech
40	17	15	-2
50	16	14	-2
60	15	13	-2
70	14	12	-2
81	14	11	-3
90	14	10	-4
100	13	9	-4
109	13	10	-3
121	13	10	-3
129	13	11	-2
141	13	11	-2
150	13	11	-2

Počet detailů nízkého kontrastu se s odejmutou mřížkou snížil. Rozdíly jsou znatelnější, čitelnost snímku může být zhoršena.

Zdroj: vlastní

Tabulka 35 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV _p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	rozdíl v detailech
40	17	16	-1
50	16	14	-2
60	15	13	-2
70	14	13	-1
81	13	10	-3
90	13	10	-3
100	13	10	-3
109	13	10	-3
121	13	9	-4
129	11	9	-2
141	11	10	-1
150	11	11	0

Hodnoty počtu viditelných značek jsou oproti filtraci 0,2 mm Cu snižené. Max. rozdíl jsou 4 detaily, které by mohli tkáňový kontrast snížit a zhoršit čitelnost snímku.

Zdroj: *vlastní*

11.1.8 Měření poměru signál/šum s 3cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 36 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV _p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	60,34	62,22	3,12 %
50	61,07	62,6	2,51 %
60	60,82	60,72	-0,16 %
70	58,76	61,85	5,26 %
81	57,53	62,32	8,33 %
90	59,54	69,77	17,18 %
100	60,84	71,3	17,19 %
109	62,86	73,88	17,53 %
121	65,75	78,33	19,13 %
129	65,52	82,08	25,27 %
141	68,46	92,31	34,84 %
150	73,6	90,59	23,08 %

Poměr signál/šum byl bez sekundární mřížky vždy zvýšen, kromě u 60 kV_p, kdy bylo nepatrné snížení, takřka nulové. Největší rozdíl je u 150 kV_p, které se v běžné praxi nevyužívají.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 37 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	61,21	67,83	10,82 %
50	62,4	64,61	3,54 %
60	65,27	60,88	-6,73 %
70	66,13	60,37	-8,71 %
81	59,02	61,04	3,42 %
90	58,38	65,38	11,99 %
100	61,47	69,64	13,29 %
109	59,46	71,7	20,59 %
121	64,35	75,06	16,64 %
129	61,8	82,58	33,62 %
141	70,18	86,6	23,40 %
150	70,61	89,21	26,34 %

Procentuální rozdíly jsou velmi různé, pohybující se od snížení o -8,71 % po zvýšení o 33,62 %.

Zdroj: *vlastní*

Tabulka 38 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV _p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	68,8	70,49	2,46 %
50	66,99	68,54	2,31 %
60	63,67	65,72	3,22 %
70	61,91	57,57	-7,01 %
81	63,7	62,94	-1,19 %
90	61,01	62,53	2,49 %
100	62,77	70,21	11,85 %
109	62,64	66,47	6,11 %
121	64,02	72,75	13,64 %
129	62,73	76,95	22,67 %
141	67,65	77,51	14,58 %
150	68,03	83,41	22,61 %

Hodnoty se oproti předešlým filtracím mírně zvyšují, a tak i jejich poměry jsou si procentuálně velmi podobné. Rozdíly se pohybují od snížení o -7,01 % po navýšení o 22,67 %.

Zdroj: *vlastní*

11.1.9 Měření poměru signál/šum s 5cm objektem a přídatnou filtrací

Tabulka 39 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu

kV _p	0,1 mm Cu, s mřížkou	0,1 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	62,71	63,27	0,89 %
50	65,59	63,72	-2,85 %
60	61,01	58,7	-3,79 %
70	57,65	57,1	-0,95 %
81	56,8	59,82	5,32 %
90	57,84	62,62	8,26 %
100	60,39	66,73	10,50 %
109	61,53	69,91	13,62 %
121	64,52	73,8	14,38 %
129	64,27	75,11	16,87 %
141	67,25	78,22	16,31 %
150	68,27	86,69	26,98 %

Procentuální rozdíly jsou velice různé. Hodnoty se u obou případů zpočátku nijak lineárně nezvyšují a nesnižují. Od 70 kV_p se hodnoty mírně zvyšují.

Zdroj: vlastní

Tabulka 40 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu

kV _p	0,2 mm Cu, s mřížkou	0,2 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	63,99	64,42	0,67 %
50	62,95	62,95	0,00 %
60	64,5	61,51	-4,64 %
70	61,44	58,62	-4,59 %
81	54,07	57,44	6,23 %
90	59,41	60,83	2,39 %
100	63,49	63,17	-0,50 %
109	62,26	66,9	7,45 %
121	59,32	69,09	16,47 %
129	66,14	73,02	10,40 %
141	68,68	79,52	15,78 %
150	65,09	81,54	25,27 %

Procentuální rozdíly i hodnoty „s mřížkou“ a „bez mřížky“ jsou různé. Rozdíly se pohybují od -4,64 % do 25,27 %.

Zdroj: vlastní

Tabulka 41 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu

kV _p	0,3 mm Cu, s mřížkou	0,3 mm Cu, bez mřížky	procentuální rozdíl
40	65,51	68,04	3,86 %
50	63,16	65,53	3,75 %
60	60,02	63,98	6,60 %
70	62,99	60,22	-4,40 %
81	70,07	58,36	-16,71 %
90	63,78	57,48	-9,88 %
100	59,01	61,11	3,56 %
109	64,36	64,77	0,64 %
121	67,01	63,02	-5,95 %
129	61,94	67,98	9,75 %
141	62,47	71,36	14,23 %
150	63,26	78,97	24,83 %

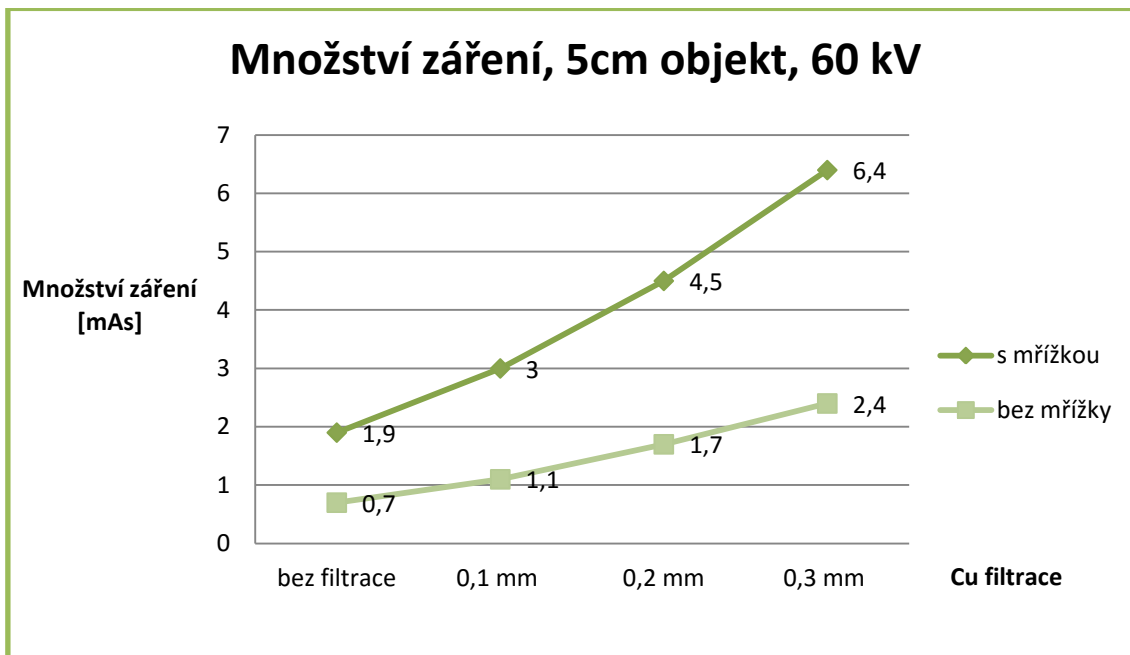
Hodnoty jsou různé – ani postupné snižování, ani zvyšování. Procentuální rozdíly jsou velmi odlišné, u 81 kV celkem markantní snížení o 16,71 %. V max. hodnotě kV zvýšení o cca 25%.

Zdroj: *vlastní*

12 INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

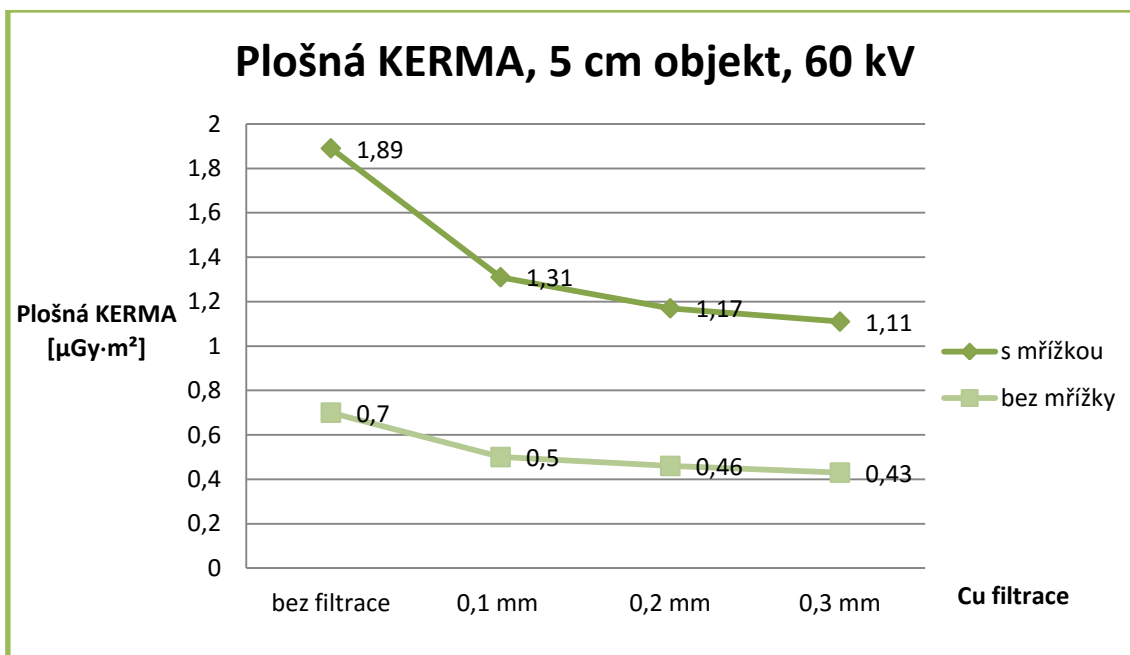
Zde jsme vytvořili grafy pro 5cm objekt, snímkaný s 60 kV. Tyto hodnoty jsou běžné pro snímkování novorozeneckých plic, tudíž se jedná o hodnoty aplikovatelné na praxi.

Graf 1 Hodnoty množství záření u 5cm objektu, s nastavenými 60 kV_p.



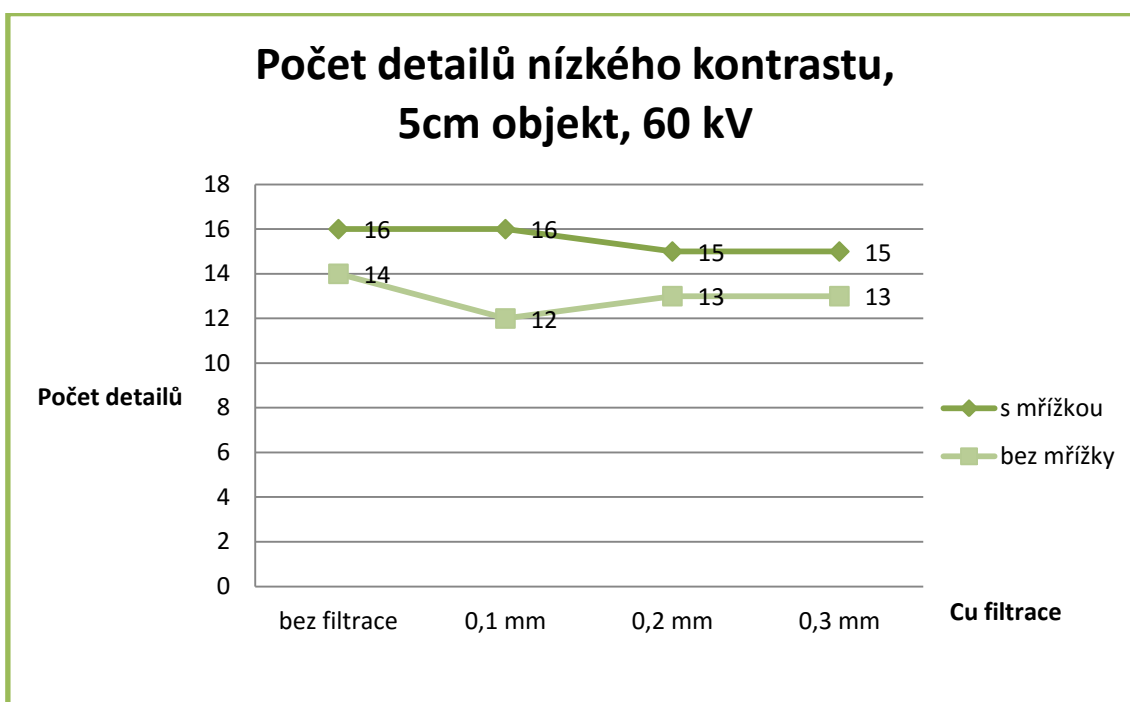
Zdroj: vlastní

Graf 2 Hodnoty plošné kermy u 5cm objektu s nastavenými 60 kV_p.



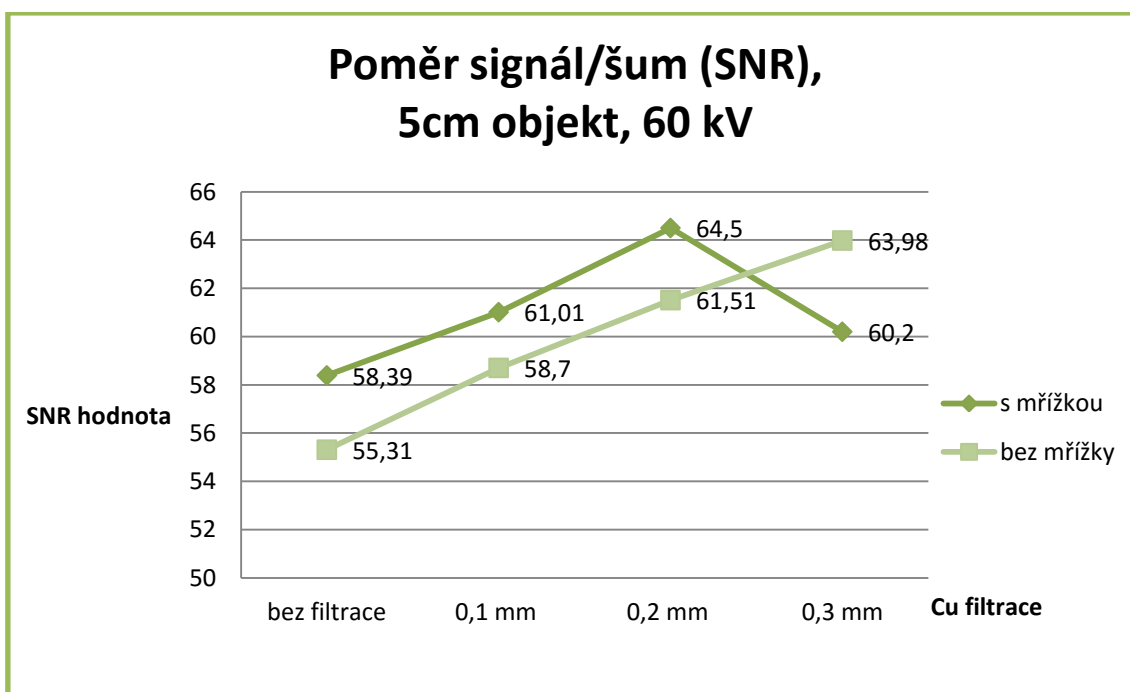
Zdroj: vlastní

Graf 3 Počet značek nízkého kontrastu u 5cm objektu, s použitými 60 kV_p.



Zdroj: vlastní

Graf 4 Hodnoty SNR u 5cm objektu, s použitými 60 kV_p.



Zdroj: vlastní

13 DISKUZE

Předpoklad 1: Předpokládáme, že určité snížení tkáňového kontrastu nastane, ale u menší filtrace bude minimální.

U měření s dětským pojízdným rentgenem, s nastavenými hodnotami $U = 57$ [kV] a $Q = 0,71$ [mAs], se u běžně používané přídatné filtrace 0,1 – 0,3 mm Cu počet nízko-kontrastních značek nezměnil. Počet viditelných značek se snižoval až s kombinací filtrů 2 mm Al + 0,3 mm Cu, a to rovnou o 3 značky. Vzhledem k tomu, že se tento typ filtrace, a i následné kombinace, v běžné praxi nevyužívají, je toto snížení tkáňového kontrastu nepodstatné. U běžně využívané přídatné filtrace ke změně nedošlo, předpokládáme tedy, že se u tohoto typu pojízdného rentgenu není třeba obávat snížení tkáňového kontrastu.

Na skiagraficko-skiaskopickém přístroji jsme měřili s různými kV_p a se dvěma výškami objektu – 3 a 5 cm. Vzhledem k novorozencům jsme si pro zhodnocení vybrali 5cm objekt s navolenými 60 kV_p , které se v praxi využívají; ostatní hodnoty mají spíše informativní charakter. U snímků bez sekundární mřížky se počet detailů nízkého kontrastu pohyboval od 12 do 14 (bez př. filtrace = 14 detailů; s 0,1 mm Cu = 12 detailů; 0,2 a 0,3 mm Cu = 13 detailů) - došlo k minimálnímu snížení počtu nízko-kontrastních značek. I když došlo k minimálnímu snížení, myslím si, že i tento malý rozdíl v tkáňovém kontrastu by zkušený radiolog zaznamenal.

Předpoklad jsme vypracováním této práce potvrdili a cíl splnili.

Předpoklad 2: Předpokládali jsme, že radiační zátěž pacienta bude přídatnou filtrací snížena.

Pro potvrzení/vyvrácení tohoto předpokladu jsme měřili pomocí dětského pojízdného rentgenu vstupní povrchovou kerma K_e . K_e má vlivem měděné filtrace velký spád – snížení více než o polovinu (61 % - 87 %). S hliníkovou filtrací, konkrétně s 3 mm Al, se K_e snížila o 61 %. V tomto případě je tedy 3mm hliník ekvivalentní s 0,1 mm mědi, a proto pro praxi vystačí měděná přídatná filtrace, která je již součástí přístrojů. U 0,3 mm Cu se vstupní povrchová kerma snížila o více než o více než $\frac{3}{4}$, což je takřka extrémní snížení. Se zmenšením K_e dochází i ke snížení radiační zátěže pacienta. Je to způsobeno absorpcí nízkoenergetických fotonů x-zářením filtračními plíškami. Tyto nízkoenergetické fotony se absorbují již v kůži pacienta a způsobují nadbytečnou radiační zátěž. S pomocí

přídavné filtrace dochází k velké redukci množství x-fotonů s nízkou energií, které zároveň zvyšují pravděpodobnost vzniku sekundárního záření, jež se podílí na radiační zátěži.

Předpoklad jsme naší prací potvrdili a cíl splnili.

Předpoklad 3: Předpokládáme, že u pacienta se s použitím sekundární mřížky zvýší radiační zátěž.

Tento předpoklad jsme se pokusili potvrdit/vyvrátit na skiagraficko-skiaskopickém pracovišti, kde jsme prováděli snímky bez přídavné filtrace a s měděnou přídavnou filtrací, a snímkovali jsme se sekundární mřížkou a bez ní.

Radiační zátěž malého pacienta jsme posuzovali dle naměřeného množství záření Q a plošné kermy. Čím vyšší množství záření / plošná kerma, tím vyšší radiační zátěž. Pro potvrzení/vyvrácení tohoto předpokladu jsme si zvolili naměřená data u 5cm objektu, aby mohly být hodnoty vztažené na běžnou praxi - snímkování novorozeneckého hrudníku.

Snížení množství záření u snímkování bez sekundární mřížky, jak bez přídavné filtrace, tak i s přídavnými filtracemi, se pohybovalo od cca 70 % do 25 %, a to lineárním spádem s rostoucími kilovoly. Minimální snížení je nejméně o $\frac{1}{4}$, a u běžně se užívaných kilovoltů pro novorozenecký hrudník, tedy 60 kV bez využití přídavné filtrace, je snížení množství záření s odejmutou mřížkou o 63 % (z 1,9 [mAs] na 0,70 [mAs]), což znamená, že odejmutí mřížky je pro snímkování novorozenců velice efektivní řešení. Sekundární mřížka s sebou nese jeden negativní aspekt, a to, že pro kvalitu obrazu je potřeba vyprodukovat více primárního záření (navyšujeme [mAs]), neboť olověné lamely tvořící sekundární mřížku i materiál vyplňující mezilamelární prostory pohlcují kromě sekundárních fotonů i určité množství primárních fotonů. To je v případě pediatrické radiologie v rozporu s radiační ochranou.

Plošná kerma K_{pl} se s odejmutou mřížkou výrazně snižuje, a to od cca 70 % do 20 %. Navolené kilovoly neměly na plošnou kermu přímý vliv – neplatilo pravidlo, že s nárůstem kV se snižuje plošná kerma nebo naopak. U snímku, kde jsme nastavovali 60 kV_p a nepřidávali filtraci, se po odejmutí sekundární mřížky K_{pl} snížila o 63 % (z 1,89 [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$] na 0,70 [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]). Domníváme se, že toto poměrně markantní snížení vyplývá z negativního aspektu zmíněného výše, jenž s sebou sekundární mřížka nese. Plošná kerma je závislá na množství záření – tedy čím více [mAs], tím více [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$].

Předpoklad jsme prací potvrdili a cíl splnili.

Předpoklad 4: *Předpokládali jsme, že snímky s použitím sekundární mřížky budou stejné kvality, jako bez použití sekundární mřížky, popř. podobné kvality s mírným navýšením šumu.*

Kvalitu snímku pro potvrzení/vyvrácení předpokladu jsme posuzovali na snímcích pořizovaných z měření na skiagraficko-skiaskopickém pracovišti. Pro zhodnocení kvality snímku jsme se věnovali poměru signál/šum k vyhodnocení zašumění rentgenového obrazu a nízko-kontrastním značkám k posouzení tkáňového kontrastu. Nyní se budeme věnovat výsledkům z měření s 60 kV u 5cm objektu, aby bylo možné spojit hodnoty s běžnou praxí snímkování novorozenců.

Jedním z parametrů k určení kvality rentgenového obrazu je SNR, neboli poměr signál/šum. Poměr signál/šum je „měřítko“ porovnávající hodnotu žádoucího signálu a nežádoucího šumu v pozadí. Čím vyšší hodnota poměru je, tím je snímek kvalitnější – méně šumu.

U snímků bez sekundární mřížky se SNR snižovalo i zvyšovalo. Snížení nebyla tak velká a převládala spíše u nižších kilovoltů. Nejmarkantnější zvýšení se pohybovalo u vyšších kilovoltů. Hodnoty poměru signál/šum se různě měnily; neplatilo, že se například se zvýšením kV zároveň zvyšoval poměr signál/šum. Při nastavených 60 kV_p docházelo ke snížení SNR, ale i ke zvýšení (pouze u přídatné filtrace 0,3 mm Cu). K poměru SNR se tedy nedá říct, zdali se mění v závislosti na využití mřížky; převážně se však nejedná o velké změny, které by vedly k většímu zhoršení/zlepšení kvality obrazu.

Druhým parametrem pro určení kvality snímku je posouzení nízko-kontrastních značek a následného zhodnocení tkáňového kontrastu. Tkáňový kontrast je kontrast různých tkání a orgánů, z nichž se daný objekt skládá, tedy jak jsou tkáně mezi sebou rozlišitelné – stupně šedi. Čím tvrdší záření, tím nižší tkáňový kontrast.

Rozdíly mezi viditelnými značkami snímků se sekundární mřížkou a bez ní se pohybovaly maximálně o 4 značky, a to u snímkování s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu, kdy klesl počet viditelných detailů z 16 na 12. U ostatních filtrací, i bez přídatné filtrace, se bez sekundární mřížky snížil počet o 2 detaily. Rozdíl ve 2 detailech se zdá jako malá změna, ale již tento rozdíl snižuje čitelnost snímku, neboť si mohou být různé tkáně podobné, a může tak dojít k omylu, popř. k záměně patologií. Čtyři rozdíly jsou již větším snížením tkáňového

kontrastu, zde by měl i zkušený radiolog zhoršenou čitelnost snímku, a mohlo by tak dojít k chybnému závěru. Důvodem je nejspíš to, že u snímkování bez sekundární mřížky dochází k dopadu určitého množství sekundárních fotonů na detektor a tyto fotony zhoršují kvalitu obrazu v podobě zašumění. Tento šum může „překrýt“ i určité stupně šedi, které se poté jeví jinou šedí.

Čtvrtý předpoklad nebyl zcela potvrzen; cíl jsme splnili.

14 ZÁVĚR

Nejdůležitější záležitostí, hlavně v pediatrické radiologii, je kvalitní a zkušený personál. Jedná se o radiologické fyziky, kteří kvalitně optimalizují přístroje a radiologické standardy pro ně, a tak přispívají k omezení radiační zátěže na minimum; o radiologické lékaře, u kterých by vzhledem k dětským odlišnostem nemělo dojít k chybnému závěru při popisování rentgenových snímků; o radiologické asistenty, kteří si umí v určitých situacích poradit, umí využívat různé fixační a ochranné pomůcky, umí správně zvolit expoziční parametry a ví, kdy využít přídatnou filtraci. Podstatnou osobou je také indikující lékař, který by měl velice zvážit, zda se nedá vyšetření nahradit jinou metodou. Důležitou roli v zobrazovacích diagnostických metodách hraje i kvalitní moderní přístrojová technika a možnost kvalitního zobrazení obrazové dokumentace – diagnostická stanice.

S přídatnou filtrací dochází k poklesu viditelných nízko-kontrastních značek, pokles je však poměrně mírný. Dochází tedy k mírnému snížení tkáňového kontrastu, ale i ten má na čitelnost snímku určitý vliv, který by zkušený radiolog zaznamenal. Přídatná filtrace snižuje tkáňový kontrast, avšak kvalita snímku je ještě natolik dobrá, že je tato negativita, vzhledem k výraznému snížení radiační zátěže, zanedbatelná.

Přídatná filtrace je v dětské radiodiagnostice podstatná, ale je potřeba ji umět využívat. Využívá se u tkání s velkými absorpčními rozdíly, čili u plic, nikoliv u břicha. Dnešní přístroje jsou již „šité na míru“, tedy přímo pro dětské pacienty. S přídatnou filtrací se nám snížila vstupní povrchová kerma více než o polovinu. Přídatná filtrace výrazně snižuje radiační zátěž pacienta.

Sekundární mřížka slouží ke zkvalitnění rentgenového obrazu – absorbuje nežádoucí sekundární záření, které má negativní vliv v podobě zašumění obrazu. Kromě sekundárních fotonů však absorbuje i část žádoucích primárních fotonů, proto je potřeba s jejím využitím navýšit množství primárního záření [mAs], a s nárůstem množství záření se zvyšuje radiační zátěž. Vzhledem k tomu, že množství sekundárního záření je přímo úměrné ozařovanému objemu, vzniká v malém objemu v podobě novorozence i minimum sekundárních fotonů. Minimální množství těchto fotonů má minimální, popř. žádný vliv na kvalitu snímku. Z toho plyne, že sekundární mřížka je u novorozenců vzhledem k radiační ochraně nevhodná a vzhledem ke kvalitě snímku nevýznamná.

SEZNAM LITERATURY

Česká literatura

1. *Doporučený postup provedení MCUG u dětí.* **MLYNÁŘOVÁ, Eliška. 2013.** 67(4), Praha : GALÉN, 2013. ISSN 1210-7883.
2. **DYLEVSKÝ, Ivan. 2000.** *Somatologie.* 2. vyd. Olomouc : Epava, 2000. ISBN 80 86297-05-5.
3. *Fyziologické zvláštnosti dětského věku.* **NOVÁKOVÁ, Zuzana. 2012.** 8(6), Olomouc : Praktické lékařství, 2012. ISSN 1803-5329.
4. **HLADÍK, Miroslav, ŠNOBL, Oldřich. 1963.** *Pediatrická rentgenologie.* Praha : Státní zdravotnické nakladatelství, 1963.
5. **MERKUROVÁ, Alena, OREL, Miroslav. 2008.** *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory.* Vyd. 1. Praha : GRADA, 2008. ISBN 978-80-247-1521-6.
6. **NOVOTNÝ, Ivan, HRUŠKA, Michal. 2010.** *Biologie člověka.* Praha : FORTUNA, 2010. ISBN 978-80-7373-007-9.
7. **PLEVOVÁ, Ilona, SLOWIK, Regina. 2010.** *Komunikace s dětským pacientem.* 1. vyd. Praha : GRADA, 2010. ISBN 978-80-247-2968-8.
8. **SINGER, Jan, HEŘMANSKÁ, Jindřiška. 2004.** *Principy radiační ochrany.* České Budějovice : Jihočeská univerzita, ZSF, 2004. ISBN 80-7040-7085.
9. **SLAVÍKOVÁ, Jana, ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. 2012.** *Fyziologie dýchání.* Praha : GRADA, 2012. ISBN 978-80-246-2065-7.
10. **SLEZÁKOVÁ, Lenka. 2010.** *Ošetřovatelství v pediatrii.* Praha : GRADA, 2010. ISBN 978-80-247-3286-2.
11. *Současný pohled na indikace a IVU u dětí.* **RÁČILOVÁ, Zdeňka, JÍRA, Igor, SKOTÁKOVÁ, Jarmila. 2013.** 67(4), Praha : GALÉN, 2013. ISSN 1210-7883.
12. **ŠPATENKOVÁ, Naděžda, KRÁLOVÁ, Jaroslava. 2009.** *Základní otázky komunikace: komunikace (nejen) pro sestry.* Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262 599-4.
13. **VOMÁČKA, Jaroslav, NEKULA, Josef, KOZÁK, Jiří. 2012.** *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty.* 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978 80-244-3126-0.

Zahraníční literatura

14. **EUROPEAN COMMISSION, KOHN, M. at Al. 1996.** *European guidelines on quality for diagnostic radiographic images in paediatrics.* Luxembourg : Office for Official Publications of the European Communities, 1996. ISBN 92-827-7843-6.
15. **HARDY, Maryann, BOYNES, Stephen. 2003.** *Paediatric radiography.* Oxford, UK : Blackwell Science, 2003. ISBN 0-632-05631-2.

Internetové zdroje

16. **HRDLIČKA, Luděk. 2001.** 24 hodinová jícnová pH metrie. [Online] 2. 2. 2001. [Citace: 26. 11 2016.] www.zdravi.euro.cz.
17. **Motol, FN. 2014.** Pediatriká radiologie. *Skiaskopická vyšetření.* [Online] 2014. [Citace: 8. 11 2016.] www.detskyrentgen.cz.
18. **REITINGER, Jiří. 2005.** Pediatrie pro praxi. *Invaginace.* [Online] 4 2005. [Citace: 16. 11 2016.] www.pediatriepropraxi.cz.
19. **MZČR. 2011.** Národní radiologické standardy - Radiodiagnostika, diagnostická část. *Věstník č. 9/2011.* [Online] 24. 8 2011. [Citace: 22. 11 2016.] www.mzcr.cz.
20. **VESELÝ, Ondřej. 2012.** Ústav patologické fyziologie LF UP Olomouc. *Plicní surfaktant.* [Online] 2012. [Citace: 12. 11 2016.] <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=834>.

SEZNAM ZKRATEK

ALARA – as low as reasonably achievable

IVU – intravenózní vylučovací urografie

USG - ultrasonografie

MR – magnetická rezonance

KL – kontrastní látka

KUB – kidney – ureter – bladder

MCUG – mikční cystouretrografie

GERD – gastroesophageal reflux disease

DRÚ – diagnostické referenční úrovně

MZČR – Ministerstvo zdravotnictví České republiky

ČLS JEP – Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně

NRS – národní radiologické standardy

MRS – místní radiologické standardy

AP – anteroposteriorní

PA – posteroanteriorní

SNR – signal to noise ratio

AEC – automatic exposure control

WHO – world health organization

KERMA – kinetic energy released in matter

KAP – KERMA area product

K_i – dopadová KERMA

B – faktor zpětného rozptylu

K_e – vstupní povrchová KERMA

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Rozdělení dětského věku	12
Tabulka 2 Parametry dýchání dětského věku.....	17
Tabulka 3 Měření hodnot poměru signál/šum pro různou filtraci; tkáňový kontrast – počet detailů	43
Tabulka 4 Měření dopadové kerry K_i	44
Tabulka 5 Měření vstupní povrchové kerry K_e s měděnou filtrací	45
Tabulka 6 Měření K_e s hliníkovou filtrací.....	45
Tabulka 7 Měření K_e s kombinací filtrací 1 mm Al + 0,1 - 0,3 mm Cu	45
Tabulka 8 Měření K_e s kombinací filtrací 2 mm Al + 0,1 - 0,3 mm Cu	46
Tabulka 9 Měření K_e s kombinací filtrací 3 mm Al + 0,1 - 0,3 mm Cu	46
Tabulka 10 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky	47
Tabulka 11 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky	48
Tabulka 12 Porovnání plošné kerry u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky	48
Tabulka 13 Porovnání plošné kerry u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky	49
Tabulka 14 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky	49
Tabulka 15 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky	50
Tabulka 16 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky	50
Tabulka 17 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky	51
Tabulka 18 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	51
Tabulka 19 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	52
Tabulka 20 Porovnání množství záření u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	52
Tabulka 21 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	53
Tabulka 22 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	53
Tabulka 23 Porovnání množství záření u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	54
Tabulka 24 Porovnání plošné kerry u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	54
Tabulka 25 Porovnání plošné kerry u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	55
Tabulka 26 Porovnání plošné kerry u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	55
Tabulka 27 Porovnání plošné kerry u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	56
Tabulka 28 Porovnání plošné kerry u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	56
Tabulka 29 Porovnání plošné kerry u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	57

Tabulka 30 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	57
Tabulka 31 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	58
Tabulka 32 Porovnání nízkého kontrastu u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	58
Tabulka 33 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	59
Tabulka 34 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	59
Tabulka 35 Porovnání nízkého kontrastu u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	60
Tabulka 36 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	60
Tabulka 37 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	61
Tabulka 38 Porovnání poměru signál/šum u 3cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	61
Tabulka 39 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,1 mm Cu.....	62
Tabulka 40 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,2 mm Cu.....	62
Tabulka 41 Porovnání poměru signál/šum u 5cm objektu s mřížkou a bez mřížky, s přídatnou filtrací 0,3 mm Cu.....	63

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Hodnoty množství záření u 5cm objektu, s nastavenými 60 kV _p	64
Graf 2 Hodnoty plošné kermy u 5cm objektu s nastavenými 60 kV _p	64
Graf 3 Počet značek nízkého kontrastu u 5cm objektu, s použitými 60 kV _p	65
Graf 4 Hodnoty SNR u 5cm objektu, s použitými 60 kV _p	65

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Mobilní rentgenový přístroj SHIMADZU MobileDaRt Evolution

Příloha 2 Sada detektorů RaySafe Xi

Příloha 3 Měření vstupní povrchové kermy s detektorem „Transparent“

Příloha 4 Rentgenový obraz fantomového modelu Sc.F pro skiografii

Příloha 5 Skiaskopická přístroj SIEMENS LUMINOS dRF Max

Příloha 6 Fantomový model FL.18 zatížený 5cm objektem (PMMA)

Příloha 7 Fantomový model FL.18 s PMMA; centrace primárního svazku, kolimace

Příloha 8 Rentgenový obraz fantomového modelu FL.18 pro skiaskopii

PŘÍLOHY

Příloha 1 Mobilní rentgenový přístroj SHIMADZU MobileDaRt Evolution



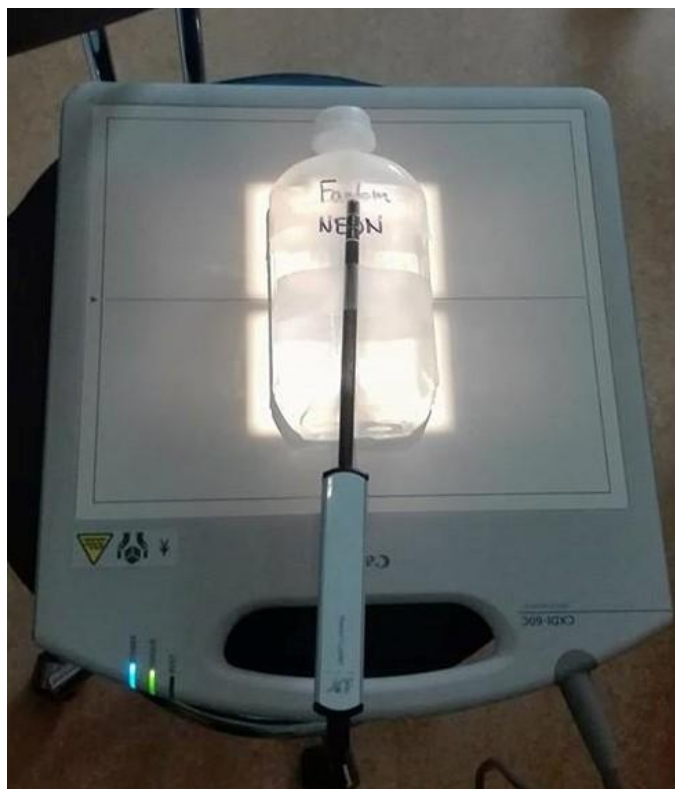
Zdroj: SHIMADZU <http://www.shimadzu.com/about/pressrelease/5iqj1d00000214io.html>

Příloha 2 Sada detektorů RaySafe Xi



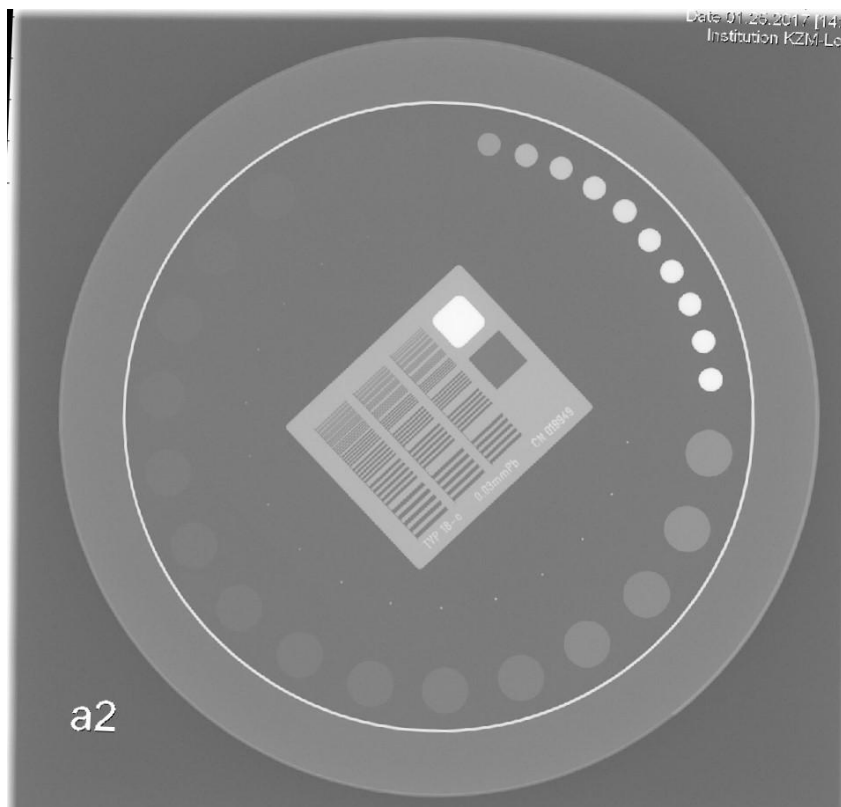
Zdroj: RaySafe <http://www.raysafe.com/en/Support/Product%20Support/RaySafe%20Xi>

Příloha 3 Měření vstupní povrchové kermy s detektorem „Transparent“



Zdroj: vlastní

Příloha 4 Rentgenový obraz fantomového modelu Sc.F pro skiografii



Zdroj: vlastní

Příloha 5 Skiaskopická přístroj SIEMENS LUMINOS dRF Max



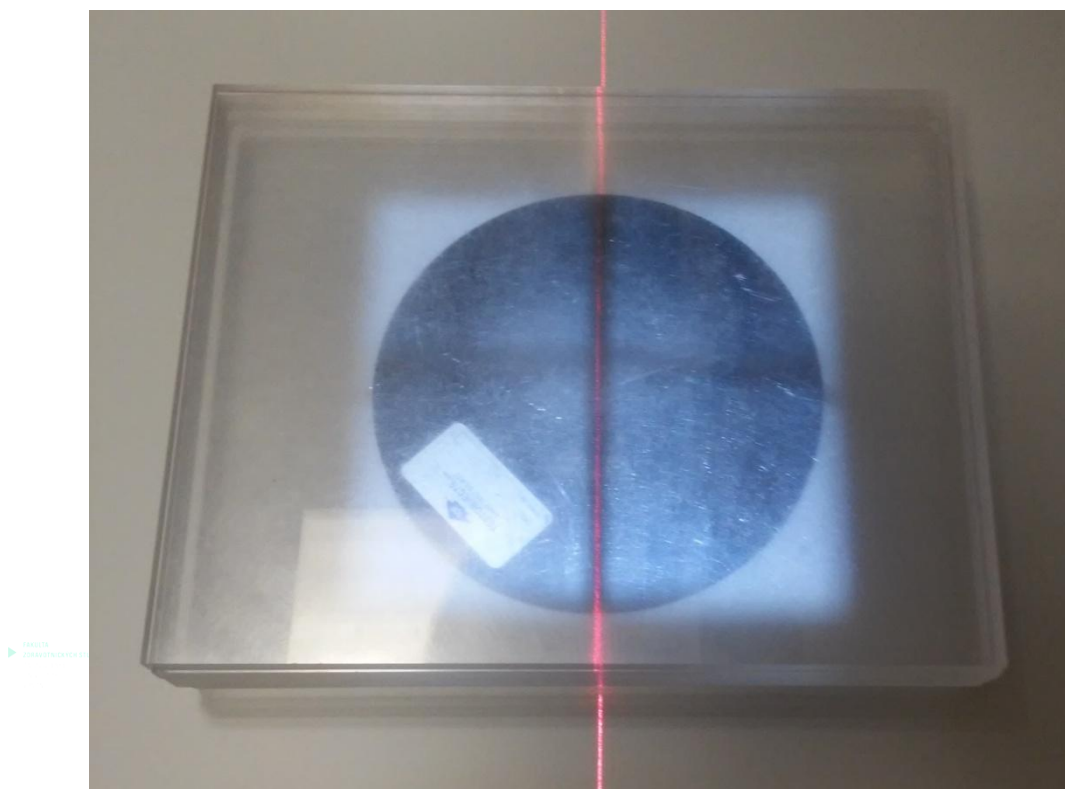
Zdroj: vlastní

Příloha 6 Fantomový model FL.18 zatížený 5cm objektem (PMMA)



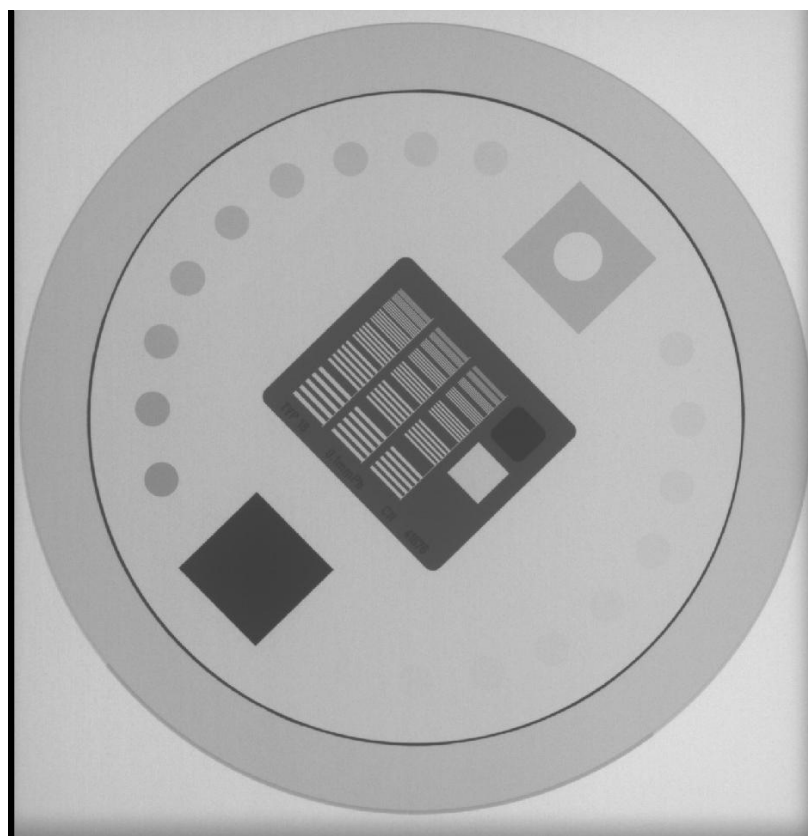
Zdroj: vlastní

Příloha 7 Fantomový model FL.18 s PMMA; centrace primárního svazku, kolimace



Zdroj: vlastní

Příloha 8 Rentgenový obraz fantomového modelu FL.18 pro skiaskopii



Zdroj: vlastní