

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Pavel Nedbal

**Optimalizace použití stínících prostředků při skiagrafickém
vyšetření pánve u dětského pacienta**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Štěpánková Ph.D.

Olomouc 2021

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Plzeň. 12. května 2021

.....

Podpis

Poděkování

Děkuji vedoucí mé diplomové práce Mgr. Janě Štěpánkové, Ph.D. za vstřícnost, vždy přínosné a užitečné rady a připomínky a za odborné vedení diplomové práce.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

Typ závěrečné práce:	Diplomová práce
Téma diplomové práce:	Radiační ochrana
Název práce:	Optimalizace použití stínících prostředků při skiagrafickém vyšetření pánve u dětského pacienta
Název práce v AJ:	Optimization of the protective gear use in skiagraphic examination of the pelvis in a pediatric patient
Datum zadání:	28. ledna 2020
Datum odevzdání:	13. května 2021
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor:	Mgr. Bc. Pavel Nedbal, DiS.
Vedoucí:	Mgr. Jana Štěpánková, Ph.D.
Oponent:	Ing. Jiří Vítovec

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Diplomová práce je zaměřena na optimalizaci použití gonádové krytky při skiagrafickém vyšetření v oblasti pánve u dítěte. Zohledněny jsou všechny aspekty vyšetření a je zjištěn vliv aplikované krytky na nejdůležitější parametry vyšetření.

Cíl: Zjistit vliv gonádové krytky na ozáření pacienta a na kvalitu obrazu. Z výsledků stanovit návrh Místního radiologického standardu pro skiagrafické vyšetření pánve.

Metoda: Na vytvořeném fantomu bylo provedeno 6 sérií skiagramů s různým nastavením expozice a gonádové krytky. Data byla zpracována a vyhodnocena pomocí statistických metod a programu PCXMC 2.0.

Výsledky: Bylo dokázáno, že přítomná gonádová krytka má vliv na funkci expozičního automatu, na efektivní dávku i na kvalitu obrazu. Nepotvrdilo se, že by gonádová krytka způsobila vznik rozptýleného záření.

Závěr: Z výsledků výzkumu bylo zjištěno, že obecně je dávka z jednoho skiagrafického vyšetření pánve zatížena velmi nízkým rizikem. U chlapců gonádovou krytku lze ke snížení ozáření gonád použít, u dívek to vzhledem k významnému riziku znehodnocení skiagramu nelze doporučit.

Abstrakt v AJ:

Introduction: The diploma thesis deals with optimizing the use of gonadal shielding during radiographic examination of the pelvis in a child. All aspects of the examination are taken into account and the influence of the applied cover on the most important examination parameters is determined.

Objective: To determine the effect of gonadal shielding on patient irradiation and image quality. From the results, determine the draft Local Radiological Standard for radiographic examination of the pelvis.

Method: Six series of radiographs with different exposure settings and gonad's shielding were performed on the created phantom. Using statistical methods and the PCXMC 2.0 program, the data were processed and evaluated.

Results: It was proved that the present gonadal shielding has an effect on the function of the exposure control, on the effective dose and on the image quality. The gonad shielding has not been confirmed to cause scattered radiation.

Conclusion: The results of the research showed that, in general, the dose from one skiagraphic examination of the pelvis is burdened with a very low risk. We can use a gonadal shielding for boys to reduce gonadal exposure, it could not be recommended for girls due to the significant risk of radiograph devaluation.

Klíčová slova v ČJ: pánev, RTG, gonádové, krytí, optimalizace, radiační ochrana

Klíčová slova v AJ: pelvis, x ray, gonadal, shielding, optimization, radiation protection

Rozsah práce: 71 stran / 0 příloh

OBSAH

Úvod	7
1 Popis řešeršní činnosti	9
2 Teoretická východiska.....	11
2.1 Biologické účinky záření.....	11
2.1.1 Účinky ionizujícího záření	12
2.1.2 Deterministické účinky záření	12
2.1.3 Stochastické účinky záření	12
2.1.4 Odhad radiačního rizika.....	13
2.1.5 Dozimetrické metody	17
2.1.6 Diagnostické referenční úrovně	19
2.2 Zdroje ozáření	20
2.2.1 Primární záření	20
2.2.2 Rozptýlené záření.....	20
2.3 Diagnostické lékařské ozáření v oblasti pánve.....	21
2.3.1 Indikační kritéria	21
2.3.2 Expoziční nastavení	23
2.3.3 Projekční nastavení	24
2.3.4 Technika vyšetření	24
2.3.5 Kritéria správného zobrazení.....	27
2.3.6 Posouzení kvality expozice	29
2.4 Gonádové krytí.....	31
2.4.1 Umístění vaječníků	31
2.4.2 Umístění varlat	32
2.4.3 Správné umístění gonádového krytí	32
2.4.4 Specifika užití gonádového krytí u dětí	34
2.4.5 Gonádové krytí při použití AEC	35

3	Metodika výzkumu	36
3.1	Výzkumné cíle a hypotézy.....	36
3.2	Metoda sběru dat a realizace výzkumu	37
3.3	Vytvoření fantomu pro měření.....	37
3.4	Gonádové krytky	38
3.5	Přístroje.....	38
3.6	Dozimetrické měření	39
4	Zpracování dat a výsledky	44
4.1	Vliv gonádové krytky na velikost expozice	44
4.2	Vliv gonádové krytky na deviační index	45
4.2.1	Posouzení vlivu velikosti expozice na kvalitu obrazu	46
4.3	Srovnání možností uložení gonádové krytky.....	48
4.3.1	Riziko způsobené dávkou.....	54
4.4	Rozptýlené záření	55
4.4.1	Elementární komparace	56
4.4.2	Statistické šetření Bez krytky / Kontaktní krytka	57
4.4.3	Statistické šetření Bez krytky / Krytka pod kolimátorem	59
4.4.4	Statistické šetření Kontaktní krytka / Krytka pod kolimátorem	62
5	Diskuze	64
5.1	Přínos pro praxi.....	68
5.2	Limity práce.....	70
	Závěr.....	71
	Referenční seznam.....	72
	Seznam zkratk	76
	Seznam tabulek	77
	Seznam obrázků	78
	Seznam grafů	79

Úvod

Tato práce se zabývá aktuální problematikou, používání gonádového krytí při snímkování oblasti pánve u nedospělých jedinců. Toto téma je neustále zkoumáno českými i zahraničními společnostmi, které se věnují radiční ochraně. Po rešerši vstupních zdrojů a konstatování známých skutečností jsme došli k výchozím premisám.

Zatímco společnosti ACR i RCR již doporučují gonádové krytky nepoužívat, v České republice je situace stále beze změny. Při vyšetřování dětí se stále vychází z národních standardních postupů, které jsou určeny pro dospělého pacienta. Proto tedy stále trvá přesvědčení o správnosti používání těchto krytek, obzvláště v případě, že v oblasti ozářené primárním svazkem leží gonády.

Důležitými aspekty správného používání krytek jsou dobrá znalost anatomických poměrů a tím i dobrá představa umístění gonád - varlat a vaječníků u dětí všech věkových kategorií a znalost stále se měnících hodnot tkáňových váhových faktorů, které umožňují posoudit citlivost tkáně na ionizující záření. Zatímco v dřívějších letech byly za jednu z nejcitlivějších struktur považovány právě gonády, novými výzkumy se zjišťuje, že tomu tak zcela není a že je potřebné myslet spíše na tkáně, které ani nemusí ležet v cestě primárnímu svazku. (ICRP, 1990; ICRP, 2007) Tyto tkáně jsou ozářeny produkty interakcí primárního záření a těla - rozptýleným sekundárním zářením. Za jednu z nejcitlivějších tkání je považován prs, který tímto zářením při snímkování oblasti břicha a pánve, zasažen určitě je. (ICRP, 1990; ICRP, 2007)

Hlavním cílem této práce bude stanovení správného postupu používání gonádových krytek při vyšetření pánve u dětského pacienta. Dalšími cíli bude zjistit, k jak velkému ozáření gonád dojde při použití různých typů gonádového krytí, případně při nepoužití žádného krytí, jak ovlivní expozici volba expozičního režimu (manuální řízení expozice/ automatické řízení expozice) a k jakému ozáření kritické struktury - prsu - dojde při použití různých typů krytek. Cílem bude přizpůsoben vhodný způsob výzkumu. Tak, aby bylo možné provést větší množství expozic s některými neměnnými vstupy (váha pacienta, velikost pacient, rozptyl ve tkáni), přistoupíme k vytvoření a využití fantomu dětské pánve a části těla. Díky tomu se dostaneme do situace, ve které jsme mohli získat všechna potřebná měření a vstupní data pro následný výzkum.

Pro zpracování dat jsme zvolili metodu základních i pokročilých statistických metod a využití softwaru pro výpočet odhadů ekvivalentních a efektivních dávek. Po porovnání všech zjištěných skutečností bude možné stanovit optimální postup pro použití gonádové krytky u dětského pacienta, při vyšetření nejen pánve, ale i dalších orgánů břicha nebo bederní páteře. Předpokládáme aplikaci výsledků při tvorbě nové verze radiologických standardů pro pracoviště Kliniky zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice v Plzni.

Jako vstupní studijní literatura byly prostudovány následující tituly:

BUSHONG, Stewart. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection. 11. Elsevier, 2016. ISBN 9780323353779.

CALLAWAY, William J. Mosby's Comprehensive Review of Radiography. 7. Elsevier, 2017. ISBN 9780323377683.

KOHN, M. M. EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR DIAGNOSTIC RADIOGRAPHIC IMAGES IN PAEDIATRICS. 1. European Commission, Directorate General XII: Science, Research and Development, 2000. ISBN 92-827-7843-6.

STATKIEWICZ SHERER, Mary Alice, Paula VISCONTI, E. Russell RITENOUR a Kelli Welch HAYNES. Radiation Protection in Medical Radiography. 8. Elsevier, 2017.

1 POPIS REŠERŠNÍ ČINNOSTI

Vyhledávací kritéria

klíčová slova v AJ: pelvis, x ray, gonadal, shielding, optimization

klíčová slova v ČJ: pánev, RTG, gonádové, krytí, optimalizace

jazyk: anglický jazyk, český jazyk

období: 2005 – 2020



Databáze

PubMed, EBSCO Host, Google Scholar

dohledáno celkem 885 vědeckých článků



Vyřazovací kritéria

duplicitní články,

kvalifikační práce,

články, které neodpovídaly cílům práce



Sumarizace využitých databází a dohledaných dokumentů

PubMed: 13 zahraničních článků

EBSCO Host: 4 zahraniční články

Google Scholar: 21 zahraničních článků



Sumarizace dohledaných periodik a dokumentů

Knižní publikace: 6 český knih

Legislativní dokumenty: 1 Věstník MZ, 1 zákon, 1 vyhláška, 1 ČSN EN

Vnitřní dokumenty: 3 standardy

Mezinárodní doporučení: 3 doporučení mezinárodních společností

Internetové zdroje: 3





Pro tvorbu diplomové práce bylo použito 40 publikací

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Gonádové krytí používané při vyšetření pánve je z různých důvodů používáno již téměř od samotného počátku využívání rentgenových paprsků k zobrazování částí lidského těla. Zatímco v prvních letech byl hlavní význam těchto krytek prevence mužské sterility, postupně se jeho význam přesunul k prevenci dědičných následků, tedy k prevenci stochastických účinků ionizujícího záření. Je to hlavně z důvodu velmi významného snížení dávky na gonády vlivem vývoje nových technologií zobrazovacích metod a optimalizace lékařských ozařovacích postupů (Jeukens 2020). V dnešní době je však díky neustávajícímu vývoji míra ozáření a tím tedy i pravděpodobnost vzniku dědičných následků ozáření, již tak nízká, že začíná převažovat riziko neoptimálního ozáření díky použité technice automatického řízení expozice. (Kaplan 2018)

2.1 Biologické účinky záření

Již od prvních let využívání ionizujícího záření byly pozorovány podobné účinky na kůži (erytém), jako při využívání ultrafialové fototerapie. Proběhly i první studie využití pro hlubší terapii. V roce 1903 provedl Albers-Schönberg výzkum na malých zvířatech mužského pohlaví. Většími dávkami byla dosažena sterilita, bez kožních projevů. V roce 1905 zjistil Halberstaedter citlivost králíčích vaječnicků na vysoké dávky záření. (Halberstaedter, 1905). V prvních letech, která můžeme nazvat vzhledem k nepoznaným a neuvažovaným účinkům záření dobou heroickou, jsou známy i následky na personálu mužského pohlaví – dočasná nebo dokonce i stálá sterilita. (Parkes, 1925) V roce 1906 Bardeen popsal biologické účinky záření i na úrovni buněk a chromozomů. Ve studii na ropuchách zjistil, že pokud bude vajíčko oplodněno ozářenou spermií, dojde k abnormálnímu vývoji plodu. (Bardeen, 1907) Všechny tyto závěry vedly k tomu, že každé ozáření ženských i mužských gonád vede k poškození nejen na úrovni celých orgánů, ale i menších celků, tedy buněk a jejich součástí. Proto se přistoupilo k vykrývání těchto kritických struktur pomocí ochranných prvků. Do roku 1927 však nemáme dostupný ani odhad dávky, která byla sdělena při lékařském ozáření gonádám. Jediné z čeho ji lze odhadovat, jsou použité expoziční hodnoty. (Jeukens 2020)

Veškeré poznatky o biologických a lékařských účincích záření jsou zohledněny v koncepci radiační ochrany, která již je ve většině zemí zakořeněna v legislativě. V Evropě se vychází z doporučení Mezinárodní komise radiologické

ochrany (International Commission on Radiological Protection – ICRP) a standardů Mezinárodní atomové agentury (International Atomic Energy Agency, IAEA). Veškeré poznatky jsou aplikovány do evropské legislativy – EURATOM (SMĚRNICE RADY 2013/59/Euratom, 2013) a následně vzhledem k nutnosti harmonizace i do českých norem. (Zákon č. 263/2016 Sb. atomový zákon)

2. 1. 1 Účinky ionizujícího záření

Účinky rentgenového záření na živou tkáň vycházejí přímo z jeho schopnosti ionizovat. Při průchodu prostředím dochází k absorpci energie na podkladě interakcí fotonů a atomů prostředí, konkrétně k ionizacím molekul a k následným fyzikálně chemickým jevům. Na to jsou navázány další již, biologické děje, při kterých vzniklé ionty – volné radikály ovlivňují součásti buněk včetně nukleových kyselin. Poškozené buňky, pokud jsou toho schopny, nadále pokračují v buněčném cyklu. V chromozomech následkem ozáření dochází k početním, případně i tvarovým změnám. (Seidl, 1992)

2. 1. 2 Deterministické účinky záření

Deterministické nebo také prahové účinky záření se projeví tehdy, pokud dojde k překročení dávkového prahu. Ten je pro každou tkáň odlišný. Jsou čistě somatické a ve většině případů mají jasný, typický klinický obraz. Vzniknou jako následek buněčné smrti buněčné populace časně po ozáření. Vlastní radiční ochrana je jednoduchá, pouze nedosahovat prahových dávek. Pokud je však prahu dosaženo, se zvyšující dávkou se zhoršuje i závažnost projevu. Postižení gonád, manifestované postižením fertility je typickým deterministickým účinkem.

Tabulka 1 Prahové hodnoty pro deterministické účinky

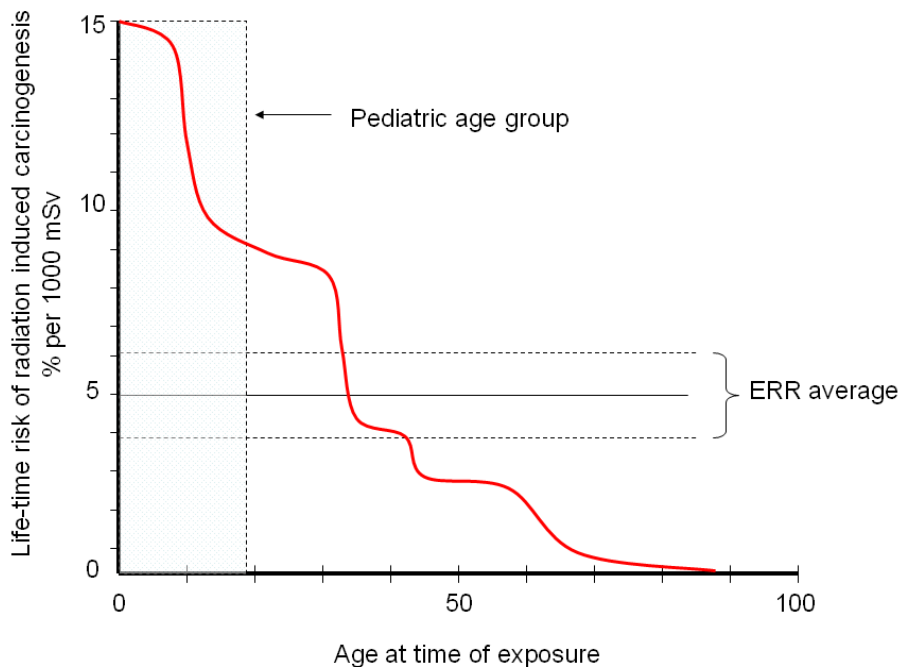
Tkáň	prahová hodnota (Gy)	čas do projevu
Varlata		
dočasná sterilita	0,15	3 – 9 týdnů
trvalá sterilita	3,5 - 6	3 týdny
Vaječníky		
trvalá sterilita	2,5 - 6	< 1 týden

(Peck, 2017; ICRP, 2007)

2. 1. 3 Stochastické účinky záření

Stochastické účinky jsou bezprahové. S určitou pravděpodobností mohou vzniknout při jakémkoliv, i velmi malém ozáření. Neexistuje tedy prahová hodnota, pro niž by byla pravděpodobnost vzniku účinku nulová. (Peck, 2017) Se zvyšující se

dávku stoupá pravděpodobnost vzniku účinku a při opakovaném ozáření se účinky sčítají. Změny se projeví na buněčné úrovni jako následek poškození nukleových kyselin. Vzhledem k tomu, mohou být jak somatické tak i genetické. Somatické se projeví indukcí nádorů, genetické jako dědičné poruchy u dalších generací.



Graf 1 Riziko indukce rakoviny v závislosti na věku (ICRP, 1990)

Graf 1 ukazuje, že pokud dojde k ozáření ve věku do 10 let, je riziko indukce rakoviny řádově větší, než u jedinců po 50. roce věku. Je to dáno hlavně předpokládanou délkou života ozářeného (Peck, 2017).

2. 1. 4 Odhad radiačního rizika

Základní fyzikální veličiny

Ionizující záření a zdroje ionizujícího záření můžeme popisovat pomocí řady fyzikálních veličin. Pro oblast rentgenového záření jsou nejdůležitější veličiny popisující účinky ionizujícího záření tzv. dozimetrické veličiny: expozice, kerma a dávka.

Expozice X popisuje ionizační účinky fotonového záření ve vzduchu. Je to podíl celkového náboje iontů stejného znaménka vytvořeného v malém objemu vzduchu V při úplném zabrzdění všech elektronů a protonů, které byly vytvořeny fotony, a hmotnosti m vzduchu o objemu V . Jednotkou je C/kg (dříve Rentgen).

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Kerma K popisuje přenos energie z nepřímo ionizujícího záření na přímo ionizující. Je definována jako podíl součtu všech počátečních kinetických energií všech nabitých částic, uvolněných nenabitými částicemi (fotony rentgenového záření) v elementu látky o určité hmotnosti. Jednotkou je J/kg tzv. Gray [Gy] (Súkupová, 2018).

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

Absorbovaná dávka D popisuje energii absorbovanou v daném místě látky. Je definována jako podíl střední energie předané zářením látce o určité hmotnosti (Súkupová, 2018). Její jednotkou je opět Gray [Gy].

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

Obě tyto veličiny nelze přímo změřit, měření je realizováno prostřednictvím účinků záření na detekční medium. Je tedy nutné používat zástupné veličiny přímo měřitelné.

Dopadající kerma ve vzduchu K_i je kerma měřená v ose svazku v místě vstupu do pacienta. V této veličině není uvažován zpětný rozptyl. Vstupní povrchová kerma ve vzduchu K_e oproti tomu tento zpětný rozptyl¹ uvažuje (Súkupová, 2018).

$$K_e = K_i * B$$

Nejčastěji využívanou veličinou, vzhledem k snadné dostupnosti je součin kermy ve vzduchu a plochy P_{KA} . Tato veličina se nemění se vzdáleností od zdroje. Jednotkou je [Gy*m²]. (Súkupová, 2018)

$$P_{KA} = \int_A K_i(x, y) dx dy$$

K měření této veličiny se využívají KAP metry, jimiž musí dle české legislativy být vybaven každý zdroj ionizujícího záření používaný pro lékařské ozáření (Vyhláška č. 422/2016 Sb., 2016). KAP metr je ionizační komora umístěná u výstupu svazku záření z kolimátoru.

Fyzikální veličiny používané pro odhad rizika

Orgánová dávka D_T popisuje dávku absorbovanou v určitém orgánu. Vychází z absorbované dávky D , nezohledňuje však, jakým typem záření byla dodána (Súkupová, 2018).

¹ Zpětný rozptyl je prezentován koeficientem zpětného rozptylu B . Jeho hodnoty jsou závislé na U , filtraci, polotloušťce a velikosti pole. (Súkupová, 2018; Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, 2007)

$$D_T = \frac{1}{m_T} * \int_{m_T} D_t dm$$

Protože radiosenzitivita orgánů resp. tkání v lidském těle není stejná, je nutno při odhadování stochastického rizika ozáření orgánově škálovat účinky záření. ICRP zveřejňuje tzv. „tkáňové váhové faktory“ pro tento odhad. Zatímco v roce 1977 je tento váhový faktor pro gonády $w_t=0,25$, což znamená, že pohlavní žlázy nesou 25% biologických rizik během radiační události celého těla (ICRP, 1977), v další úpravě to bylo již $w_t=0,20$ (ICRP, 1990). V současné době činí tato hodnota $w_t=0,08$ (ICRP, 2007). Z toho je patrné, že se radiosenzitivita orgánů neustále posuzuje a na základě nových poznatků dochází i k jejímu neustálému upravování tak, aby se situace při odhadu radiačního rizika přiblížila co nejvíce realitě.

Protože při ozáření pánve nejsou gonády jediným senzitivním orgánem, je vhodné doplnit i hodnoty pro další rizikové struktury, které se nacházejí přímo v oblasti ozáření anebo v těsné blízkosti a budou v další části této práce také uvažovány. Přímo v oblasti primárního svazku se nachází tlusté střevo, které spadá do kategorie zbytek těla (ICRP, 1977), respektive spadá do kategorie zbytek těla s celkovou hodnotou $w_t=0,12$. (ICRP, 1990; ICRP, 2007)

Mimo primární svazek se pak nachází žaludek: w_t nejprve přímo nestanoveno, spadá do kategorie zbytek těla a následně v dalším doporučení $w_t=0,12$. (ICRP, 1990; ICRP, 2007) Dalším zkoumaným orgánem bude prs, u něhož došlo k vývoji $w_t=0,15$ (ICRP, 1977) na $w_t=0,05$ (ICRP, 1990) a následně $w_t=0,12$. (ICRP, 2007)

Ač jsou zmíněná poměrná čísla vizuálně nízká, je třeba si uvědomit, že v případě prsu, lze považovat ozáření jeho tkáně jako srovnatelně rizikové se společným ozářením nadledvin, žlučníku, srdce, ledvin, lymfatických uzlin, svalů, ústní dutiny, slinivky, prostaty ♂/dělohy ♀, tenkého střeva, sleziny a brzlíku. (ICRP, 2007)

Je tedy patrné, že vzhledem ke snížení váhového faktoru, nejsou přímé důkazy o vyšší míře dědičného rizika při ozáření gonád, avšak při testech na pokusných zvířatech toto nelze vez výhrady říct. Proto je stále nutné stochastické účinky na gonády zahrnovat do systému radiační ochrany. (Fawcett, 2009) Peck udává, že neexistuje žádný přímý důkaz, že by vedlo ozáření rodičů ke geneticky způsobenému onemocnění jejich potomků. (Peck, 2017)

Oproti tomu somatické stochastické účinky jsou při testech na zvířatech prokázány jako indukce rakovinného bujení. Nejvíce informací přinesly studie ozářených populací přeživších atomové útoky na Nagasaki a Hirošimu. (Peck, 2017) Expozice používané v dnešní době v lékařském diagnostickém ozáření jsou však o mnoho nižší a nelze tedy žádnou studií prokázat jasný důkaz. Je tedy potřeba pro nízké dávky extrapolovat z údajů pro dávky vysoké.

Jsou vypracovány dva modely používané pro hodnocení rizika stochastických účinků záření. Jako absolutní riziko je definována pravděpodobnost, že se u osoby určitého věku rozvine onemocnění jako následek lékařského ozáření. Model relativního rizika předpokládá, že se zvyšuje výskyt přirozeného onemocnění (rakoviny) a vyjadřuje se zlomkem nebo násobkem normálně se vyskytujícího rizika. (Peck, 2017) Hodnota pro relativní riziko je vždy větší než 1. Pokud by tomu tak nebylo, předpokládalo by se, že záření přináší nějaký benefit. Tento stav se označuje jako hormeze. Pro hodnocení rizika je zavedena veličina efektivní dávka z radiační expozice. Při jejím posuzování je nutno brát v úvahu citlivost ozářené tkáně (reprezentováno váhovým faktorem w_T), ale také typ záření². Jednotkou efektivní dávky je Sievert [Sv]. Při výpočtu odhadu efektivní dávky je potřebné uvažovat jak všechny tkáně přítomné v primárním svazku tak i ty, které jsou vystaveny rozptýlenému záření. Část primárních fotonů projde vyšetřovaným objektem bez interakce, tedy každá tkáň přijme jen určité množství energie ze záření vstupujícího do organismu, a tu bychom uvažovali v případě absorbované dávky.

Citlivost k záření se liší podle buněčného věku, u dětí je relativní riziko větší než u dospělých jedinců.

Pro výpočet dávky s ohledem na typ záření byla zavedena veličina ekvivalentní dávka H_T . Jednotkou již není [Gy], ale Sievert [Sv]. Vyjadřuje míru ozáření vybraného orgánu. Lze s ní tedy vyjádřit míru deterministických účinků.

$$H_T = w_r * D_T$$

Pokud chceme vyjádřit pravděpodobnost stochastických účinků, je potřeba zohlednit radiosenzitivitu všech ozářených orgánů. Proto je zavedena veličina efektivní dávka E. Efektivní dávka umožní posoudit celotělové ozáření z ozáření části těla nebo některých orgánů (Súkupová, 2018). Definována je jako součet součinů ekvivalentních dávek všech orgánů a příslušných tkáňových váhových faktorů.

² Reprezentováno dalším váhovým faktorem, který zohledňuje relativní biologickou účinnost různých typů záření. Označuje se w_r – radiační váhový faktor.

$$E = \sum_T w_t * H_T$$

2. 1. 5 Dozimetrické metody

Pro výpočet dávek v jednotlivých orgánech a tkáních a následný odhad rizika je nutné získat vstupní veličiny. K výslednému odhadu rizika se dnes běžně využívá vhodný softwarový nástroj.

Existují metody přímé a nepřímé. Nepřímé metody jsou prováděny na dedikovaných fantomech, čímž se ale snižuje přesnost výsledku. Nepřesnost vzniká jako následek odlišnosti složení každého lidského těla. Přímé metody využívají výpočtu z hodnot, které běžně získáme při vyšetření.

Přímá metoda výpočtu dávky

Nejběžnější metodou stanovení dávek u skiografie je stanovení dávky na orgán nebo na celého pacienta z hodnot, které jsou dostupné před a hned po vyšetření – z expozičních hodnot a součinu kermy a plochy. Tyto hodnoty se přepočítají pomocí konverzních faktorů (Súkupová, 2018) nebo zadají do softwarového nástroje, který na podkladě simulace stanoví odhad orgánových dávek nebo efektivní dávku pro celé tělo.

Nepřímá metoda výpočtu dávky

Pro stanovení orgánových dávek lze využít fantomy, které nasimulují orgán nebo tkáň z hlediska atenuace i zpětného rozptylu. Mohou mít podobu geometrických prostorových útvarů – krychle, kvádry z polymethylmetaakrylátu (PMMA) s možnou náplní vodou. Pro přesnější měření mají formu antropomorfní, díky které dokáží lépe simulovat vlastnosti lidského těla. (Súkupová, 2018)

PCXMC

PCXMC (STUK, Helsinky, Finsko) je počítačový program užívaný pro výpočet orgánové a efektivní dávky vzniklé při běžném skiagrafickém nebo skiaskopickém vyšetření. Pro výpočet využívá metody simulace Monte Carlo. Vstupními parametry jsou rozměry pacienta, geometrie a kvalita svazku, základní expoziční hodnoty a některá z veličin ukazujících dávku po vyšetření – K_i nebo P_{KA} . Výstupem jsou pak orgánové dávky ve 25 orgánech a efektivní dávka. (Servomaa, 1998)

K simulaci využívá hermafroditní modely Cristy respektive Cristy & Eckerman v šesti věkových kategoriích – děti 1, 5, 10, 15 let a dospělá osoba. Pro věrnější simulaci, bylo pro PCXMC provedeno několik úprav standardních Cristy fantomů:

- pro laterální projekce mohou být odstraněny ze simulace paže,
 - byl přidán jícen,
 - přední část krku byla modifikována tak, aby byl uvažován vliv dolní čelisti,
 - prsa jsou považována za směs tuku a vody v poměru 50:50
 - je možná modifikace fantomů změnou nastavené výšky a váhy.
- (Servomaa, 1998)

Vlastní výpočet dávky je založen na Monte Carlo stochastické matematické simulaci interakcí mezi fotony RTG záření a hmoty. Fotony jsou sledovány během průchodu hmotou, zatímco interagují s různou pravděpodobností Rayleighovým rozptylem, Comptonovým rozptylem nebo fotoefektem. Generuje se velké množství historií interakce fotonů, z kterých je následně používán odhad středních depozic energie v různých orgánech fantomu. (Servomaa, 1998) Program pak počítá dávku s tkáňovými faktory podle publikací ICRP 103 a ICRP 60.

Kromě výpočtu dávek program počítá odhad rizika úmrtí pacienta na rakovinu, indukovanou zářením v závislosti na věku, pohlaví a rase.

Typické efektivní dávky

V letech 2010 – 2014 provedl Státní ústav radiační ochrany, v.v.i studii, při které byla retrospektivně zjišťována efektivní dávka pro skiagrafické výkony.

Tabulka 2 Typické E pro skiagrafii

Vyšetření	typická E [mSv]
bederní páteř AP/PA	0,78
břicho	0,35
pánev	0,28

(Súkupová, 2018)

Vyjádření míry rizika

Vzhledem k dávkám, jaké je možné při vyšetření pánve obdržet, se veškeré riziko týká pouze vzniku stochastických účinků. Při odhadu rizika, z těchto malých dávek, se může vycházet z obecných, dříve stanovených hodnot.

Tabulka 3 Míra rizika z lékařského ozáření - stochastické účinky

efektivní dávka [mSv]	popis rizika	příklad vyšetření
< 0,1	Zanedbatelné	RTG hrudníku, končetin
0,1 – 1	Minimální	RTG páteře, břicha, pánve, lebky
1 – 10	Velmi nízké	CT hlavy; skiaskopie GIT; intervenční radiologie
10 – 100	Nízké	CT hrudníku, břicha, pánve; intervenční radiologie a kardiologie
> 100	Mírné	několik CT vyšetření, složité intervenční výkony

(Martin, 2017)

Tyto hodnoty jsou vhodné pro sdělení radiačního rizika veřejnosti. Pro přesnější odhad, je nutné zpracování vstupních hodnot radiačním fyzikem a jejich zpracování v simulačním programu.

2. 1. 6 Diagnostické referenční úrovně

Protože pro lékařské ozáření nelze stanovit limity je zaveden systém směrných hodnot – diagnostických referenčních úrovní. Jsou dvouúrovňové, tedy národní (NDRÚ) a místní (MDRÚ). Garantem NDRÚ je Ministerstvo zdravotnictví. MDRÚ jsou vypracovávány pro každý zdroj ionizujícího záření a každý zdravotní výkon v radiodiagnostice jako ukazatel úrovně expozice standardního pacienta pro dané zdravotnické zařízení. Referenční úrovně by měly být ve vztahu $MDRÚ < NDRÚ$. Pokud tomu tak není, je třeba vypracovat odůvodnění tohoto vztahu. (Zákon č. 263/2016 Sb., 2017)

DRÚ jsou vypracovávány pro standardního pacienta, tedy dospělý jedinec o váze $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$ (průměrný pacient, respektive 75 percentil (Peck, 2017)). V případě NDRÚ pro vyšetření pánve AP je hodnota stanovena v příloze číslo 22 vyhlášky 422/2016 Sb. na $P_{KA} = 2000 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ a $K_e = 4,5 \text{ mGy}$. (Vyhláška č. 422/2016 Sb., 2017) Pro příklad uvedu průměrnou hodnotu MDRÚ z nemocnice FN Plzeň $P_{KA} = 962 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$.

V případě pediatrického pacienta se přistupuje ke stanovování DRÚ podle váhových kategorií, nikoliv podle věku. Díky těmto stanoveným hodnotám lze velmi

jednoduše posoudit, zda je proces lékařského ozáření optimalizován a nedochází k nadměrnému dávkovému zatěžování vyšetřované populace.

2. 2 Zdroje ozáření

Pacient je během lékařského ozáření vystaven několika zdrojům záření. Pro zjištění míry rizika, je nutné uvažovat všechny tyto zdroje.

2. 2. 1 Primární záření

Primární záření je záměrně emitováno ze zdroje – rentgenky. Slouží k tvorbě výsledného obrazu na receptoru. Spektrum tohoto záření je tvořeno směsí brzdného a charakteristického záření. Po emisi prochází primární svazek filtrací. Celková filtrace, o minimální hodnotě ekvivalentní filtrace ne menší než 2,5 mm Al (ČSN EN 060601-1-3, 2016), je docílena primární, inherentní filtrací a lze doplnit další přídatnou filtrací. Ta má nejčastěji podobu několika měděných filtrů a její použití je dáno doporučením v NRS (Věstník ministerstva zdravotnictví, 2019). Dávky z primárního svazku mohou být relativně vysoké, pro běžné skiaskopické a skiagrafické výkony nabývají hodnoty dávkového příkonu 1 – 25 mGy*s⁻¹. (Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020) Je tedy velice důležité omezit plochu, na kterou dopadá primární svazek na co nejmenší. Tedy kolimovat tak, aby ozářené pole pokrývalo oblast zájmu s co nejužším lemem.

2. 2. 2 Rozptýlené záření

Při vyšetření s pomocí ionizujícího záření je třeba vzít v úvahu vznikající rozptýlené záření, které se také, i když menší mírou, podílí na výsledné dávce pacienta. Rozptýlené, neboli sekundární záření, vzniká hlavně jako následek interakcí fotonového záření s materiálem objektu. Jeho převážná většina vzniká následkem Comptonova rozptylu. Tato interakce je nepružným rozptylem fotonu rentgenového záření v atomech materiálu. Dochází k ní nejčastěji s valenčním elektronem. Letící foton interaguje s elektronem, předá mu část své energie a pokračuje dál jiným směrem a se sníženou energií. Takto vzniklé rozptýlené záření je neúčinné. Pokud se takto interagující fotony dostanou z objektu ven a dopadnou na receptor záření, způsobují patrně snížení kvality obrazu – snížení kontrastu. Pokud se interagující fotony nedostanou z objektu ven, šíří se směrem, který neodpovídá směru primárního svazku a po jedné nebo několika interakcích Comptonovým rozptylem dojde k další z interakcí – fotoefektu. Při fotoefektu dojde k předání veškeré zbývající energie hmotě, tedy ke vzniku dávky.

Pravděpodobnost zmíněných interakcí je dána hlavně energií primárních fotonů a materiálem objektu. Čím vyšší je energie fotonu, tím větší pravděpodobnost je, že dojde k interakci Comptonovým rozptylem. Při energiích využívaných pro vyšetření pánve, tedy při $E = 60 \text{ keV}$ a více, je pravděpodobnost této interakce již majoritní.

Dalšími zdroji rozptýleného a neúčinného záření mohou být:

- únik záření z krytu rentgenky – je dáno, že dávkový příkon únikového záření nesmí překročit $1 \text{ mGy} \cdot \text{h}^{-1}$, na plochu 1 m^2 ve vzdálenosti 1 m od ohniska, v praxi bývá nižší (Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020),
- rozptyl z trubice, filtrace, krytu, ionizační komory – rozptyl z všech prvků rentgenového zdroje a kolimátoru,
- extrafokální záření – vzniká jako následek interakce katodového záření s jiným místem na anodě, než s dopadovým ohniskem,
- rozptyl od ostatních ozářených objektů – v okolí vyšetřovaného předmětu a hlavně pod ním (zpětný rozptyl),
- gonádová krytka.

Tabulka 4 Příklad dávkových příkonů 75 cm od ohniska

zdroj záření	dávkový příkon [$\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$]	
	skiaskopie	skiografie
primární svazek	5	25
extrafokální záření	0,01	0,05
rozptyl od objektů	0,001	0,005
únik z krytu	0,0001	0,0001

(Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020),

2.3 Diagnostické lékařské ozáření v oblasti pánve

2.3.1 Indikační kritéria

Rentgenové vyšetření pánve patří mezi základní vyšetřovací metodu z indikací ortopedických, traumatologických, chirurgických i interních. Vzhledem k základnímu principu odůvodnění, je vyšetření považováno za indikované, dojde-li k souhlasu s explicitně vyjádřenými případy. Ty jsou definovány v Národních radiologických standardech pro skiografii – speciální část, vypracovaných aktuálně pouze pro dospělé pacienty. Verze pro pediatrické pacienty je v současnosti ve fázi

schvalování. Pro lékařské ozáření pánve nelze uvažovat pouze vyšetření cílené na pánev a kyčelní klouby, ale i vyšetření břicha a bederní páteře.

Mezi standardně indikovaná vyšetření patří zobrazení při:

- kostní bolesti – pouze lokální zobrazení,
- bolesti kloubů dolní končetiny – při podezření na postižení skeletu,
- osteomalacie,
- úrazu – pádu s následnou nemožností zátěže a chůze,
- podezření na únavovou zlomeninu,
- poranění měkkých tkání s podezřením na přítomnost kontrastního cizího tělesa,
- kostní nádor – při diagnóze,
- mnohočetný myelom,
- VVK,
- akutní bolest břicha s podezřením na perforaci nebo obstrukci,
- zobrazení močových konkrementů,
- podezření na požití cizího tělesa,
- bolest páteře akutní nebo chronická,
- poranění s bolestí, bez neurologického nálezu.

Mezi nerutinně indikovaná vyšetření patří zobrazení pro:

- sledování při onemocnění kloubu,
- bolesti kyčle – při podezření na aseptickou nekrózu,
- metabolická kostní onemocnění,
- metastázy prokázaného nádoru,
- útvar v měkkých tkáních,
- intravenózní vylučovací urografie.

Neindikovanými vyšetřeními jsou zobrazení pro:

- onemocnění měkkých částí kloubu,
- akutní bolest břicha bez podezření na perforaci nebo obstrukci,
- ledvinná kolika,
- selhání ledvin,
- zácpa,
- trauma páteře bez bolesti a bez neurologického deficitu (Věstník ministerstva zdravotnictví, 2019).

2. 3. 2 Expoziční nastavení

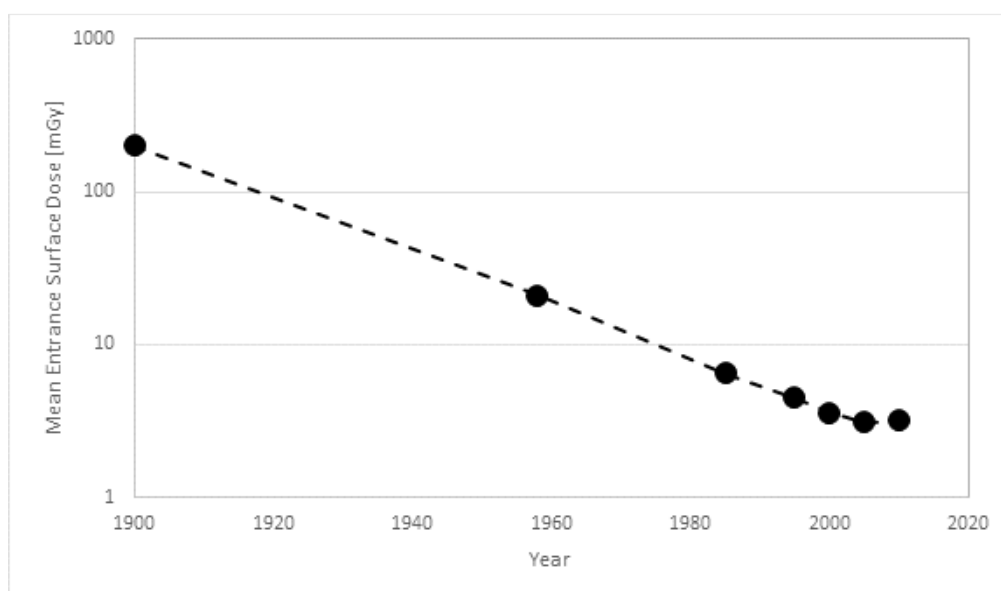
Expoziční hodnoty používané pro vyšetření ionizujícím zářením jsou optimalizovány podle váhy a habitu pacienta. Jejich výchozí hodnoty jsou jako doporučení součástí Národních i Místních radiologických standardů – skiografie, dospělí. Uvedené expoziční hodnoty jsou pro standardního dospělého pacienta o váze 70 kg ± 5 kg.

Tabulka 5 Expoziční hodnoty

vyšetření	SID [cm]	U_p [kV]	ohnisko	přídavná filtrace
pánev	100 - 200	70 - 100	velké	ne
LS páteř	X	70 – 90 (AP) 75 – 115 (lat)	X	X
břicho	X	70 - 90	velké	X

(Věstník ministerstva zdravotnictví, 2019)

Použité expoziční hodnoty souvisí s předanou dávkou a jejich vývoj probíhá společně s rozvojem technologií receptoru obrazu. První velké snížení je patrné s nástupem zesilovacích fólií v zobrazovacím systému film – fólie a další snížení přišlo s nástupem digitálních receptorů se zcela odlišnou charakteristickou křivkou než u klasického rentgenového filmu. Příklad vývoje vstupní dávky je zobrazen v grafu 2.



Graf 2 Vývoj průměrných hodnot vstupní dávky u snímku pánve ve Velké Británii (Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020)

Optimalizace expozičních hodnot

Optimalizace expozičních hodnot je nikdy nekončící činnost probíhající na každém pracovišti se zdrojem ionizujícího záření. Pro posouzení optimalizace z pohledu základních principů radiační ochrany jsou využívány diagnostické referenční úrovně. (Zákon č. 263/2016 Sb., 2017)

2. 3. 3 Projekční nastavení

Vyšetření pánve

Standardně se provádí v jedné předozadní projekci vleže na zádech. Vyšetřovaný odloží nezbytné oblečení a všechny rentgen kontrastní předměty z oblasti zájmu. Palce nohou směřují k sobě pro správné zobrazení anatomických struktur proximální části stehenní kosti. Kolimace je nastavena tak, aby byly zobrazeny všechny pánevní kosti a proximální část stehenní kosti. Při jednostranném vyšetření kyčelního kloubu je centrováno na krček kosti stehenní a kolimováno pouze na oblast pánevního pletence. Další doplňující projekce v této oblasti jsou: poloaxiální vyšetření kyčelního kloubu dle Lauensteina, axiální vyšetření a šikmé projekce na acetabulum. Tato vyšetření jsou prováděna standardně.

Vyšetření bederní páteře

Provádí se ve dvou ortográdních projekcích vstoje nebo vleže. Předozadní projekce je centrována na třetí bederní obratel a kolimováno je tak, aby byly zobrazeny všechny obratle bederní páteře, kost křížová a kostrč. Bočná projekce latero-laterální, pravá nebo levá, je centrována na třetí bederní obratel a kolimováno je tak, aby byly zobrazeny všechny obratle bederní páteře, kost křížová a kostrč. Doplňující projekce v této oblasti jsou cílené zobrazení kosti křížové a kostrče, šikmé projekce na foramina intervertebralia a funkční vyšetření páteře v předklonu a záklonu.

Vyšetření břicha

Provádí se v jedné zadopřední projekci vstoje s centrací a kolimací tak, aby byly zobrazeny obě poloviny bránice v celém průběhu a celá malá pánev. Dalším vyšetřením je nativní zobrazení ledvin a vylučovacího traktu, prováděné v předozadní projekci vleže na zádech.

2. 3. 4 Technika vyšetření

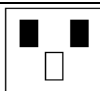
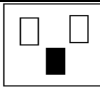
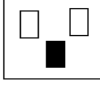
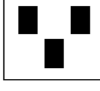
Standardní metodou při vyšetřování pánve, ale i břicha a páteře je dnes využívání automatického řízení expozice (AEC). Radiologický asistent v tomto

případě z expozičních hodnot nastavuje pouze hodnotu vysokého napětí U_p , čímž ovlivní pronikavost záření. Množství záření - hodnota elektrického množství Q , tedy součin hodnot žhavicího proudu a času žhavení je získávána až v průběhu expozice, díky jednoduchému detektoru ionizujícího záření – dnes nejčastěji ionizační komoře.

Ionizační komora

Je umístěna pod oblastí zájmu a jejím úkolem je vydat informaci vedoucí k přerušení záření generátoru. Je tvořena uzavřenou schránkou, jejíž stěny tvoří dvě elektrody. Ty jsou zapojeny v jednoduchém obvodu s ampérmetrem. Komůrka je naplněna plynem. Při průchodu ionizujícího záření dojde k ionizaci tohoto plynu a vzniklé ionty se pohybují směrem k opačně nabitým elektrodám – komůrkou začne protékat proud. Ten je měřen a při dosažení předem dané hodnoty – prahu, dojde k vydání informace o přerušení tvorby záření. V moderních přístrojích je těchto komor po ploše receptoru obrazu několik, nejčastěji tři nebo pět. Volbou správné komory nebo kombinace komor jde docílit optimálního ozáření receptoru obrazu – tedy ideální expozice. Radiologický asistent může v případě použití AEC upravit nastavení prahové hodnoty volbou tzv. „zčernání“.

Tabulka 6 Doporučená volba ionizačních komor pro vyšetření s použitím AEC

pánev/oba kyčelní klouby	
kyčelní kloub	
páteř	
břicho	

(Věstník ministerstva zdravotnictví, 2019).

Dominanta

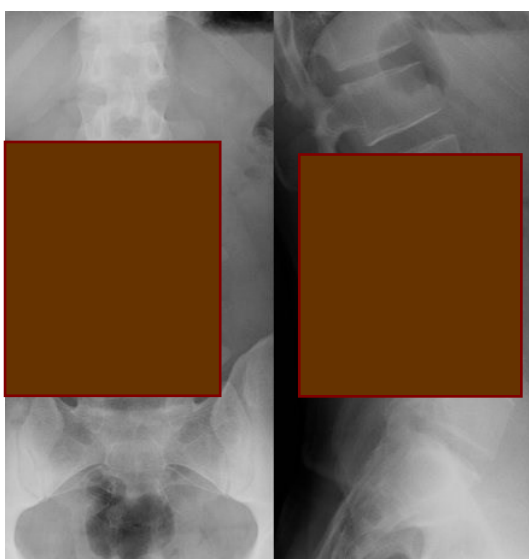
Jinou vyvíjenou možností je využití pixelové AEC, kdy je detektor ionizujícího záření přímo součástí flat-panelu, kdy některé jeho prvky, fotodiody, jsou zodpovědné jen za sledování množství přicházejícího záření. (郑金磊, 2014)

Nové digitální skiagrafické i skiaskopické systémy využívají odlišnou detekci prošlého ionizujícího záření. Jsou jimi místa na digitální flat panelu, které se označují

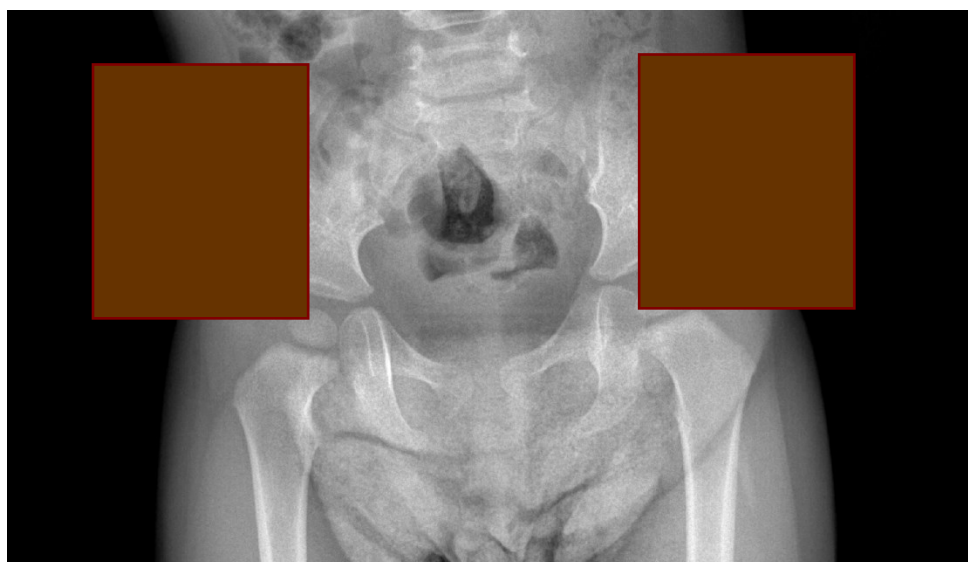
jako dominanty. Ty nemají pevné umístění a jejich velikost se může přizpůsobovat zvolené kolimaci – oblasti zájmu.

Specifika využití AEC u dětí

Systém AEC detektorů je optimalizován pro využití u dospělých. Je tomu přizpůsoben systém jejich rozmístění a i velikost detekčních prvků. Proto není u menších dětí využití AEC zárukou docílení ideální expozice. Pokud komůrka překrývá oblast zájmu, v tomto případě kost, s větším okrajem, dojde ke zkrácení expozice tím, že fotony primárního záření projdou měkkou tkání v okolí.



Obrázek 1 Nevhodné použití AEC při vyšetření páteře

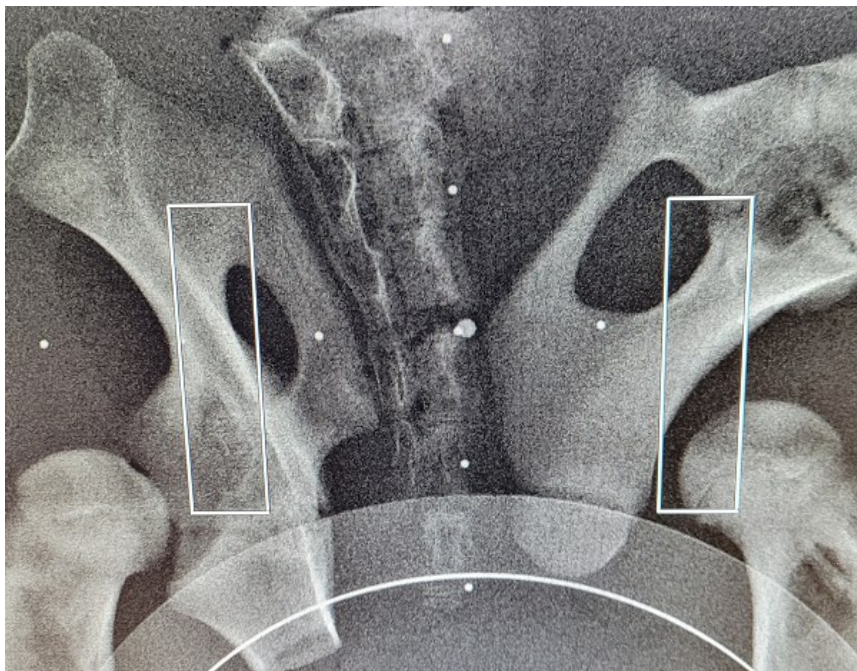


Obrázek 2 Nevhodné použití AEC při vyšetření pánve

Proto je vhodné pro vyšetřování dětí menších rozměrů přistoupit k manuálnímu řízení expozice. Aby to bylo možné, je nutné, aby byly expoziční hodnoty optimalizovány pro několik váhových kategorií dětí. V případě manuálního

řízení expozice, volí obsluha, kromě hodnoty vysokého napětí, také hodnotu elektrického množství, respektive součin anodového proudu a čas žhavení.

Tento nedostatek může být odstraněn při možném použití dominant. Jejich velikost a umístění se přizpůsobí právě zvolené velikosti oblasti zájmu.



Obrázek 3 Umístění dominant u snímku fantomu dětské pánve

2. 3. 5 Kriteria správného zobrazení

Kriteria správného zobrazení jsou popisem všech nutných viditelných struktur pro validní posouzení anatomické struktury. V případě, že je některá z částí zmíněných v tomto popisu nezachycená, ať už nevhodnou kolimací nebo přiloženým krytím, je nutné celé vyšetření opakovat. To má za následek další lékařské ozáření.

Pánev

- symetrické zobrazení celé pánve
- šikmé projekce dle Judeta
 - kyčelní kloub a acetabulum zobrazeno v obou šikmých projekcích

Kyčelní kloub

- předozadní projekce
 - stehenní kost v ose radiogramu
 - zobrazeno celé acetabulum a oba chocholíky stehenní kosti
 - při TEP nebo osteosyntéze zobrazený celý implantát
- šikmá projekce dle Lauensteina

- zobrazení krčku a hlavice kosti stehenní bez sumace s okolními strukturami
- při TEP nebo osteosyntéze zobrazený celý implantát (Nedbal, 2021)

Bederní páteř

- předozadní projekce
 - zobrazení celé bederní páteře
 - ostré zobrazení horních a dolních krycích desek těl obratlů v zóně centrálního paprsku (jako jednoduchá čára)
 - ostré zobrazení pediklů
 - zobrazení intervertebrálních kloubů
 - zobrazení trnových a příčných výběžků
 - ostré zobrazení kortexu a trabekulárních struktur
 - zobrazení přilehlých měkkých tkání, zejména stínů musculus psoas
 - zobrazení křížokyčelních kloubů
- bočná projekce, bočná projekce funkční:
 - zobrazení celé bederní páteře
 - přehlednost meziobratlových prostorů
 - ostré zobrazení horních a dolních krycích desek těl obratlů v zóně centrálního paprsku (jako jednoduchá čára) a znázornění intervertebrálních prostor
 - plná vzájemná sumace zadních obratlových okrajů
 - zobrazení pediklů a intervertebrálních otvorů
 - znázornění trnových výběžků
 - ostré zobrazení kortexu a trabekulárních struktur
- šikmá projekce
 - zobrazení celé bederní páteře
 - volná foramina intervertebralia

Kost křížová

- předozadní projekce
 - zobrazení celé křížové kosti
 - symfýza se neprojekuje do křížové kosti

- bočná projekce
 - zobrazení celé křížové kosti

Kostrč

- předozadní projekce
 - zobrazení celé kostrče
 - symfýza se neprojekuje do kostrče
- bočná projekce
 - zobrazení celé kostrče

Křížokyčelní skloubení

- štěrbiny křížokyčelních kloubů jsou přehledné v celém průběhu (Nedbal, 2021)

Břicho

- zobrazeno celé břicho – obě bránice v celém průběhu až po malou pánev (Nedbal, 2021)

2. 3. 6 Posouzení kvality expozice

Kvalita expozice souvisí s principem radiační ochrany optimalizace. Ten udává, že je nutné pro lékařské ozáření použít takové množství záření, aby nedošlo k přehlédnutí diagnosticky významné skutečnosti. Tedy, že obraz musí být natolik proexponovaný, aby šum vzniklý nedostatečnou expozicí nebyl překážkou k validnímu popisu.

Velikost správné expozice souvisí s vlastnostmi receptoru obrazu a je možné ji posoudit podle parametrů, které jsou zobrazeny po expozici. Nejčastěji se jedná o čísla nazývané expoziční index a deviační index. Jsou to hodnoty závislé na množství fotonů dopadajících na prvky detektoru a na kvalitativním parametru receptoru obrazu - detektivní kvantové výtěžnosti (DQE).

Expoziční index

Expoziční index je hodnota sloužící k vyhodnocení správného proexponování objektu. Vychází ze vztahu mezi dávkou dopadající na receptor obrazu a poměrem signálu a šumu vznikajícím na tomto receptoru. Zdrojem pro získání hodnoty expozičního indexu je histogram radiogramu, ze kterého je určena jedna hodnota vypovídající o proexponování celého nebo upraveného pole zájmu. (Súkupová, 2019) Je tedy přímo úměrný dávce dopadající na receptor.

Expoziční index je považován za indikátor kvality obrazu. Nevýhodou je neexistující standardizace tohoto indexu. Každý z výrobců ho definuje jinak a také jinak přistupuje k jeho reprezentaci. (Súkupová, 2019)

Hodnota expozičního indexu je v číselné podobě dostupná ihned po expozici aplikujícímu odborníkovi.

Deviační index

Deviační index je hodnotou, která umožňuje kvantifikovat odchylku získaného expozičního indexu (EI) od hodnoty ideálního (cílového) expozičního indexu (EI_T). Hodnota cílového expozičního indexu je definována před vyšetřením volbou správného expozičního programu. Není tedy přímou hodnotou k posouzení dávky dopadající na receptor obrazu. (Súkupová, 2019)

Deviační index je dán vztahem:

$$DI = 10 * \log_{10}\left(\frac{EI}{EI_T}\right)$$

Tedy ideální hodnota DI = 0. V případě že je DI < 0 došlo k podexpozici, v opačném případě, tedy DI > 0 k nadexpozici. (Súkupová, 2019)

Súkupová uvádí přehled hodnot deviačního indexu:

- DI ≥ 5: Velmi významně přeexponované, pravděpodobně došlo k saturaci signálu v obraze a expozici je nutné pro nepřehlednost opakovat. Obraz bude vypadat jako přeexponovaný snímek získaný u systému film-fólie.
- DI <+3; +5>: Významně přeexponované, nutné provést znovu, jsou-li některé anatomické oblasti diagnosticky nehodnotitelné. Ve většině případů lze obraz upravit pomocí postprocessingových metod.
- DI <+0,5; +3>: Lehce až středně přeexponované. Ve většině případů je obraz zpracován preprocessingovými metodami.
- DI <-0,5; +0,5>: V požadovaném rozsahu.
- DI <-3; -0,5>: Lehce až středně podexponované. Ve většině případů je obraz zpracován preprocessingovými metodami.
- DI <-5; -3>: Významně podexponované. V některých případech lze obraz upravit pomocí postprocessingových metod.
- DI ≤ -5: Velmi významně podexponované, v obraze významně převažuje šum. Může dojít k zneviditelnění důležité diagnostické informace a proto je nutné opakování expozice. (Súkupová, 2019)

Hodnota deviačního indexu v číselné nebo grafické podobě je dostupná ihned po expozici aplikujícímu odborníkovi. V případě přítomnosti cizího materiálu (materiál osteosyntézy, gonádová krytka, kloubní náhrada, kontrastní látka) nemusí být hodnota deviačního indexu vypovídající.

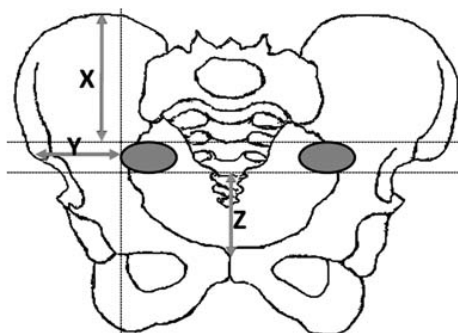
Pro všechny hodnoty zavádí standard DICOM tagy v metadatech souboru:

- (0018,1411) pro expoziční index
- (0018, 1412) pro cílový expoziční index
- (0018, 1413) pro deviační index (DICOM library)

2. 4 Gonádové krytí

2. 4. 1 Umístění vaječnicků

Pro správné umístění gonádového krytí u dívek je nutná znalost přesného umístění vaječnicků. Vizualizace těchto struktur je možná díky zobrazovací metodě magnetická rezonance, která oproti metodám využívajícím ionizující záření zobrazí lépe měkké tkáně. Ve studii dr. Diany Bardo (Bardo, 2009) bylo analyzováno MRI zobrazení LS páteře a pánve se zaměřením na vaječníky 174 dívek ve věku 0 – 18 let. Byla posuzována poloha každého vaječnicku vzhledem k anatomickým orientačním bodům (Obrázek 4) – *crista iliaca anterior superior* (CIAS) (X), *spina iliaca anterior superior* (SIAS) (Y) a spona stydká (Z).



Obrázek 4 Umístění vaječnicků (Bardo, 2009)

Zkoumaný soubor byl rozdělen na tři podsoubory podle věku pacientky - <2 roky, 2 – 12 let, 13 – 18 let. Výsledky jsou vzhledem k rozptylu věků variabilní, ukazují ale, že vaječníky se nacházely vždy na jiném místě než ve středové čáře (Bardo, 2009).

Tabulka 7 Umístění vaječníků vzhledem k vybraným anatomickým strukturám

věková skupina		střed vaječniku – SIAS [mm]	dolní okraj vaječniku – CIAS [mm]	spodní okraj vaječniku – spona stydká [mm]
< 2 roky	mean	35,2	21,9	36,5
	SD	9,1	11	10,7
	rozpětí	8,8 – 54,8	4 – 55,9	16 – 63,5
2 – 12 let	mean	51,7	41,8	51,5
	SD	10,5	21,3	21,9
	rozpětí	15,3 – 77,8	0 - 100	18 – 117,2
13 – 18 let	mean	57,8	73,7	61
	SD	16,1	21,8	21,1
	rozpětí	22 – 106,6	15 - 120	15,8 – 108
všechny pacientky	mean	48,9	49,9	50,4
	SD	15,7	29,2	21,3
	rozpětí	8,8 – 106,6	4 – 120	15,8 – 117,2

(Bardo, 2009)

2. 4. 2 Umístění varlat

Ve studii The Descent of the Testis (Scorer, 1964) byl zkoumán soubor 3612 chlapců a pozice jejich varlat během prvních čtyř dnů po narození. U valné většiny narozených v termínu byla obě varlata sestouplá v šourku. U předčasně narozených jedinců byla varlata sestouplá u 79 % chlapců.

Tabulka 8 Stav sestoupení varlat ve studii Scorer 1964

	sestouplá	%	nesestouplá	%
narození v termínu	3222	97,3	90	2,7
předčasně narození	237	79	63	21

(Scorer, 1964)

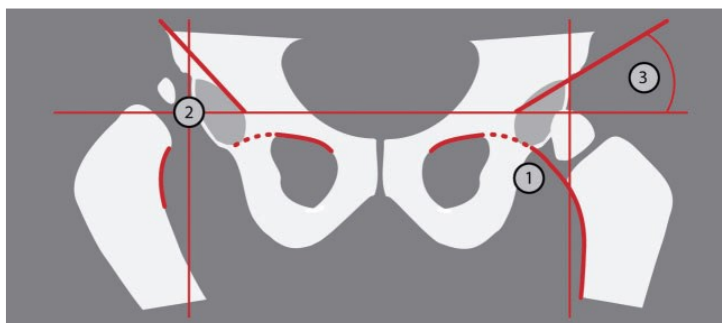
Sestup varlat byl u většiny v termínu narozených do 6. týdne života, u předčasně narozených do 3. měsíce. Pokud do této doby nedošlo k sestupu, jednalo se o permanentní následný stav (Scorer, 1964).

2. 4. 3 Správné umístění gonádového krytí

Při provádění vyšetření, během kterého dochází k ozáření pánve, je využíváno gonádové krytí vhodně podle indikace. Pokud se jedná o vyšetření po traumatu, je využití krytky nežádoucí z důvodu možného zakrytí případné patologie. Naopak při

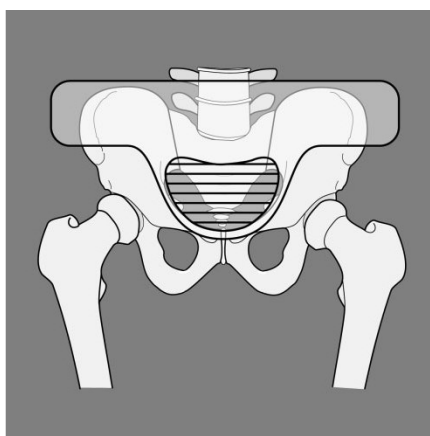
podezření na patologii netraumatického původu (zánět, VVK) v současné době
Národní radiologické standardy ochranné prostředky doporučují. (Věstník ministerstva
zdravotnictví, 2019)

Pro správné použití krytí je nutná velmi dobrá znalost anatomie. Ke
správnému umístění lze využít hmatné a viditelné body: střední čáru (mediánní
rovinou), velký trochanter a sponu stydkou. Pro vytvoření validního popisu
diagnostického radiogramu je nutné, aby nebyly překryty důležité struktury, mezi něž
patří Shentonova - Ménardova linie (prochází krčkem kosti stehenní a pokračuje do
mediánního okraje raménka kosti stydké, Obrázek 3/1), Ombrédannova –
Perkinsonova linie (prochází zevním okrajem acetabula, rovnoběžně s mediánní
rovinou, Obrázek 3/2) a úhel acetabula (Obrázek 3/3). (Fawcett, 2009)



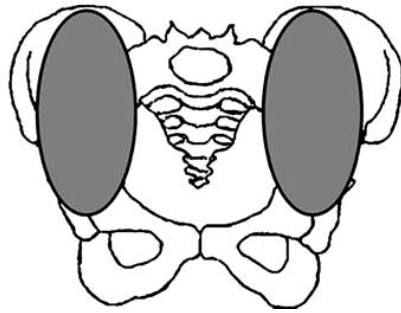
Obrázek 5 Radiogram pánve - důležité struktury (Fawcett, 2009)

Problém ve správném umístění tedy nastává převážně u dívek, vzhledem
k umístění vaječnicků. Jejich poloha je u dětí ne vždy zcela jasná (Fawcett, 2009). Pro
úplnou ochranu vaječnicků by bylo ideální, aby byla překryta celá pánev, což by ale
vedlo ke stínění všech ostatních důležitých struktur (Bardo, 2009).



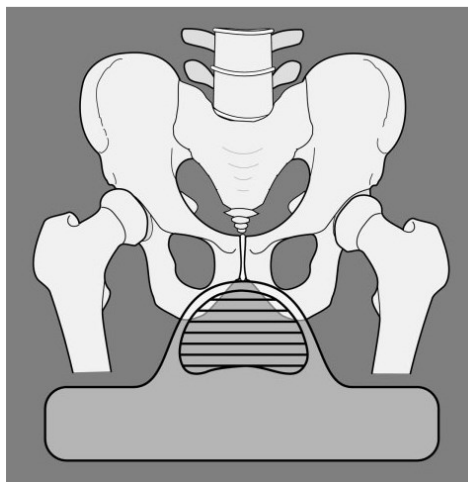
Obrázek 6 Vhodné umístění gonádového krytí u dívek (Fawcett, 2009)

Pro stínění vaječnicků by bylo dostačující stínění laterálních struktur pánve,
spíše než středové čáry.



Obrázek 7 Dostačující stínění pánve u dívek (Bardo, 2009)

U chlapců, vzhledem k předpokladu, že pacient netrpí kryptorchizmem, je umístěna gonádová krytka na šourek a není tedy nutné orientovat se podle dalších orientačních bodů, jako v případě vyšetření u dívek.

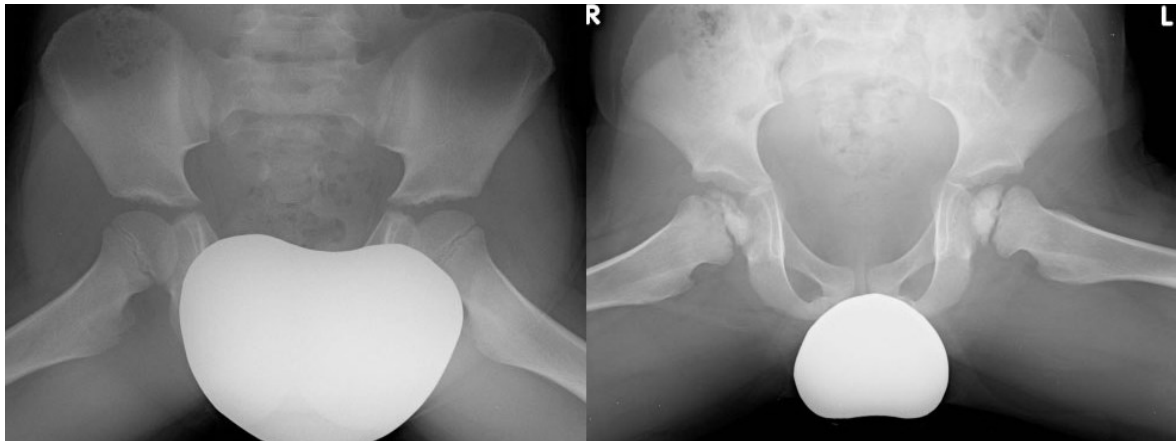


Obrázek 8 Vhodné umístění gonádového krytí u chlapců (Fawcett, 2009)

2. 4. 4 Specifika užití gonádového krytí u dětí

Důležitý aspekt, který je nutno brát v úvahu, je nespolupráce dětských pacientů. Gonádové krytí se ve většině případů pokládá přímo na pacienta, a pokud není fixováno, může jakýkoliv pohyb pacienta způsobit jeho malpozici a tím znehodnocení celého vyšetření.

Pro použití u dětských pacientů je vhodné mít sadu gonádových krytek, odstupňovaných podle velikosti a hlavně pohlaví pacienta. Je na úvaze provádějícího odborníka – radiologického asistenta, aby byl vybrán nejvhodnější rozměr.



Obrázek 9 Nevhodná (vlevo) a vhodná (vpravo) velikost gonádového krytí u chlapce (Fawcett, 2009)

Gonádové krytky byly navrženy v průběhu historie v mnoha různých formách. Dnes se nejčastěji setkáme s kontaktním krytím v podobě tvarované olověné gumy nebo materiálu s podobným ekvivalentem olova. Jsou však dostupné i testikulární kapsule, do kterých je uzavřen celý šourek pacienta a chrání i před rozptýleným zářením nebo nekontaktní krytky, které se vkládají do primárního svazku přímo pod kolimátorem nebo pomocí stojánku. (Jeukens, 2020)

2. 4. 5 Gonádové krytí při použití AEC

Většina vyšetření v této oblasti je prováděna s automatickým řízením expozice (Věstník ministerstva zdravotnictví, 2019), což může v kombinaci s použitím gonádového krytí způsobit neoptimalizované ozáření z důvodu překrytí senzoru automatického řízení expozice vysoce atenuujícím materiálem, z kterého jsou gonádové krytky vyrobeny. (Kaplan 2018) Dojde k nekorektnímu ukončení expozice v pozdější době – náplň ionizační komory je ionizována pouze tam, kde není překryta gonádovým krytím. Tím dojde k nadměrnému ozáření všech okolních orgánů (střevo) a v některých případech i ztrátě obrazové informace z důvodu nesprávné expozice detektoru.

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit a vyhodnotit optimální použití gonádového krytí při vyšetření pánve u dětského pacienta. Pro získání dat budou posuzovány různé varianty vykrývání a následně dojde k porovnání vlivu jednotlivých variant umístění na dávku z primárního záření na gonády a dávku způsobenou rozptýleným zářením na blízké senzitivní tkáň – prs.

Prvním dílčím cílem bude posouzení vlivu použití gonádové krytky na expoziční parametry a současně vlivu na kvalitu obrazu. Premisou je, že pokud gonádová krytka překrývá část detektoru expoziční automatiky, dojde k ovlivnění času pro dosažení prahu ozáření, a tím k ukončení expozice. To umožní posoudit, zda použití gonádové krytky vede k větší radiační zátěži pacienta. Hypotéza je tedy stanovena takto:

H1₁: Použití gonádové krytky ovlivní expozici při použití AEC.

Poté budou posouzeny parametry získané po expozici – hodnota deviačního indexu a počet viditelných značek nízkého kontrastu na radiogramech. Pro posouzení vlivu krytky na kvalitu obrazu budou provedeny dvě studie. První bude zkoumat vliv krytky na exaktní parametr, který indikuje expozici receptoru obrazu – deviační index.

H1₂: Použití gonádové krytky ovlivní deviační index.

Pro posouzení vlastní kvality obrazu budou sledovány změny viditelnosti značek na vloženém fantomu.

H1₃: Použití gonádové krytky nesníží kvalitu obrazu.

Druhým dílčím cílem je posoudit ozáření gonád primárním zářením. Zároveň budou stanoveny míry rizika vzniklého z použití ionizujícího záření z dostupných dat.

Je stanovena hypotéza související s použitím expoziční automatiky:

H2: Rozdíl efektivních dávek nebude ovlivněn použitím expoziční automatiky.

Třetím dílčím cílem práce je stanovení vlivu použití gonádové krytky na vznik rozptýleného záření a stanovení jeho vlivu na blízkou senzitivní tkáň – prs. Proto jsou stanoveny následující hypotézy:

H3₁: Rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití kontaktního gonádového krytí a bez použití gonádového krytí bude statisticky významný.

H3₂: Rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití gonádového krytí pod kolimátorem a bez použití gonádového krytí bude statisticky významný.

H3₃: Rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití kontaktního gonádového krytí a při použití gonádového krytí pod kolimátorem nebude statisticky významný.

Ze všech získaných dat se bude vycházet při tvorbě standardních operačních postupů pro skiagrafické vyšetření pánve, páteře a břicha u dětského pacienta z hlediska využití nebo nevyužití gonádových krytek při těchto vyšetřeních.

3. 2 Metoda sběru dat a realizace výzkumu

Všechna měření budou prováděna na vytvořeném fantomu s pomocí dozimetrických systémů. Výsledná data budou zaznamenána a zpracována běžným tabulkovým kalkulátorem. Odhady efektivní dávky a rizika budou provedeny pomocí softwaru PCXMC 2.

3. 3 Vytvoření fantomu pro měření

Pro dosažení výsledků byl pro měření vytvořen vlastní fantom simulující dětskou pánev. Základem fantomu se stal box slepený z PMMA desek tloušťky 10 mm, o vnějším rozměru 300 x 240 x 200 mm. Pro simulaci kostí pánve byly použity zvířecí kosti pánevního pletence, které jsou složeny do podoby dětské pánve a nalepeny na PMMA desku tloušťky 8 mm, která byla následně vlepena do boxu. Preparace kostí byla provedena vyvařením po dobu 2 hodin, dvojitým oplachem vodou s mycím prostředkem pro odmaštění s následnou lázní ve 3 % roztoku peroxidu vodíku po dobu 2 hodin.



Obrázek 10 Fantom - dětská pánev

Vliv měkké tkáně byl simulován vodou, napuštěnou do výšky 120 mm do boxu fantomu.

Náklady na tvorbu fantomu

- Box z PMMA 2320 Kč
- Kosti 9 Kč
- Preparace 180 Kč
- Kompletace 25 Kč
- Celkem 2534 Kč

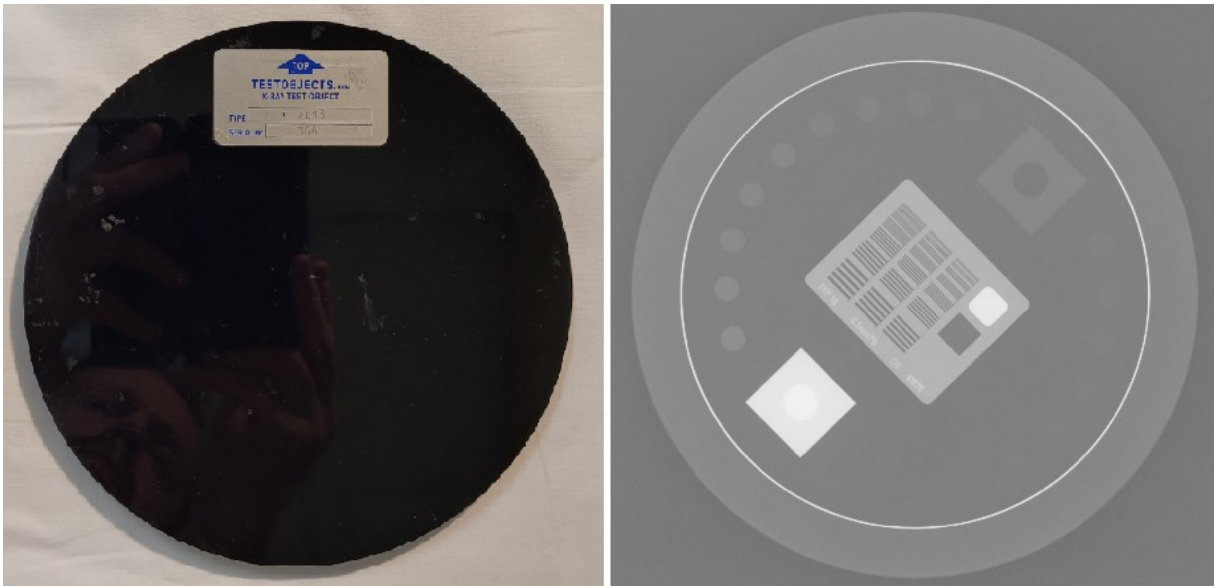
3. 4 Gonádové krytky

Z důvodu potřeby srovnatelné velikosti gonádových krytek pro dvě různá měření nebylo možné využít běžně používané tvary a rozměry krytek. Pro měření byly vytvořeny dedikované gonádové krytky ve tvarech rovnoramenných trojúhelníků. Materiálem pro výrobu byla olovnatá guma o tloušťce 3 mm s ekvivalentem olova 1,5 mm. Pro měření s kontaktní gonádovou krytkou je rozměr krytky 195 x 140 x 140 mm. Tak aby bylo možné srovnat obě měření s aplikovanou krytkou, bylo nutné zajistit srovnatelnou velikost obou krytek na vstupu do fantomu, respektive na receptoru obrazu. Pro měření s gonádovou krytkou umístěnou pod kolimátor je rozměr krytky 70 x 55 x 55 mm.

3. 5 Přístroje

Pro naměření hodnot byl použit přístroj Siemens Luminos dRF Max (Siemens, Erlangen, Německo), který je ve Fakultní nemocnici v Plzni standardně využíván pro snímkování dětských pacientů. Tento přístroj je skiaskopicko-skiagrafický komplex s citlivým receptorem obrazu Pixium 4343-F (Trixiell, Moirans, Francie) s CsI scintilátorem a velikostí pixelu 148 μm .

Pro měření hodnot k výpočtu dopadové dávky byla použita ionizační komora DAPcheck (PDC) (Radcal Corporation, California, USA), která prošla před měřením metrologickou kontrolou. Na ní pak byl umístěn fantom pro RTG FL18 (testobjects.com) pro posouzení kvality obrazu – maximální rozlišení nízkého kontrastu.



Obrázek 11 Fantom FL18

Pro měření rozptýleného záření byl použit dozimetrický systém s platným metrologickým osvědčením RaySafe Xi (Unfors RaySafe, Billdal, Švédsko) s detektorem RaySafe Xi Survey Detector. Posledním použitým měřidlem byl KAP metr v RTG přístroji.

3. 6 Dozimetrické měření

Sestava pro měření dat měla podobu speciálního fantomu dětské pánve, s ionizační komorou DAPcheck uloženou přímo na boxu fantomu, tak aby byl střed komory umístěn nad os sacrum. Na ionizační komoru byl uložen fantom FL18.



Obrázek 12 Umístění komory DAPcheck a fantomu FL18 na fantom pánve

Pro měření rozptýleného záření byl pro simulaci vlivu zbylé části těla použit kvádr PMMA o celkové velikosti 250 x 250 x 180 mm ze sady filtrů Pro – RTG AAPM 31 (Pro-Project, Polsko). V místě prsní tkáně byl přiložen detektor RaySafe Xi Survey dozimetrického systému RaySafe.



Obrázek 13 Sestava pro měření

Vlastní dozimetrické měření proběhlo v šesti nastaveních. Jejich výběr byl zvolen pro porovnání nejčastěji využívaných metod skiografie dětské pánve tak, aby bylo možné porovnávat navzájem parametry důležité pro stanovení nejsprávnějšího, tedy optimálního, použití gonádové krytky u dětského pacienta. Pro potřeby této práce bylo zkoumáno pouze vyšetření u dívek, tedy gonádová krytka umístěná tak, aby došlo k odstínění vaječnicků.

1. Bez použití gonádového krytí, s manuální volbou expozičních hodnot.

Expoziční hodnoty použité pro toto měření byly získány z dat vyšetření pacientů s váhou 10 kg (± 2 kg) v průběhu let 2019-2020 na pracovišti pediatrické radiologie s použitím manuálního i automatického řízení expozice. Z hodnot získaných z PACS byl získán medián pro vysoké napětí a elektrické množství. Tyto hodnoty činily $U = 75$ kV a $Q = 2,1$ mAs. Bylo tedy použito dvoubodové manuální řízení expozice.

2. Bez použití gonádového krytí, s automatickou volbou expozičních hodnot.

Expoziční hodnota napětí použitá pro toto měření byla získána z dat vyšetření pacientů s váhou 10 kg (± 2 kg) v průběhu let 2019-2020 na pracovišti pediatrické radiologie s použitím manuálního i automatického řízení expozice. Z hodnot získaných z PACS byl získán medián pro vysoké napětí. Tato hodnota činila $U = 75$ kV. Bylo tedy použito jednobodové automatické řízení expozice (AEC) s použitím dvou postranních dominant. Medián hodnoty $Q_m = 1,1$ mAs.

3. S použitím kontaktního gonádového krytí, s manuální volbou expozičních hodnot.

Expoziční hodnoty použité pro toto měření byly získány z dat vyšetření pacientů s váhou 10 kg (± 2 kg) v průběhu let 2019-2020 na pracovišti pediatrické radiologie s použitím manuálního i automatického řízení expozice. Z hodnot získaných z PACS byl získán medián pro vysoké napětí a elektrické množství. Tyto hodnoty činily $U = 75$ kV a $Q = 2,1$ mAs. Bylo tedy použito dvoubodové manuální řízení expozice.

Byla použita trojúhelníková gonádová krytka o rozměrech 195 x 140 x 140 mm, uložená tak, aby simulovala vykrytí vaječníků u dívky. Nacházela se na ionizační komoře DAPcheck. SOD krytky byla 84 cm.

4. S použitím kontaktního gonádového krytí, s automatickou volbou expozičních hodnot.

Expoziční hodnota napětí použitá pro toto měření byla získána z dat vyšetření pacientů s váhou 10 kg (± 2 kg) v průběhu let 2019-2020 na pracovišti pediatrické radiologie s použitím manuálního i automatického řízení expozice. Z hodnot získaných z PACS byl získán medián pro vysoké napětí. Tato hodnota činila $U = 75$ kV. Bylo tedy použito jednobodové automatické řízení expozice (AEC) s použitím dvou postranních dominant. Medián hodnoty $Q_m = 1,1$ mAs.

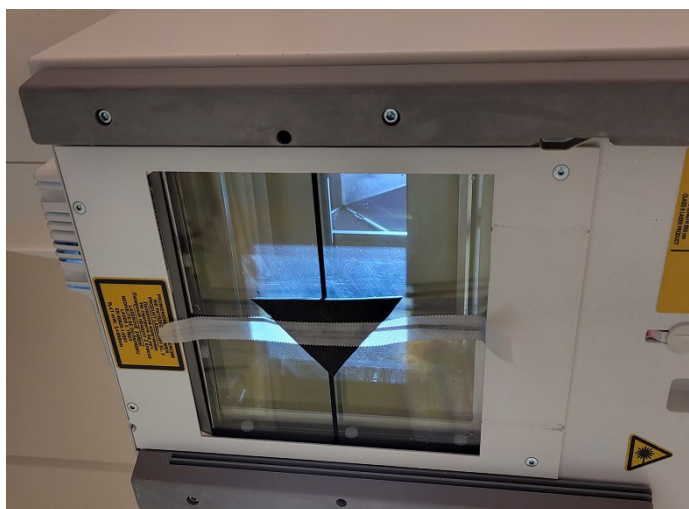
Byla použita trojúhelníková gonádová krytka o rozměrech 195 x 140 x 140 mm, uložená tak, aby simulovala vykrytí vaječníků u dívky. Nacházela se na ionizační komoře DAPcheck. SOD krytky byla 84 cm.

5. S použitím výstupního omezovače – vložení krytky pod výstup z kolimátoru a manuální volbou expozičních hodnot.

Expoziční hodnoty použité pro toto měření byly získány z dat vyšetření pacientů s váhou 10 kg (± 2 kg) v průběhu let 2019-2020 na pracovišti

pediatrické radiologie s použitím manuálního i automatického řízení expozice. Z hodnot získaných z PACS byl získán medián pro vysoké napětí a elektrické množství. Tyto hodnoty činily $U = 75 \text{ kV}$ a $Q = 2,1 \text{ mAs}$. Bylo tedy použito dvoubodové manuální řízení expozice.

Byla použita trojúhelníková gonádová krytka, která byla připevněna na spodní plochu kolimátoru. Umístění krytky bylo vybráno tak, aby přesně kopírovala polohu kontaktní gonádové krytky. Velikost a tvar krytky byly vybrány tak, aby odpovídaly velikosti kontaktní krytky – $70 \times 55 \times 55 \text{ mm}$. SOD krytky byla $29,5 \text{ cm}$.



Obrázek 14 Umístění GK na kolimátoru

6. S použitím výstupního omezovače – vložení krytky pod výstup z kolimátoru a automatickou volbou expozičních hodnot.

Expoziční hodnota napětí použitá pro toto měření byla získána z dat vyšetření pacientů s váhou 10 kg ($\pm 2 \text{ kg}$) v průběhu let 2019-2020 na pracovišti pediatrické radiologie s použitím manuálního i automatického řízení expozice. Z hodnot získaných z PACS byl získán medián pro vysoké napětí. Tato hodnota činila $U = 75 \text{ kV}$. Bylo tedy použito jednobodové automatické řízení expozice (AEC) s použitím dvou postranních dominant. Medián hodnoty $Q_m = 1,1 \text{ mAs}$.

Byla použita trojúhelníková gonádová krytka, která byla připevněna na spodní plochu kolimátoru. Umístění krytky bylo vybráno tak, aby přesně kopírovala polohu kontaktní gonádové krytky. Velikost a tvar krytky byly vybrány tak, aby odpovídaly velikosti kontaktní krytky – $70 \times 55 \times 55 \text{ mm}$. SOD krytky byla $29,5 \text{ cm}$.

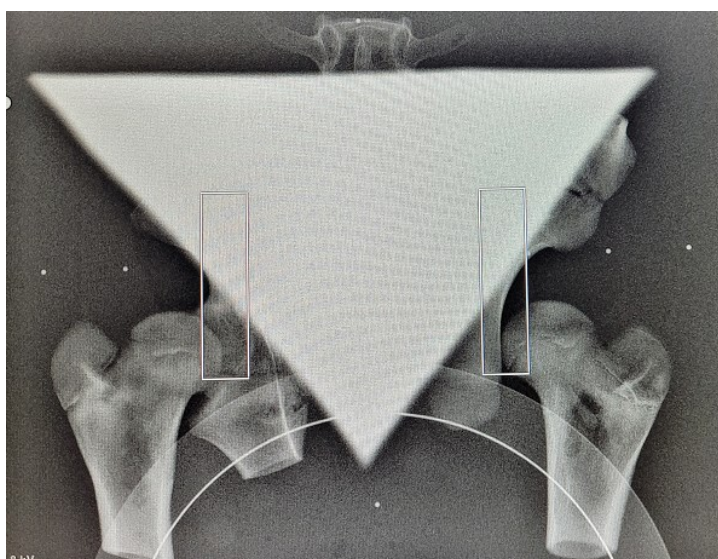
Pro zhodnocení všech skutečností byly zhotoveny dvě sady naměřených hodnot. První sada byla zhotovena s použitím AEC, druhá sada při použití manuálního řízení expozice. Tuto možnost jsme zvolili z důvodu toho, že jsou oba způsoby řízení expozice při vyšetření dětských pacientů používány. Pro každé z šesti možných nastavení byla získána sada dat z 50 expozic. Po každé expozici byly zaznamenány následující hodnoty:

- expoziční napětí U [kVp]
- elektrické množství Q [mAs]
- KAP indikovaná měřidlem na přístroji [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]
- KAP změřená komorou DAPcheck [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]
- dávka z rozptýleného záření změřená dozimetrickým systémem RaySafe [μGy]
- počet viditelných prvků nízkého kontrastu na fantomu FL18
- hodnota deviačního indexu indikovaná přístrojem.

4 ZPRACOVÁNÍ DAT A VÝSLEDKY

4.1 Vliv gonádové krytky na velikost expozice

Pro posouzení vlivu přítomnosti gonádové krytky na velikost expozice byly využity hodnoty získané při expozici s využitím expoziční automatiky. Při použití neměnné hodnoty vysokého napětí vypovídá o délce expozice, tedy doby dosažení prahu potřebného ozáření detektoru, hodnota elektrického množství. Její velikost je lineární k dávce. Při použití gonádových krytek, došlo k významnému překrytí detektorů expoziční automatiky – v případě našeho měření dominant. Tento překryv je patrný na obrázku 15.

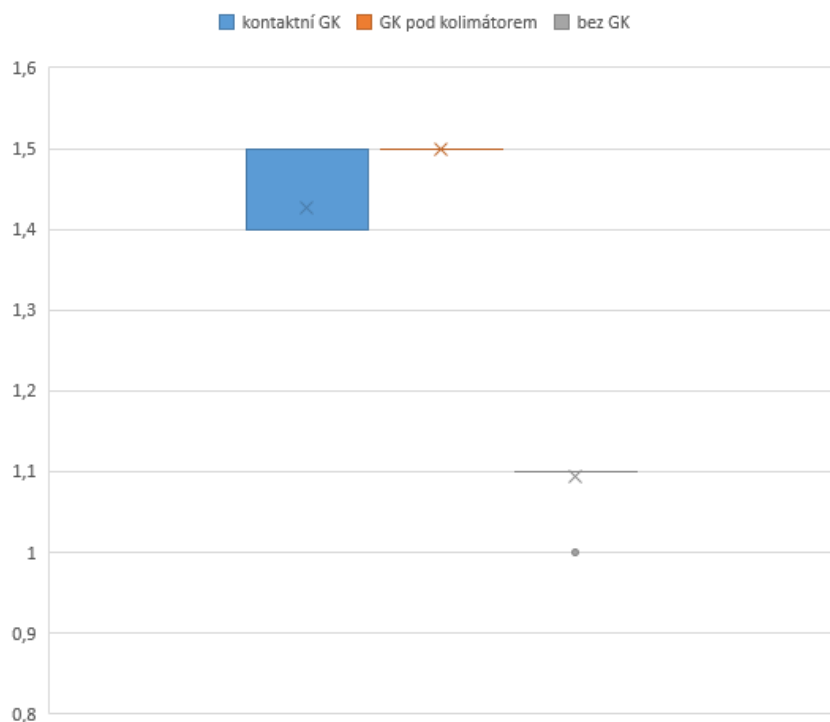


Obrázek 15 Umístění postranních dominant (zobrazeno pomocí funkce CAREPROFILE™(Siemens))

Z naměřených hodnot pro všechny série s použitím nebo nepoužitím gonádové krytky, byl pro každý soubor hodnot vypočítán medián hodnot elektrického množství. Stejně byla zpracována i hodnota deviačního indexu. Výsledky jsou zpracovány v tabulce 9 a grafu 3.

Tabulka 9 Medián hodnot Q a DI při použití AEC

nastavení	Q [mAs]	DI
AEC s kontaktní krytkou	1,4	-3
AEC s krytkou u kolimátoru	1,5	-3
AEC bez gonádové krytky	1,1	-3,5



Graf 3 Hodnoty Q (mAs) u sérií s AEC

Z hodnot uvedených v tabulce 9 je viditelný významný vliv přítomnosti gonádové krytky na hodnotu elektrického množství. Nárůst potřebného množství záření činí 21,4% při přítomnosti kontaktní gonádové krytky, respektive 26,7% při použití gonádové krytky jako výstupního omezovače. Pokud tedy budeme uvažovat lineární vztah množství záření a dávky sdělené pacientovi, lze konstatovat významný vliv na zvýšení dávky, při přítomnosti gonádové krytky při automatickém řízení expozice. Je však nutné poznamenat, že vliv na stíněnou tkáň bude naopak nižší, jelikož je většina fotonů primárního svazku absorbována krytkou.

Při srovnání s daty získanými s manuálním řízením expozice, činil rozdíl elektrického množství 33,3 % pro sérii s kontaktně uloženou GK, 28,6 % pro sérii s GK pod kolimátorem a 47,6 % pro sérii bez gonádové krytky.

Lze tedy přijmout hypotézu H1: Použití gonádové krytky ovlivní expozici při použití AEC.

4. 2 Vliv gonádové krytky na deviační index

Záporné hodnoty mediánu deviačního indexu lze vysvětlit přítomností, v poměru k celému objektu, velké gonádové krytky. Při srovnání s daty ze studie bez krytky lze ale konstatovat, že ve všech případech s použitím AEC došlo k podexponování obrazu. Pro posouzení vlivu krytky na deviační index byla použita

data získaná s manuálním řízením expozice. Hodnota elektrického množství Q zde byla pevně stanovena na empiricky získanou hodnotu $Q=2,1\text{mAs}$.

V sérii bez použití AEC, byly hodnoty Q a mediánu expozičního indexu:

Tabulka 10 Medián hodnot Q a DI bez použití AEC

nastavení	Q [mAs]	DI
s kontaktní krytkou	2,1	-1
s krytkou u kolimátoru	2,1	-1
bez gonádové krytky	2,1	0

Pokud se zaměříme na deviační indexy pouze u sérií získaných při manuálním nastavení expozičních hodnot, je zde patrný vliv gonádové krytky na hodnotu deviačního indexu. To bylo způsobeno tím, že část získaného radiogramu je překryta zcela krytkou. Ta způsobila snížení signálu v této oblasti. Pokud byl expoziční index, který je použit pro výpočet deviačního indexu získáván z celého obrazu nebo z části obrazu, která byla zatížena krytkou, působí tato krytka jako artefakt. Tento artefakt ovlivní tuto hodnotu v závislosti poměru celé posuzované oblasti a překryté posuzované oblasti.

Mohli jsme tedy konstatovat, že při přítomnosti gonádové krytky nedošlo ke zcela korektnímu výpočtu této hodnoty a nelze tedy hodnotu deviačního indexu využít například pro optimalizaci.

Vzhledem k těmto výsledkům jsme mohli přijmout hypotézu H_{12} : Použití gonádové krytky ovlivní deviační index.

4. 2. 1 Posouzení vlivu velikosti expozice na kvalitu obrazu

Pro posouzení kvality obrazu bylo hodnoceno množství viditelných nízko kontrastních značek na přiloženém fantomu FL18. Tyto hodnoty byly jediné subjektivně posuzované v celém měření. Při posuzování bylo tedy důležité, aby byly zachovány stabilní podmínky při jejich vyhodnocování a to:

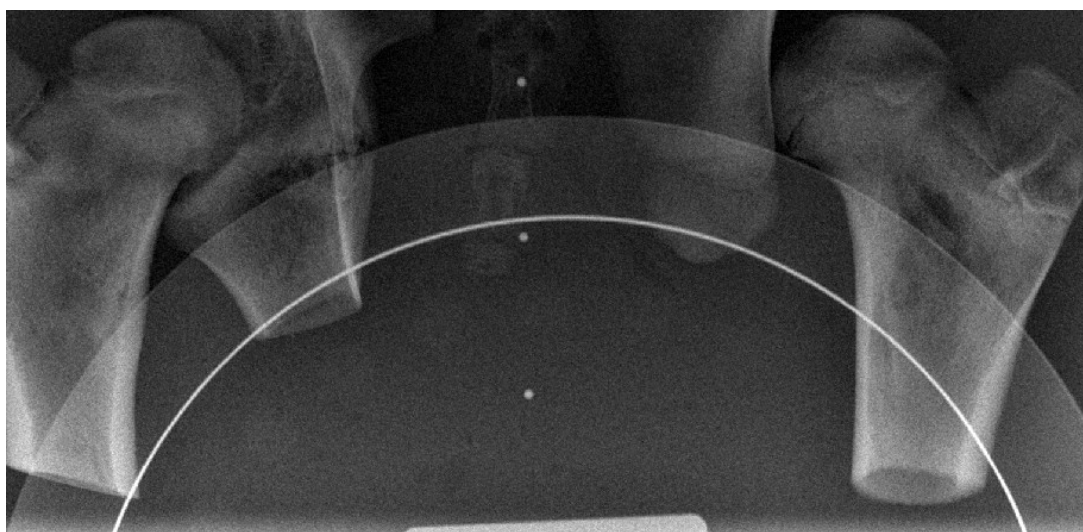
- hodnotitel,
- displej,
- osvětlení místnosti.

Při stabilních vstupech, respektive expozičních hodnotách byly zaznamenány i velmi stabilní výsledky viditelnosti značek. Ve stejném souboru radiogramů, získaném při jednom nastavení (použití krytky) byly hodnoty také stejné.

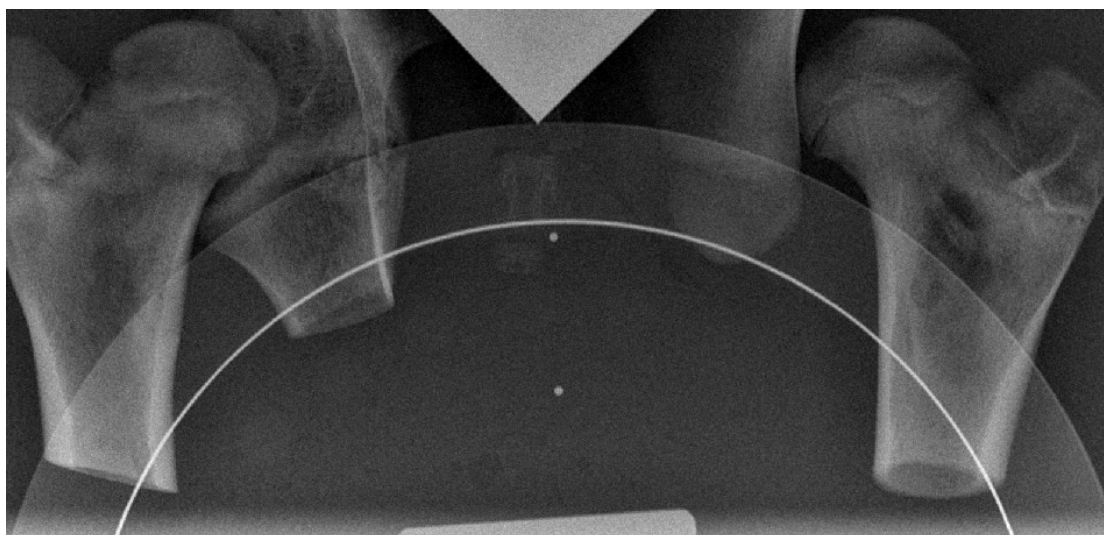
Tabulka 11 Počet viditelných nízko kontrastních značek bez použití AEC

nastavení	počet viditelných značek
bez gonádové krytky	5
s kontaktní krytkou	4
s krytkou u kolimátoru	4

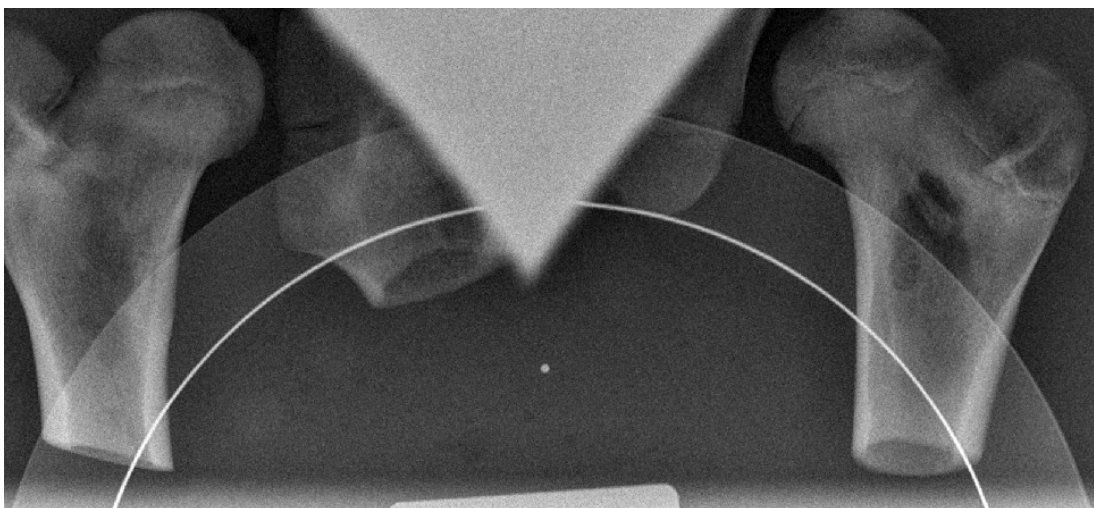
Nižší počet viditelných kontrastních značek při použití krytky byl pravděpodobně způsoben změnou subjektivního kontrastu, který se změnil s vložením, v obraze velmi objektivně kontrastní, gonádové krytky. Nelze tedy přijmout hypotézu H13: Použití gonádové krytky nesníží kvalitu obrazu.



Obrázek 16 Viditelné nízko kontrastní značky bez krytky



Obrázek 17 Viditelné nízko kontrastní značky s kontaktní krytkou



Obrázek 18 Viditelné nízko kontrastní značky s krytkou pod kolimátorem

4.3 Srovnání možností uložení gonádové krytky

Pro posouzení efektivní dávky byl jako ukazatel sloužící pro popis efektivní dávky vybrán parametr plošné kermy P_{KA} indikovaný komorou DAPcheck, který dokáže simulovat velikost vstupní dávky. Nezohledňuje pouze vliv záření rozptýleného v objektu. Z hodnot naměřených byly určeny medián a směrodatná odchylka.

Tabulka 12 Hodnoty P_{KA} při použití gonádové krytky

expozice	medián P_{KA} [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	SD P_{KA} [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]
AEC s kontaktní krytkou	3,09	0,254
AEC s krytkou u kolimátoru	3,09	0,103
manuální s kontaktní krytkou	4,58	0,068
manuální s krytkou u kolimátoru	4,59	0,149

Z výsledných hodnot je patrné, že hodnota plošné kermy není ovlivněna umístěním gonádové krytky. Pro další porovnání budou použity hodnoty s kontaktním uložením GK.

Pro porovnání s expozicí bez GK jsme použili stejné veličiny.

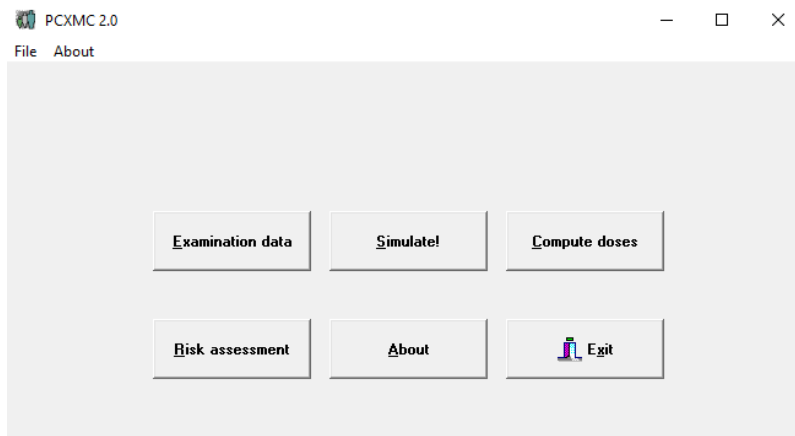
Tabulka 13 Porovnání P_{KA} při použití a nepoužití gonádové krytky

expozice	medián P_{KA} [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]	SD P_{KA} [$\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$]
AEC s kontaktní krytkou	3,09	0,254
AEC bez gonádové krytky	3,00	0,131
manuální s kontaktní krytkou	4,58	0,068
manuální bez gonádové krytky	5,90	0,122

Viditelné snížení plošné kermy, které souvisí se změnou plochy ozářené primárním svazkem je patrné pouze v případě manuální volby expozice (22,4%). V případě použití AEC je P_{KA} zvýšena o zanedbatelnou hodnotu (2,9 %).

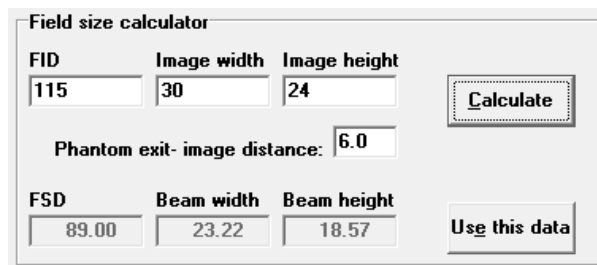
Odhad efektivní a ekvivalentní dávky

Odhad dávek byl zpracován pomocí softwaru PCXMC 2.0.



Obrázek 19 Hlavní nabídka PCXMC 2.0

Prvním krokem bylo Zadání dat o vyšetření (Examination data) a podmínek, které budou využity v následné Monte Carlo simulaci. Ve vnitřním kalkulátoru jsem nejprve vypočetl velikost pole na vstupu do fantomu.



Obrázek 20 Výpočet velikost vstupního pole (PCXMC 2.0)

Vypočítané hodnoty bylo možné přímo přenést k dalšímu kroku, kterým bylo zadání geometrie primárního svazku. Zde byly zadány hodnoty velikosti pole na vstupu do fantomu a směr centrálního paprsku. Byla použita projekce AP, tedy úhel vstupu (Projection angle) činil 270° . V kraniokaudálním směru nebyl paprsek nijak skloněn. Referenční poloha bodu vstupu ventrálního paprsku byla zvolena na souřadnice 0, 0, 0.

Geometry data for the x-ray beam					
FSD	Beam width	Beam height	Xref	Yref	Zref
89.00	23.22	18.57	0.0000	0.0000	0.0000
Projection angle			Cranio-caudal angle		
270.00			0.00		
LATR=180 AP=270			(pos) Cranial X-ray tube		
LATL=0 PA=90			(neg) Caudal X-ray tube		

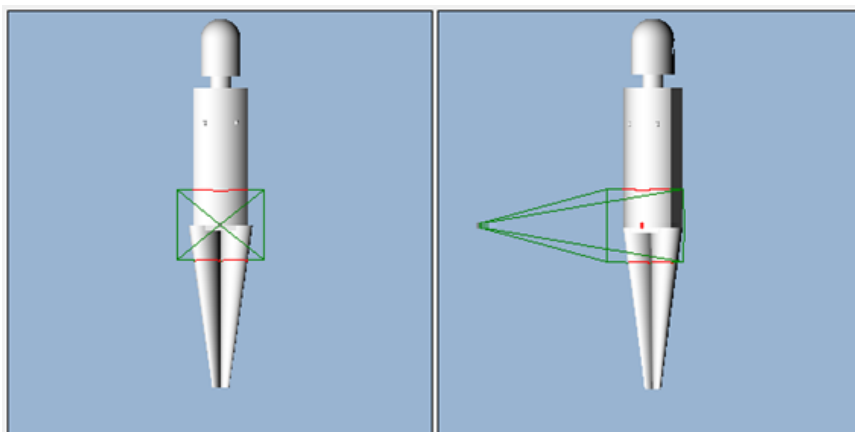
Obrázek 21 Zadání geometrie svazku (PCXMC 2.0)

Poté byla zadána data o fantomu. Nejblíže našemu fantomu byl fantom pěti letého dítěte s upravenou výškou a váhou na 100 cm respektive 10 kg. Položku přítomnosti paží na fantomu jsme pro všechny simulace nechali neaktivní.

Phantom data			
Age:	Phantom height	Phantom mass	<input type="checkbox"/> Arms in phantom
<input type="radio"/> 0 <input type="radio"/> 1 <input checked="" type="radio"/> 5 <input type="radio"/> 10 <input type="radio"/> 15 <input type="radio"/> Adult	100	10	
	Standard: 109.1	Standard: 19.0	

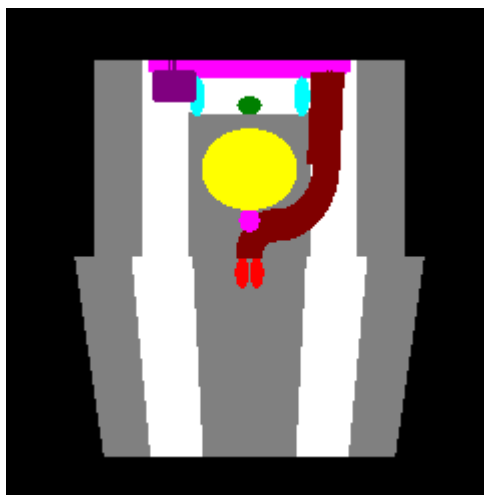
Obrázek 22 Zadání dat fantomu/pacienta (PCXMC 2.0)

Pro náhled zadání parametrů nabízí program možnost vykreslení podoby fantomu a umístění ozářeného pole (Obrázek 23).



Obrázek 23 Nákres modelu a svazku záření (PCXMC 2.0)

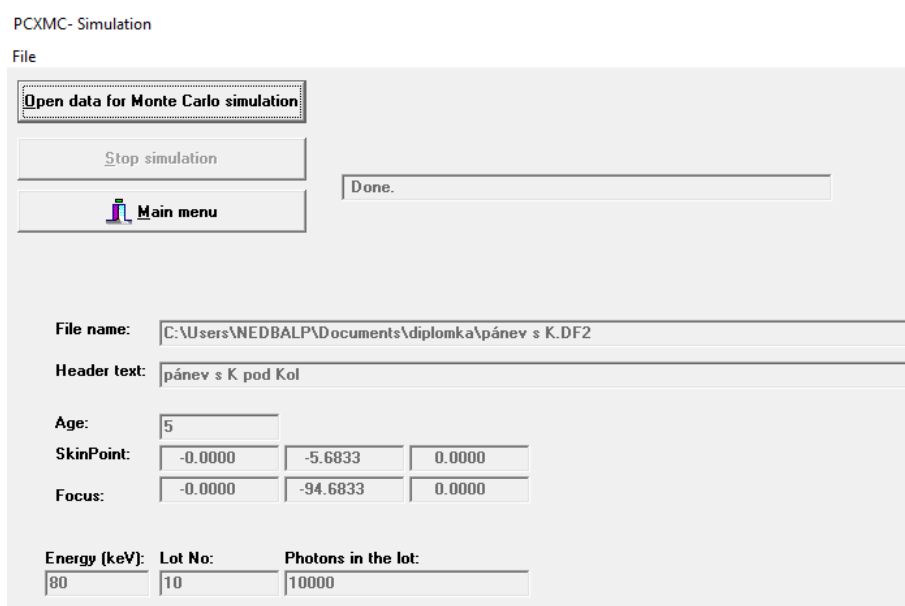
Software poté vygeneruje model ozářeného pole – simulovaný model rentgenového snímku, ve kterém jsou barevně zakresleny orgány ozářené primárním svazkem. Vaječníky jsou kódovány modře, varlata červeně, tlusté střevo hnědě a tmavě fialově, tenké střevo světle fialově, močový měchýř žlutě, děloha zeleně a prostata fialově (Obrázek 24).



Obrázek 24 Umístění orgánů v primárním svazku (PCXMC 2.0)

Posledním krokem je zadání údajů pro Monte Carlo simulaci – maximální energie fotonů (pro naše vyšetření 75 keV) a odhadovaného počtu fotonů. Zadaná hodnota počtu fotonů ovlivňuje statistickou přesnost, které lze v simulaci dosáhnout. Pro naše simulace jsem použil hodnotu 100 000 fotonů. Po zadání všech dat byl vyplněný formulář uložen do souboru formátu „.df2“.

Po uložení jsme přistoupili k vlastní simulaci Monte Carlo (tlačítko Simulate! v hlavní nabídce). Po otevření souboru se automaticky spustí vlastní simulace, která se zadanými parametry trvala 20 sekund. Po ukončení simulace se vygeneruje automaticky nový soubor se simulovanými daty ve formátu „.en2“. Tento soubor již může být využit k výpočtu ekvivalentních a efektivních dávek pro zvolené spektrum záření.



Obrázek 25 Probíhající Monte Carlo simulace (PCXMC 2.0)

Výpočet dávek lze spustit z hlavního menu tlačítkem Compute doses. Po otevření souboru s Monte Carlo simulací je nutné zadat spektrum použitého záření.

Prvním parametrem pro výpočet je zadání kvality RTG záření. Je nutné zadat vysoké napětí rentgenky, anodový úhel a inherentní, případně přídatnou filtraci. Zde jsme zadali $U = 75$ kV, sklon anody 14° a pouze inherentní filtraci v ekvivalentu 2,5 mm hliníku.

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential 75 kV	Filter #1 : Material 13 Atomic Number Al Chemical Symbol	Filter #2 : Material 29 Atomic Number Cu Chemical Symbol
X-ray tube Anode Angle 14.00 degree	Filter #1 : Thickness 2.50 mm 0.6755 g/cm ²	Filter #2 : Thickness 0.00 mm 0.0000 g/cm ²

Exit: Generate this spectrum!

Exit: Keep old spectrum

Obrázek 26 Zadání spektra použitého záření (PCXMC 2.0)

Druhým parametrem je zadání informace o množství záření a ozářené ploše. My jsme zadali hodnotu ve formě plošné kermy P_{KA} .

Patient input dose

Input dose value: 3.09 mGycm ²	Input dose quantity and unit: <input type="radio"/> Incident air kerma (mGy) <input checked="" type="radio"/> Dose-Area Product (mGycm ²) <input type="radio"/> Entrance exposure (mR) <input type="radio"/> Exposure -Area Product (Rcm ²) <input type="radio"/> Current -Time Product (mAs)
Incident air kerma value used in calculations: 0.0072 mGy	(Input dose quantities are for measurements without BSF)
[Corresponds to about 0.1mAs]	

OK ! Cancel

Obrázek 27 Zadání vstupní dávky (PCXMC 2.0)

Poté již je možné přistoupit k vygenerování hodnot ekvivalentních a efektivních dávek. Pro námi zvolené parametry je výsledek zobrazen na Obrázku

X-ray tube potential: 75 kV Filtration: 2,5 mm Al + 0 mm Cu
Anode angle: 14 deg

File: C:\Users\NEDBALP\Documents\diplomka\pánev s K.en2
 pánev s K pod Kol Phantom: 5 y. ,Arms removed. Simulation: Photons/Energy level: 100000 Maximum energy: 80 keV
 Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Obl. angle: 0.000
 Field width: 23.22 cm and height: 18.57 cm FSD: 89.000 cm Ref.point (x,y,z(cm)): (0.000, 0.000, 0.000)
 Phantom height: 100.000 cm and mass: 10.000 kg Scaling factors sx(=sy): 0.758 and sz: 0.917
 Incident air kerma:..... 0.007 mGy Tube voltage: 75 kV Filter:.....2,5 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0,000548	0,5	(Scapulae)	0,000003	49,9
Adrenals	0,000018	35,3	(Clavicles)	0,000000	NA
Brain	0,000000	NA	(Ribs)	0,000019	9,2
Breasts	0,000000	NA	(Upper arm bones)	0,000000	NA
Colon (Large intestine)	0,001743	1,5	(Middle arm bones)	0,000000	NA
(Upper large intestine)	0,000957	2,8	(Lower arm bones)	0,000000	NA
(Lower large intestine)	0,002791	1,8	(Pelvis)	0,005071	0,8
Extrathoracic airways	0,000000	NA	(Upper leg bones)	0,008944	0,8
Gall bladder	0,000092	12,1	(Middle leg bones)	0,003254	0,7
Heart	0,000008	21,5	(Lower leg bones)	0,000008	14,2
Kidneys	0,000053	6,8	Skin	0,001106	0,7
Liver	0,000040	3,8	Small intestine	0,000911	1,5
Lungs	0,000005	12,8	Spleen	0,000031	11,0
Lymph nodes	0,000394	1,6	Stomach	0,000062	7,0
Muscle	0,001381	0,2	Testicles	0,008808	5,7
Oesophagus	0,000008	40,5	Thymus	0,000000	NA
Oral mucosa	0,000000	NA	Thyroid	0,000000	NA
Ovaries	0,003238	8,9	Urinary bladder	0,005806	2,5
Pancreas	0,000036	13,9	Uterus	0,004028	6,9
Prostate	0,004819	8,7			
Salivary glands	0,000000	NA	Average dose in total body	0,001209	0,2
Skeleton	0,001679	0,5	Effective dose ICRP60 (mSv)	0,001870	3,1
(Skull)	0,000000	NA	Effective dose ICRP103 (mSv)	0,001095	2,2
(Upper Spine)	0,000000	NA			
(Middle Spine)	0,000015	12,1			
(Lower Spine)	0,000321	4,9	Abs. energy fraction (%)	32,372138	

Obrázek 28 Ekvivalentní a efektivní dávky (PCXMC 2.0)

Odhady dávek jsme vypočítaly pro všechny možnosti expozice, zmíněná v Tabulce 12. Výsledky efektivních dávek a ekvivalentních dávek pro prs, vaječníky, tlusté a tenké střevo byl zaznamenán v Tabulce 13. Data byla uložena do souboru formát *.mG2.

Tabulka 14 Přehled efektivních a ekvivalentních dávek

Expozice	E (ICRP60) [mSv]	E (ICRP103) [mSv]	HT prs [mGy]	HT vaječníky [mGy]	HT tlusté střevo [mGy]	HT tenké střevo [mGy]
AEC s kontaktní krytkou	0,001870	0,001095	0,000000	0,003238	0,001743	0,000911
AEC bez gonádové krytky	0,001815	0,001063	0,000000	0,003143	0,001693	0,000884
manuální s kontaktní krytkou	0,002771	0,001623	0,000000	0,004799	0,002584	0,001350
manuální bez gonádové krytky	0,003570	0,002090	0,000000	0,000000	0,003329	0,001739

Limitem pro výsledek je pouze skutečnost, že v případě výpočtu dávek není uvažována přítomnost gonádové krytky a proto nelze zcela validně uvažovat hodnotu ekvivalentních dávek na orgány, které touto krytkou byly stíněny.

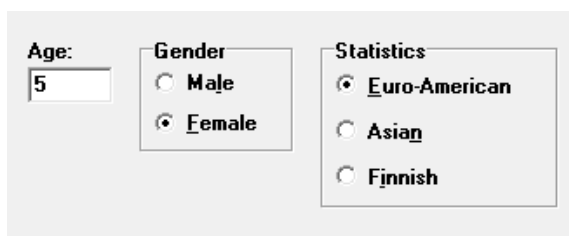
Při porovnávání expozičních situací s přítomností krytky je při použití AEC patrný pokles efektivní dávky E (ICRP103) o 0,000528 mSv, tedy o 32,5 % v porovnání s expozicí v manuálním režimu. Při porovnání expozičních situací bez

gonádové krytky je při použití AEC pokles efektivní dávky E (ICRP103) o 0,001027 mSv, tedy o 49,1 %.

Vzhledem k získaným výsledkům jsme mohli konstatovat, že nelze tedy přijmout hypotézu H2: rozdíl efektivních dávek nebude ovlivněn použitím expoziční automatiky.

4. 3. 1 Riziko způsobené dávkou

Riziko způsobené dávkou jsme posoudili aplikací Risk Assessment (PCXMC 2.0). Data pro výpočet rizika, jsou čerpána ze souborů formátu *.mG2, které byly vytvořeny v aplikaci Dose Calculation (PCXMC 2.0). Pro výpočet odhadu je nutné zadat informace o pacientovi – věk, pohlaví a rasu. Náš pacient byla pěti letá, euro americká dívka.

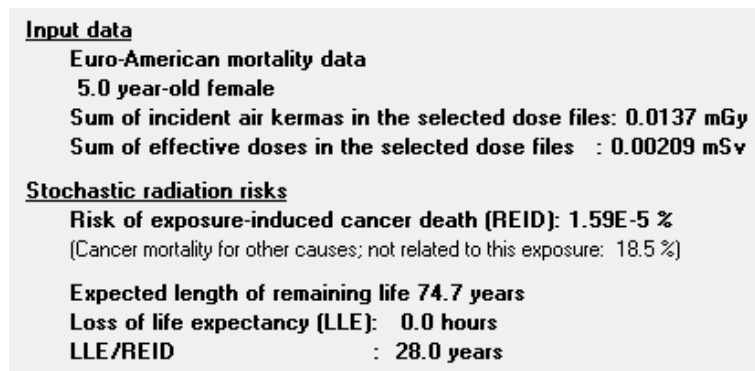


Obrázek 29 Zadání biologických faktorů pacienta (PCXMC 2.0)

Po zadání těchto dat, je možné spustit vlastní kalkulaci rizika (tlačítko Calculate Risk). Program nabídne obecný textový přehled o riziku a dílčí rizika pro kritické orgány.

Obecná rizika jsou ve formátu:

- riziko smrti na rakovinné onemocnění způsobené vlivem ozáření (REID),
- očekávaná délka života,
- ztráta střední délky života (LLE),
- poměr LLE/REID.



Input data
Euro-American mortality data
5.0 year-old female
Sum of incident air kermas in the selected dose files: 0.0137 mGy
Sum of effective doses in the selected dose files : 0.00209 mSv

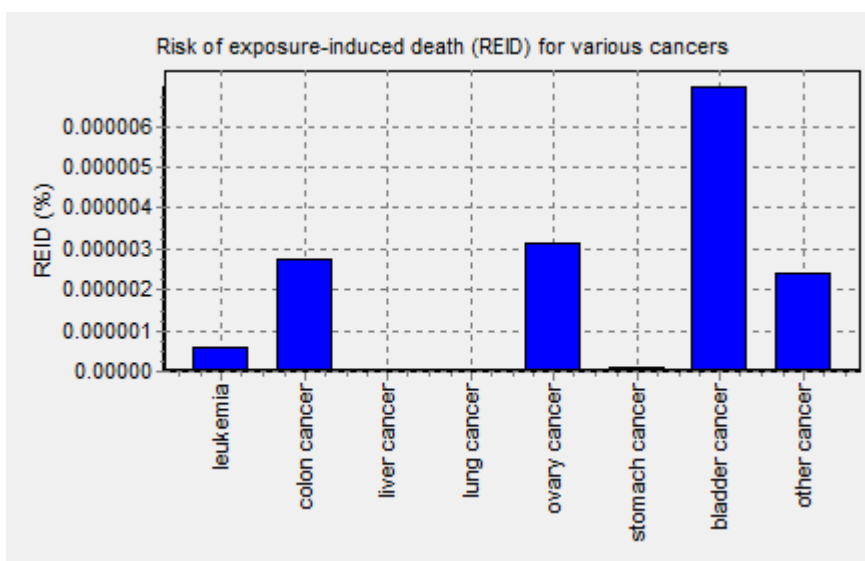
Stochastic radiation risks
Risk of exposure-induced cancer death (REID): 1.59E-5 %
(Cancer mortality for other causes; not related to this exposure: 18.5 %)
Expected length of remaining life 74.7 years
Loss of life expectancy (LLE): 0.0 hours
LLE/REID : 28.0 years

Obrázek 30 Obecný přehled rizika (PCXMC 2.0)

Analýza pro kritické orgány má formu grafu a přehledné tabulky s hodnotami REID. V případě ozáření v oblasti pánve jsou za nejrizikovější struktury programem označeny močový měchýř, tlusté střevo a vaječníky. Pro odhad rizik jsme použili data z expoziční situace bez gonádové krytky a expozicí s manuálním řízením. Tedy pro $E=0,00209$ mSv jsou hodnoty REID zaznamenány v tabulce 15.

Tabulka 15 REID pro různé typy rakoviny (PCXMC 2.0)

rakovina	REID
leukémie	$5,68 * 10^{-7} \%$
tlusté střevo	$2,75 * 10^{-6} \%$
játra	$1,9 * 10^{-8} \%$
plíce	$4,71 * 10^{-8} \%$
vaječníky	$3,11 * 10^{-6} \%$
žaludek	$8,4 * 10^{-8} \%$
močový měchýř	$6,96 * 10^{-6} \%$
ostatní	$2,39 * 10^{-6} \%$



Graf 4 REID pro různé typy rakoviny (PCXMC 2.0)

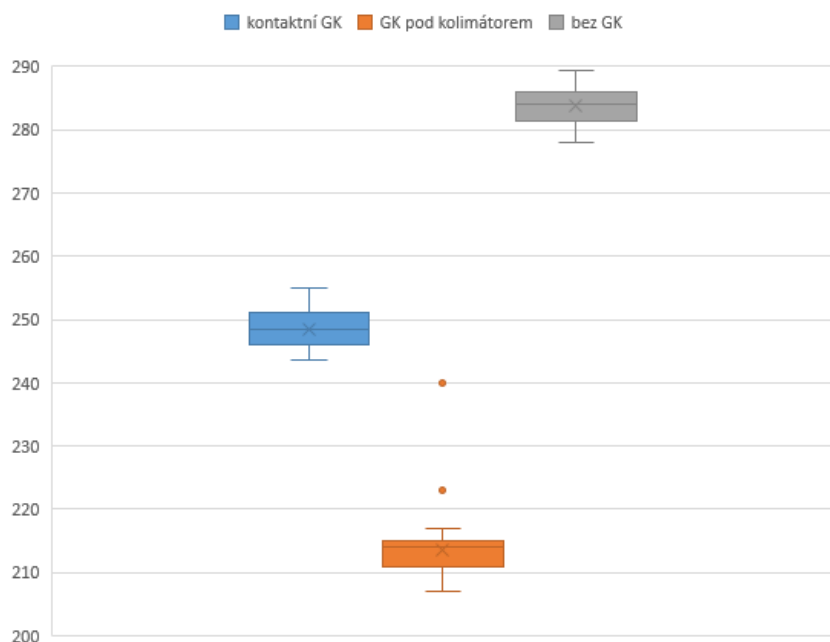
Z vypočítaných hodnot je patrné, že v případě jedné expozice, je riziko vzniku letálních následků způsobených rakovinou zanedbatelné.

4. 4 Rozptýlené záření

Pro posouzení vlivu přítomnosti gonádové krytky na množství rozptýleného záření byly použity hodnoty naměřené při použití manuální volby expozice – tedy při pevném nastavení expozičních hodnot $U=75$ kVp a $Q =2,1$ mAs. Pro posouzení vlivu přítomné gonádové krytky jsme použili metody základní statistiky a následně i parametrické statistické testy. Vzájemně jsme posoudili situace:

- bez gonádové krytky / s kontaktní gonádovou krytkou,
- bez gonádové krytky / s gonádovou krytkou pod kolimátorem,
- s kontaktní gonádovou krytkou / s gonádovou krytkou pod kolimátorem.

Hodnoty a rozptyl naměřených hodnot pro všechny situace je zobrazen v grafu 4.



Graf 5 Rozptýlené záření v místě prsu, manuální volba expozice

4. 4. 1 Elementární komparace

- **Bez gonádové krytky**
 - maximální hodnota $D_{\max 1}=289,5 \mu\text{Gy}$
 - minimální hodnota $D_{\min 1}=278 \mu\text{Gy}$
 - medián: $D_{m1}=284 \mu\text{Gy}$
 - Směrodatná odchylka $D_{Sx1}=2,624 \mu\text{Gy}$
- **S kontaktní gonádovou krytkou**
 - maximální hodnota $D_{\max 2}=255,5 \mu\text{Gy}$
 - minimální hodnota $D_{\min 2}=243,5 \mu\text{Gy}$
 - medián: $D_{m2}=248 \mu\text{Gy}$
 - Směrodatná odchylka $D_{Sx2}=2,884 \mu\text{Gy}$
- **S gonádovou krytkou pod kolimátorem**
 - maximální hodnota $D_{\max 3}=240 \mu\text{Gy}$
 - minimální hodnota $D_{\min 3}=207 \mu\text{Gy}$
 - medián: $D_{m3}=214 \mu\text{Gy}$

- Směrodatná odchylka $D_{Sx3}=4,693 \mu\text{Gy}$

Při vzájemném porovnávání jsme prokázali, že vliv přítomnosti gonádové krytky je spíše pozitivní. V obou případech jejího použití došlo k poklesu dávky z rozptýleného záření, což ukazovalo na snížení vytvořeného množství. Při použití kontaktní krytky byl pokles dávky 13% a u použití krytky umístěné pod kolimátorem dokonce 25%. Při použití krytky byl však v obou případech větší rozptyl naměřených hodnot, což ukazuje porovnání směrodatných odchylek obou měření.

4. 4. 2 Statistické šetření Bez krytky / Kontaktní krytka

Hromadný náhodný jev: ekvivalentní dávka z primárního záření

Statistická jednotka: snímek zhotovený s fantomem dětské pánve

Statistický znak: hodnota dávky (μGy) z rozptýleného záření v místě prsu.

Statistický soubor: 50 hodnot získaných z měření s použitím kontaktní krytky, 50 hodnot získaných bez použití gonádové krytky.

V prvním statistickém šetření jsem se zabýval srovnáním hodnot dávek z rozptýleného záření získaných z dozimetrického systému RaySafe. Byl použit detektor rozptýleného záření, který byl umístěn v pravděpodobné pozici prsní tkáně na použitém fantomu. Toto šetření bylo provedeno z důvodu odhalení vlivu přítomnosti kontaktní gonádové krytky na vznik rozptýleného záření. K výpočtu elementárních hodnot jsem použil tabulkový procesor Excel (Microsoft Office 2007, Microsoft). Kritické hodnoty F_{krit} a t_{krit} jsem čerpal z volně dostupných kalkulačků a statistických tabulek.

Soubor dat bez gonádové krytky

Tabulka 16 Data získaná bez gonádové krytky

bez gonádové krytky (μGy)				
284,6	281	284	283	287
289,5	287	284	287	280
285,9	284	285	287	280
280	278	284	282	280
281	280	285	286,4	285
286	284	284	281,7	284
282	286	282	281,5	286
280	286	286	284,4	286
286	283	286	281	287
282	286	281	287	280

Počet prvků: $n_1 = 50$

$$\sum_{i=1}^{50} x_i = 14189$$

$$\text{Střední hodnota souboru: } \bar{x}_1 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} = \frac{14189}{50} = 283,78$$

$$\text{Rozptyl souboru: } s_1^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{4026898,7 - 4026554}{49} = 7,0257143$$

Počet stupňů volnosti: $v_1 = n_1 - 1 = 49$

Soubor dat s kontaktní gonádovou krytkou

Tabulka 17 Data získaná s kontaktní gonádovou krytkou

s kontaktní gonádovou krytkou				
246	251	245	251	245
251,5	249	252	250	246
244,6	249	246	244	252
250,2	249	253	249	252
246	255	251	250	246
248,7	246	252	252	245,9
250,8	249	251	244	247,8
246,9	246	248	248	244,5
247,4	251	252	245	243,5
248,2	250	245	246	244,3

Počet prvků: $n_2 = 50$

$$\sum_{i=1}^{50} x_i = 12416,3$$

$$\text{Střední hodnota souboru: } \bar{x}_2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} = \frac{12416,3}{50} = 248,326$$

$$\text{Rozptyl souboru: } s_2^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{3083706 - 3083290}{49} = 8,4880857$$

Počet stupňů volnosti: $v_2 = n_2 - 1 = 49$

Parametrické testování – F – test

F - test je určen pro testování rozptylů σ^2 dvou statistických souborů. Díky tomuto testu lze posoudit, zda má pokusný zásah do měření vliv na proměnlivost

rozptylu zkoumané náhodné veličiny nebo při posuzování přesnosti různých metod měření. (Záškodný, 2011)

Díličí hypotézy jsou stanoveny takto:

$$\text{Nulová hypotéza: } H_{F0}: \sigma^2_1 = \sigma^2_2$$

$$\text{Alternativní hypotéza: } H_{Fa}: \sigma^2_1 \neq \sigma^2_2$$

$$\text{Výpočet testovacího kritéria F: } F = \frac{\max(s_1^2, s_2^2)}{\min(s_1^2, s_2^2)} = \frac{8,488086}{7,025714} = 1,2081456$$

$$F_{krit(49,49)} = 1,6072895 \text{ (Soper, 2021)}$$

$F < F_{krit} \Rightarrow$ lze přijmout nulovou hypotézu H_{F0} . Oba výběry pocházejí ze souborů se stejným rozptylem při zvolené hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

Parametrické testování - Studentův t – test

Studentův t – test je parametrickým testem, který posuzuje rozdíl středních hodnot μ dvou výběrových souborů. Rozdílnosti metodiky získání dat nebo účinnosti provedení nějakého zásahu je posuzována podle statistické významnosti. Testovací kritérium t vychází z odhadů parametrů μ a σ^2 u výběrových souborů \bar{x} a s^2 . Toto kritérium je pak porovnáno s kritickou hodnotou získanou ze statistických tabulek. (Záškodný, 2011)

Párovým dvouvýběrovým t – testem s rovností rozptylů byla porovnána data pocházející ze souboru, vzniklého během dvou měření. První měření proběhlo před pokusným zásahem (bez použití gonádové krytky), druhé po zásahu (aplikace kontaktní gonádové krytky). Testována je hypotéza, že střední hodnoty před zásahem a po zásahu jsou shodné.

$$\text{Nulová hypotéza } H_{T01}: \mu_1 = \mu_2$$

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_2^2}{n}}} = 63,64894$$

$$t_{krit} = 1,660551210 \text{ (Soper, 2021)}$$

$t \geq t_{krit}$ při hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Rozdíl testovaných parametrů je tedy statisticky významný a nelze přijmout nulovou hypotézu H_{T01} . Lze tedy přijmout hypotézu H_{31} : rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití kontaktního gonádového krytí a bez použití gonádového krytí je statisticky významný.

4. 4. 3 Statistické šetření Bez krytky / Krytka pod kolimátorem

Hromadný náhodný jev: ekvivalentní dávka z primárního záření

Statistická jednotka: snímek zhotovený s fantomem dětské pánve

Statistický znak: hodnota dávky (μGy) z rozptýleného záření v místě prsu.

Statistický soubor: 50 hodnot získaných z měření s použitím kontaktní krytky, 50 hodnot získaných bez použití gonádové krytky.

V druhém statistickém šetření jsem se zabýval srovnáním hodnot dávek z rozptýleného záření získaných z dozimetrického systému RaySafe. Byl použit detektor rozptýleného záření, který byl umístěn v pravděpodobné pozici prsní tkáně na použitém fantomu. Toto šetření bylo provedeno z důvodu odhalení vlivu přítomnosti gonádové krytky pod kolimátorem na vznik rozptýleného záření. K výpočtu elementárních hodnot jsem použil tabulkový procesor Excel (Microsoft Office 2007, Microsoft). Kritické hodnoty F_{krit} a t_{krit} jsem čerpal s volně dostupných kalkulátorů a statistických tabulek.

Soubor dat bez gonádové krytky

Počet prvků: $n_1 = 50$

$$\sum_{i=1}^{50} x_i = 14189$$

$$\text{Střední hodnota souboru: } \bar{x}_1 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} = \frac{14189}{50} = 283,78$$

$$\text{Rozptyl souboru: } s_1^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{4026898,7 - 4026554}{49} = 7,0257143$$

Počet stupňů volnosti: $v_1 = n_1 - 1 = 49$

Soubor dat s gonádovou krytkou pod kolimátorem

Tabulka 18 Data získaná s gonádovou krytkou pod kolimátorem

s gonádovou krytkou pod kolimátorem				
240	215	214	215	217
212	210	213	210	211
210	210	214	216	214
212	209	210	211	212
214	215	213	214	212
212	216	223	216	211
211	215	207	209	215
211	215	217	209	214
214	210	214	215	217
214	210	215	215	215

Počet prvků: $n_3 = 50$

$$\sum_{i=1}^{50} x_i = 10682,4$$

$$\text{Střední hodnota souboru: } \bar{x}_3 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} = \frac{10682,4}{50} = 213,648$$

$$\text{Rozptyl souboru: } s_3^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{2283374,62 - 2282273}{49} = 22,47397551$$

Počet stupňů volnosti: $v_3 = n_3 - 1 = 49$

Parametrické testování – F – test

Díličí hypotézy jsou stanoveny takto:

$$\text{Nulová hypotéza: } H_{F0}: \sigma^2_1 = \sigma^2_3$$

$$\text{Alternativní hypotéza: } H_{Fa}: \sigma^2_1 \neq \sigma^2_3$$

$$\text{Výpočet testovacího kritéria F: } F = \frac{\max(s_1^2, s_3^2)}{\min(s_1^2, s_3^2)} = \frac{22,47398}{7,025714} = 3,198817$$

$$F_{krit(49,49)} = 1,6072895 \text{ (Soper, 2021)}$$

$F > F_{krit} \Rightarrow$ nelze tedy přijmout nulovou hypotézu H_{F0} . Výběry nepocházejí ze souborů se stejným rozptylem při zvolené hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

Parametrické testování - Studentův t – test

Párovým dvouvýběrovým t – testem s nerovností rozptylů byla porovnána data pocházející ze souboru, vzniklého během dvou měření. (Záškodný, 2011) První měření proběhlo před pokusným zásahem (bez použití gonádové krytky), druhé po zásahu (aplikace gonádové krytky pod kolimátor). Testována je hypotéza, že střední hodnoty před zásahem a po zásahu jsou shodné.

$$\text{Nulová hypotéza } H_{T01}: \mu_1 = \mu_2$$

$$t = \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_3|}{\sqrt{\frac{s_1^2 + s_3^2}{n}}} = 91,3045671$$

$$t_{krit} = 1,66055120 \text{ (Soper, 2021)}$$

$t \geq t_{krit}$ při hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Rozdíl testovaných parametrů je tedy statisticky významný a nelze přijmout nulovou hypotézu H_{T01} . Lze tedy přijmout hypotézu H_{32} : rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití

gonádového krytí pod kolimátorem a bez použití gonádového krytí je statisticky významný.

4. 4. 4 Statistické šetření Kontaktní krytka / Krytka pod kolimátorem

Hromadný náhodný jev: ekvivalentní dávka z primárního záření

Statistická jednotka: snímek zhotovený s fantomem dětské pánve

Statistický znak: hodnota dávky (μGy) z rozptýleného záření v místě prsu.

Statistický soubor: 50 hodnot získaných z měření s použitím kontaktní krytky, 50 hodnot získaných bez použití gonádové krytky.

V třetím statistickém šetření jsem se zabýval srovnáním hodnot dávek z rozptýleného záření získaných z dozimetrického systému RaySafe. Byl použit detektor rozptýleného záření, který byl umístěn v pravděpodobné pozici prsní tkáně na použitém fantomu. Toto šetření bylo provedeno z důvodu odhalení vlivu umístění gonádové krytky na vznik rozptýleného záření. K výpočtu elementárních hodnot jsem použil tabulkový procesor Excel (Microsoft Office 2007, Microsoft). Kritické hodnoty F_{krit} a t_{krit} jsem čerpal z volně dostupných kalkulačů a statistických tabulek.

Soubor dat s kontaktní gonádovou krytkou

Počet prvků: $n_2 = 50$

$$\sum_{i=1}^{50} x_i = 12416,3$$

$$\text{Střední hodnota souboru: } \bar{x}_2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} = \frac{12416,3}{50} = 248,326$$

$$\text{Rozptyl souboru: } s_2^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{3083706 - 3083290}{49} = 8,4880857$$

Počet stupňů volnosti: $v_2 = n_2 - 1 = 49$

Soubor dat s gonádovou krytkou pod kolimátorem

Počet prvků: $n_3 = 50$

$$\sum_{i=1}^{50} x_i = 10682,4$$

$$\text{Střední hodnota souboru: } \bar{x}_3 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} = \frac{10682,4}{50} = 213,648$$

$$\text{Rozptyl souboru: } s_3^2 = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{2283374,62 - 2282273}{49} = 22,47397551$$

$$\text{Počet stupňů volnosti: } v_3 = n_3 - 1 = 49$$

Parametrické testování – F – test

Dílčí hypotézy jsou stanoveny takto:

$$\text{Nulová hypotéza: } H_{F0}: \sigma^2_2 = \sigma^2_3$$

$$\text{Alternativní hypotéza: } H_{Fa}: \sigma^2_2 \neq \sigma^2_3$$

$$\text{Výpočet testovacího kritéria F: } F = \frac{\max(s_2^2, s_3^2)}{\min(s_2^2, s_3^2)} = \frac{22,47398}{8,488086} = 2,647708$$

$$F_{krit(49,49)} = 1,6072895 \text{ (Soper,2021)}$$

$F > F_{krit} \Rightarrow$ nelze tedy přijmout nulovou hypotézu H_{F0} . Výběry nepocházejí ze souborů se stejným rozptylem při zvolené hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

Parametrické testování - Studentův t – test

Párovým dvouvýběrovým t – testem s nerovností rozptylů byla porovnána data pocházející ze souboru, vzniklého během dvou měření. První měření s použitím kontaktní krytky, druhé s použitím krytky pod kolimátorem. Testována je hypotéza, že střední hodnoty před zásahem a po zásahu jsou shodné.

$$\text{Nulová hypotéza } H_{T01}: \mu_1 = \mu_2$$

$$t = \frac{|\bar{x}_2 - \bar{x}_3|}{\sqrt{\frac{s_2^2 + s_3^2}{n}}} = 44,06807825$$

$$t_{krit} = 1,66055120 \text{ (Soper,2021)}$$

$t \geq t_{krit}$ při hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$. Rozdíl testovaných parametrů je tedy statisticky významný a nelze přijmout nulovou hypotézu H_{T01} . Nelze tedy přijmout hypotézu H_{33} : rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití kontaktního gonádového krytí a při použití gonádového krytí pod kolimátorem není statisticky významný.

5 DISKUZE

Od prvních zjištění nežádoucích biologických účinků záření je běžnou praxí mezi aplikujícími odborníky umísťovat stínící materiál přímo na povrch těla pacienta tak, aby se zamezilo ozáření senzitivních struktur svazkem primárního záření. Díky tomu stále přetrvává mezi těmito odborníky potřeba v této činnosti pokračovat. Obavy z účinků se však objevují také mezi pacienty, případně jejich zákonnými zástupci (Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020). To v praxi vede někdy ke zcela neracionálním požadavkům a následným třenicím mezi odborníky a pacienty, případně jejich zástupci. Bohužel v současné době stále převládá nadměrná radiofobie, která je zcela v rozporu s ne vždy správným postupem indikování vyšetření u dětských pacientů. Zatímco v některých zemích jsou již vydány obecné pokyny s jasným doporučením (Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020), v České republice je používání vykrytí stále doporučováno spíše s ohledem na úvahu aplikujícího odborníka (Věstník ministerstva zdravotnictví, 2019). Dokument zaměřený na pediatrického pacienta je stále ve stavu přípravy a předpokládá se jeho dokončení až v průběhu roku 2021.

Důležitějším aspektem pro snižování radiační zátěže pacienta by primárně měly být ostatní techniky jako správný výběr expozičních hodnot a hlavně vhodná kolimace. Díky tomu lze získat rentgenogram splňující všechny podmínky principu optimalizace bez toho, aby byla nevhodně uloženou gonádovou krytkou zakryta některá z důležitých anatomických struktur, což by vedlo k nutnosti opakování expozice.

První část výzkumu se zabývala vlivem vložení gonádové krytky do primárního svazku. Při expozičním nastavení s jednobodovou automatikou, u které je zvolena hodnota vysokého napětí $U = 75 \text{ kV}$ byly zhotoveny tři sady snímků – bez gonádové krytky, s kontaktní gonádovou krytkou a s gonádovou krytkou ve formě výstupního omezovače pod kolimátorem.

Prvním zkoumaným aspektem bylo ovlivnění délky expozice vloženu krytkou. Premisou pro tento výzkum byla skutečnost, že překrytí části detektoru expoziční automatiky ovlivní dobu dosažení prahu pro přerušení záření. Byla tedy stanovena hypotéza H1₁: Použití gonádové krytky ovlivní expozici při použití AEC. O dosažení prahu expoziční automatiky vypovídala hodnota elektrického množství Q , indikovaná

po expozici. Byl zjištěn nárůst Q při vložení krytky o 21,4 % při vložení kontaktní gonádové krytky a 26,7 % při použití gonádové krytky pod kolimátorem. Mezi elektrickým množstvím a sdělenou dávkou je lineární závislost a bylo tedy možné konstatovat nejen potvrzení hypotézy H1₁ ale i očekávané zvýšení dávky při použití AEC. Je však nutné poznamenat, že dávka přímo na gonády bude díky vložené krytce blízka nule, zvýšená dávka bude jen na okolní nekryté orgány. Větší množství záření sebou nese i vznik většího množství rozptýleného záření. To bylo potvrzeno hodnotami naměřeného rozptýleného záření v místě prsu. Bez použití krytky je medián dávky D₁=135 µGy, při použití kontaktní krytky D₂=164 µGy (nárůst o 17,7%) a při použití krytky pod kolimátorem D₃=146 µGy (nárůst o 7,5%). Ve studii Female gonadal shielding with automatic exposure control increases radiation risks (Kaplan, 2018) byl zjištěn nárůst Q o výraznější hodnotu – 58%. To je způsobeno odlišnou metodikou měření. Kaplan používal jako detektor AEC ionizační komoru v centrální pozici, oproti dominantám v laterálních pozicích v naší práci. Z pohledu funkce expoziční automatiky a dávky **nelze** tedy použití krytky **doporučit**.

Ze sady snímků získaných s manuálním řízením expozice, jsme posoudili vliv vložené gonádové krytky na hodnotu deviačního indexu. Hypotéza byla položena: H1₂: Použití gonádové krytky ovlivní deviační index. Ten je jednou z hodnot, které jsou využívány při optimalizaci zobrazovacího procesu. Vložená krytka prokazatelně tento index ovlivní díky vzniku artefaktu v obraze, způsobeného vložení krytky. To potvrzuje i zpráva AAPM 116. (An Exposure Indicator for Digital Radiography, 2019) V tom případě není hodnota deviačního indexu vypočítána korektně a skiagramy s použitím krytky tedy **nelze** v procesu optimalizace použít. Hypotézu H1₂ tedy můžeme potvrdit.

Vliv krytky na kvalitu obrazu byl posouzen sledováním nízko kontrastních značek fantomu FL18, který byl uložen na použitém fantomu. Pro posouzení jsme zvolili data, která byla získána bez použití AEC. Při zachování stability všech vstupních i hodnotících parametrů jsme došli k závěru, že použití gonádové krytky **sníží** kvalitu obrazu. V obou sériích s aplikovanou krytkou došlo ke snížení počtu viditelných značek. To bylo způsobeno výraznou změnou subjektivního kontrastu v obraze z důvodu přítomnosti velké plochy s pixely s výrazně odlišnou hodnotou na stupnici šedi. Je diskutabilní, zda by nebylo možné docílit zlepšení zobrazení použitím postprocessingových metod nastavení středu a šířky okna, jasu a kontrastu,

či jiné bitové hloubky digitálního obrazu. Nelze tedy přijmout hypotézu H1₃: Použití gonádové krytky nesníží kvalitu obrazu.

Tím byl splněn první dílčí cíl práce, tedy posouzení vlivu krytky na expoziční hodnoty a současně vlivu na kvalitu obrazu. Je nutné poznamenat, že provedená měření byla zpracována pouze pro pacienta ženského pohlaví. U chlapců je umístění gonádové krytky zcela odlišné a nezasahuje do detektorů expoziční automatiky a v takové míře jako u dívek ani do obrazu. Další důležitou vlastností RTG svazku je jeho vytvrzení po průchodu tkání. Zatímco u chlapců jsou gonády kryty pouze šourkem, u dívek jsou kryty břišními orgány. Lze tedy s jistotou říct, že při použití totožných expozičních hodnot bude dávka na gonády u dívek výrazně nižší než u chlapců. Závěr z prvního měření lze tedy upravit ve vazbě na pohlaví pacienta vzhledem k základním fyzikálním vlastnostem záření a vzhledem k získaným výsledkům takto:

- použití gonádové krytky u pacienta **mužského** pohlaví se **doporučuje**,
- použití gonádové krytky u pacientky **ženského** pohlaví se **nedoporučuje**.

Jako další část výzkumu bylo provedení odhadu ekvivalentních a efektivních dávek záření a jejich porovnání pro všechna nastavení gonádové krytky. K výpočtu odhadů byla použita Monte Carlo simulace a následné zpracování pomocí programu PCXMC 2.0. Po zadání parametrů pacienta (přiblížení k simulačnímu fantomu) a parametrů svazku záření byla zobrazena simulace ozářeného pole se zakreslením citlivých struktur. Po zadání maximální energie a odhadovaného množství fotonů mohla být spuštěna Monte Carlo simulace. Výsledkem první fáze je datový soubor s nasimulovanými daty. Pro vlastní výpočet odhadů efektivní a ekvivalentních dávek je nutné zadat informace o spektru záření (napětí, použitá filtrace) a některé z parametrů informující o množství záření (v našem případě to byl součin kermu a plochy z komůrky DAPcheck). Pro všechny výpočty jsme jako hodnoty pro analýzu použili mediány získané ze sady dat. Celkem jsme celou operaci tedy opakovali čtyřikrát (AEC bez krytky, AEC s krytkou, manuál bez krytky, manuál s krytkou). Poté jsme přistoupili k porovnání výsledků. Při situaci s gonádovou krytkou s použitím AEC je patrný pokles efektivní dávky E o 32,5 % v porovnání s expozicí v manuálním režimu. Při situaci bez gonádové krytky s použitím AEC je patrný pokles efektivní dávky E o 49,3 %. V obou případech došlo tedy k poklesu efektivní i ekvivalentních dávek s použitím AEC.

Vzhledem k získaným výsledkům jsme mohli konstatovat, že nelze tedy přijmout hypotézu H2: Rozdíl efektivních dávek nebude ovlivněn použitím expoziční automatiky. Samozřejmě i tato situace je zatížena chybou, protože orgány přímo kryté budou mít dávky výrazně nižší než odhadované.

Poté jsme využili naplno nabídku programu PCXMC 2.0 a provedli jsme výpočet odhadu radiačního rizika pro situaci manuální řízení expozice a bez aplikace gonádové krytky. Pro výpočet bylo nutné zadat informace o pacientovi (věk, pohlaví a rasu). Po zadání bylo vypočítáno obecné riziko (REID a LLE) a dále dílčí REID pro rizikové orgány. V případě ozáření pánve jsou nejrizikovějšími orgány močový měchýř, tlusté střevo a vaječníky. Nicméně toto riziko je velice nízké, řádově 10^{-6} – 10^{-8} . To nás vedlo k rozhodnutí, že při jednorázovém ozáření pánve není nutné aplikovat gonádovou krytku. V případě jejího použití je nutné nezapomenout na hlavní riziko, tedy malpozici krytky, způsobenou špatným umístěním nebo jejím pohybem při neklidu pacienta. V tom případě by bylo nutné celou expoziční situaci opakovat, což by mělo za následek další zátěž pro ozářené a hlavně i okolní orgány.

Tím byl splněn druhý dílčí cíl práce s výsledkem, že riziko vzniklé jednorázovým ozáření je minimální a vzhledem k riziku opakování expozice z důvodu překrytí důležité diagnostické informace, **není** použití gonádové krytky **doporučeno**.

Třetím dílčím cílem bylo posouzení vlivu přítomnosti gonádové krytky na vznik rozptýleného záření. K ověření byly použity statistické metody parametrického testování. Pro měření byl využit dozimetr RaySafe s detektorem rozptýleného záření Xi Survey. Ten byl umístěn v očekávané pozici prsní tkáně. Aby byla zajištěna stabilita vstupních parametrů, použili jsme pouze data ze sérií vytvořených s manuální volbou expozice. Poté jsme mezi sebou vzájemně porovnali všechny tři situace (bez krytky, s kontaktní krytkou, s krytkou pod kolimátorem). Základní analýza proběhla porovnáním středních hodnot a směrodatných odchylek souborů dat s výsledkem, že u obou případů použití krytky došlo ke snížení množství vzniklého rozptýleného záření. Při použití kontaktní krytky byl pokles dávky z rozptýleného záření 13% a u použití krytky umístěné pod kolimátorem 25%.

K ověření výsledků jsme využili statistické testy (F-test shody rozptylů a parametrický t-test rozdílu středních hodnot). Úkolem těchto testů bylo zjištění, zda rozdíly dávek z rozptýleného záření budou statisticky významné, při zvolené hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

Došli jsme k závěrům, že můžeme přijmout hypotézy H3₁: Rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití kontaktního gonádového krytí a bez použití gonádového krytí bude statisticky významný a H3₂: Rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití gonádového krytí pod kolimátorem a bez použití gonádového krytí bude statisticky významný. Před porovnáním dávek z rozptýleného záření při různém použití gonádové krytky, jsme očekávali, že rozdíl nebude patrný, ani statisticky významný. To však bylo statistickým šetřením vyvráceno a nelze tedy přijmout hypotézu H3₃: Rozdíl dávek z rozptýleného záření na prs při použití kontaktního gonádového krytí a při použití gonádového krytí pod kolimátorem nebude statisticky významný. Po zpracování jsme mohli konstatovat, že vložená gonádová krytka **snižuje** množství vzniklého rozptýleného záření. Je to dáno snížením množství primárního záření vnikajícího do vyšetřovaného objektu.

Výsledky z měření jsme porovnali s daty vypočítanými při odhadu efektivní dávky programem PCXMC 2.0. U odhadovaných dat byla hodnota ekvivalentní dávky na prs ve všech případech nulová. U změřených dat však hodnota byla nenulová. Medián všech hodnot byl $D = 255 \mu\text{Gy}$.

5. 1 Přínos pro praxi

Hlavním cílem práce je získání informací důležitých pro tvorbu Místních radiologických standardů zaměřených na dětského pacienta. Jako příklad uvádíme návrh klinické části speciálního místního radiologického standardu pro skiagrafické vyšetření pánve u dětského pacienta, ve kterém tedy nebudou zmíněny obecné informace, které jsou povinnou součástí MRS. Oproti Národním standardům, i současným Místním standardům uvádíme příklad informací, které bude nutné do budoucna do těchto dokumentů zpracovat (typ receptoru obrazu, materiál scintilátoru).

Oproti standardům pro dospělé je u dětských nutností zpracování praktické části pro různé váhové kategorie dětí (ne věkové). Je tedy otázka, zda je vhodnější textová podoba nebo kombinace textové části, která bude obsahovat obecné informace společné pro všechny kategorie a tabulky obsahující expoziční hodnoty rozdělené podle váhových kategorií.

MRS skiagrafické vyšetření pánve, pacient o váze 10 kg

- *kód VZP – 89 121*
- *kód ČRK – 01.11.004*

- *Přístroj: skiagraf, skiagraficko-skiaskopický komplex*
- *Receptor obrazu:*
 - *digitální flat panel*
 - *přímá digitalizace s nepřímou konverzí*
- *Materiál scintilátoru: CsI*
- *Formát receptoru obrazu, kolimace:*
 - *tak, aby byla pokrytá celá oblast zájmu*
 - *primární clony viditelné*
 - *kolimovat tak, aby pole zájmu mělo maximální přesah 20 mm mimo zobrazované struktury*
- *Příprava pacienta:*
 - *sejmout rentgen kontrastní materiály z oblasti zájmu*
 - *pacient leží na zádech*
 - *dolní končetiny jsou nataženy*
 - *pro správné zobrazení proximální části femuru jsou chodidla vyrotována špičkami k sobě, patami od sebe*
- *Ochranné pomůcky:*
 - *dívka - použití se nedoporučuje vzhledem k nízké radiační zátěži a riziku překrytí důležitých anatomických struktur*
 - *chlapek - použití se doporučuje v případě neúrazové indikace*
- *Centrace:*
 - *centrální paprsek kolmý na receptor obrazu*
 - *horní okraj radiačního pole 20 mm nad hřebenem lopaty kosti kyčelní*
- *Expoziční hodnoty a nastavení:*
 - *AEC: pokud detektory zcela nepokrývají oblast zájmu, použití se nedoporučuje*
 - *protirozptylová mřížka: použití se nedoporučuje*
 - *anodové napětí: 75 kV*
 - *elektrické množství: AEC/2,1 mAs*
 - *ohnisko: malé*
 - *přídavná filtrace: použití se nedoporučuje*
 - *ohnisková vzdálenost: 100 cm*
- *Expoziční program:*

- *Pánev 10 kg s AEC/Pánev 10 kg bez AEC*
- *V případě volby jiného programu je nutno provést postprocessingovou úpravu na program Pelvis*
- *Kontrola kvality expozice:*
 - *Deviační index: <-1,5;1,5>*
 - *Expoziční index klinický: 120 - 250*
- *Kritéria správného zobrazení:*
 - *viditelné všechny kosti pánevního pletence – od lopat kosti kyčelní po raménka kosti sedací*

5. 2 Limity práce

Za hlavní limit práce můžeme považovat, že všechna měření pro výzkum byla získána na fantomu. Proto naměřené hodnoty nelze považovat za validní, pokud bychom je chtěli porovnávat s hodnotami naměřenými při reálném vyšetření lidského těla. Pro účely výzkum jsou však tyto hodnoty dostačující. Měření na fantomu nám dostatečně umožňuje posoudit vliv krytek, jelikož jedinou proměnnou, která není stálá, je aplikace krytky do primárního svazku. Všechny ostatní proměnné, tedy biologické faktory vyšetřovaného těla (fantomu) jsou po celou dobu měření konstantní. Je tedy možné konstatovat, že rozdíly v naměřených hodnotách byly způsobeny pouze přítomností gonádové krytky.

Jako další limit práce lze považovat, že provedená měření byla pro aplikaci krytky na pacienta ženského pohlaví – tedy k vykrytí vaječnicků. V případě vyšetření chlapců je však krytka umisťována často mimo oblast zájmu a mimo oblast radiačního pole. V tom případě není nutné uvažovat vliv krytky na AEC nebo na rozptýlené záření. Z tohoto důvodu nebylo snímkování chlapců ve výzkumné části práce uvažováno.

Poslední limit je použitý přístroj, hlavně z hlediska detektorů expoziční automatiky. Přístroj Luminos dRF jako detektor AEC využívá dominanty, tedy místa na receptoru obrazu. Výhodou dominant je, že se přizpůsobují velikosti kolimovaného pole. Skiagrafy však převážně využívají konvenční systém ionizačních komor s pevným umístěním i velikostí. Tyto parametry nejsou však optimalizovány pro dětského pacienta.

ZÁVĚR

Diplomová práce na téma Optimalizace použití stínících prostředků při skiagrafickém vyšetření pánve u dětského pacienta byla zpracována vzhledem k aktuální potřebě informací pro tvorbu místních radiologických standardů na pracovišti radiologie velké fakultní nemocnice. Hlavním cílem práce tedy bylo zjistit a vyhodnotit vliv použití gonádové krytky na důležité aspekty skiagrafického vyšetření – dávku přímo na ozářené orgány, dávku z rozptýleného záření na okolní kritické struktury a ovlivnění kvality obrazu. Vzhledem k tomu, že bylo pro posouzení nutné získat větší množství dat se stabilitou určitých vstupů, byl pro potřeby práce vytvořen dedikovaný fantom dětské pánve, který na pracovišti poslouží i pro další potřebné výzkumy. Je možné ho tedy považovat za vedlejší produkt práce.

Data byla získána pouze při snímkování tohoto fantomu s použitím gonádových krytek, které byly také zhotoveny pouze pro tuto práci. Krytky byly aplikovány dvěma nejobvyklejšími způsoby, kontaktně a jako forma výstupního omezovače.

Ve výzkumné části práce jsme použili statistické metody a softwarový nástroj pro splnění dílčích cílů. Byl posouzen vliv vložené krytky na řízení expozice, kvalitu expozice a kvalitu obrazu. Tyto parametry byly vyhodnoceny běžně používanými systémy kontroly kvality skiagrafického zobrazení. Pro vyhodnocení dalších parametrů, efektivní dávky, ekvivalentní dávky a dávky z rozptýleného záření byly využity detekční systémy DAPcheck a RaySafe. Pro zpracování dat byl využit tabulkový kalkulátor a program PCXMC 2.0.

Všechny dílčí cíle a hlavní cíl se podařilo splnit. Hlavním výstupem je doporučení nevyužívání gonádové krytky při snímkování v oblasti pánve u pacienta ženského pohlaví, vzhledem k rizikům převyšujícím přínos a používání gonádové krytky u pacientů mužského pohlaví. Součástí práce je i návrh speciální části Místních radiologických standardů pro vyšetření pánve u dítěte.

REFERENČNÍ SEZNAM

An Exposure Indicator for Digital Radiography: Report of AAPM Task Group 116, 2019. 116. College Park, MD 20740-3846: One Physics Ellipse. ISBN 978-1-888340-86-0. ISSN 0271-7344.

Bardo, D.M.E., Black, M., Schenk, K. et al. Location of the ovaries in girls from newborn to 18 years of age: reconsidering ovarian shielding. *Pediatr Radiol* 39, 253–259 (2009). <https://doi.org/10.1007/s00247-008-1094-4>

Bardeen Charles Russell (1907), Abnormal development of toad ova fertilized by spermatozoa exposed to the Roentgen rays. *J Exp Zool* 4:1–44

ČSN EN 060601-1-3, 2016. Zdravotnické elektrické přístroje: Část 1-3: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost. 2. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2 s. Radiační ochrana u diagnostických rentgenových zařízení.

DICOM Library: Anonymize, Share, View DICOM files online. DICOM tags [online]. [cit. 2021-04-19]. Dostupné z: <https://www.dicomlibrary.com/>

Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice: Technical reports series [online], 2007. 2007. [cit. 2021-02-11]. ISSN 92-0-115406-2.

FAWCETT, S L a S J BARTER, 2009. The use of gonad shielding in paediatric hip and pelvis radiographs. *The British Journal of Radiology* [online]. 2009(82), 363–370 [cit. 2021-02-08]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1259/bjr/86609718](https://doi.org/10.1259/bjr/86609718)

Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications [online], 2020. 5. března 2020, 1 - 87 [cit. 2021-02-18]. Dostupné z: https://www.bir.org.uk/media/414334/final_patient_shielding_guidance.pdf

Halberstaedter L (1905) Die Einwirkung der Röntgenstrahlen auf Ovarien. *Berl Klin Wochenschr* 42:64–66

ICRP, 1977. 1977 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 21.

ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

Jeukens, C, G Kütterer, P J Kicken, M J Frantzen, J Van Engelshoven, J E Wilderberger a G J Kemerink, 2020. Gonad shielding in pelvic radiography: modern optimised X-ray systems might allow its discontinuation. Insights into imaging [online]. 2020(11), 1 - 11 [cit. 2021-02-09]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1186/s13244-019-0828-1>

Kaplan, S. L., Magill, D., Felice, M. A. et al. Female gonadal shielding with automatic exposure control increases radiation risks. *Pediatr Radiol* 48, 227–234 (2018).

MARTIN, C J, J VASSILEVA, E VANO, et al., 2017. Unintended and accidental medical radiation exposures in radiology: guidelines on investigation and prevention. *Journal of Radiological Protection* [online]. IOP Publishing, 26. 8. 2017, 37(4), 25 [cit. 2021-02-22]. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6498/aa881e>

NEDBAL, Pavel a Hynek MÍRKA, 2021. Rentgenové vyšetření břicha: Pracovní postup PPZ/KZM/003/06. 6. Garant: prof. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D. FN Plzeň.

NEDBAL, Pavel a Hynek MÍRKA, 2021. Rentgenové vyšetření dolních končetin: Pracovní postup PPZ/KZM/005/06. 5. Garant: prof. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D. FN Plzeň.

NEDBAL, Pavel a Hynek MÍRKA, 2021. Rentgenové vyšetření páteře: Pracovní postup PPZ/KZM/006/06. 6. Garant: prof. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D. FN Plzeň.

Parkes Alan Sterling, 1925. The effects on fertility and the sex-ratio of sub-sterility exposures to X-rays Proc. R. Soc. Lond. B.98415–436

PECK, Donald J a Ehsan SAMEI, 2017. How to Understand and Communicate Radiation Risk. Image Wisely [online]. 2017, 1 - 31 [cit. 2021-02-09]. Dostupné z: <https://www.imagewisely.org/Imaging-Modalities/Computed-Tomography/How-to-Understand-and-Communicate-Radiation-Risk>

SCORER C. G., 1964. THE DESCENT OF THE TESTIS. Archives of disease in childhood, 39(208), 605–609. <https://doi.org/10.1136/adc.39.208.605>

SEIDL, Zdeněk, Eva HOFFMANNOVÁ a Manuela VANĚČKOVÁ, 1992. Radiologie pro studium a praxi. 1. Praha: Grada Publishing, 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.

SERVOMAA, A a M TAPIOVAARA, 1998. Organ Dose Calculation in Medical X Ray Examinations by the Program PCXMC. Radiation Protection Dosimetry [online]. Nuclear Technology Publishing, 80(1 - 3), 213 - 219 [cit. 2021-02-16]. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a032509](https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a032509)

SMĚRNICE RADY 2013/59/EURATOM, 2013. In.: Úřední věstník Evropské unie, ročník 2013, číslo 1.

SOPER, Daniel, 2021. Critical F-value Calculator. Free statistics calculator [online]. [cit. 2021-5-6]. Dostupné z: <https://www.danielsoper.com/statcalc/calculator.aspx?id=4>

SOPER, Daniel, 2021. Student t-Value Calculator. Free statistics calculator [online]. [cit. 2021-5-6]. Dostupné z: <https://www.danielsoper.com/statcalc/calculator.aspx?id=10>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi. 1. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2019. Expoziční index (1). Lucie Súpová [online]. Praha, 15. 7. 2019 [cit. 2021-04-19]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/expozicni-index-1/>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2019. Expoziční index (2). Lucie Súpová [online]. Praha, 29. 7. 2019 [cit. 2021-04-19]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/expozicni-index-2/>

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2019. Expoziční index (3). Lucie Súpová [online]. Praha, 12. 8. 2019 [cit. 2021-04-19]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/expozicni-index-3/>

Věstník ministerstva zdravotnictví: Národní radiologické standardy - skiografie, dospělí, 2019. In.: Ministerstvo zdravotnictví, ročník 2019, číslo 3. Dostupné také z: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/17047/37091/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%203-2019.pdf>

Vyhláška č. 422/2016 Sb.: Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2017. In.: Praha: Ministerstvo zdravotnictví, ročník 2016, číslo 422.

Zákon č. 263/2016 Sb.: Zákon atomový zákon, 2017. In.: Praha: Ministerstvo zdravotnictví, ročník 2016, číslo 263.

ZÁŠKODNÝ, P., HAVRÁNKOVÁ, R., HAVRÁNEK, J., VURM, V., 2011. Základy statistiky (s aplikací na zdravotnictví). Praha: Curriculum, 256 pp. ISBN 978-80-904948-2-4;

郑金磊 a 金利波. Pixel automatic exposure control (AEC) flat panel detector. Semantic Scholar [online]. 2014, 1 [cit. 2021-02-04]. Dostupné z: [https://www.semanticscholar.org/paper/Pixel-automatic-exposure-control-\(AEC\)-flat-panel-%E9%83%91%E9%87%91%E7%A3%8A-%E9%87%91%E5%88%A9%E6%B3%A2/d3d3a414dbdd91bfc6074b7a2d6f41c7ec50b4ad#extracted](https://www.semanticscholar.org/paper/Pixel-automatic-exposure-control-(AEC)-flat-panel-%E9%83%91%E9%87%91%E7%A3%8A-%E9%87%91%E5%88%A9%E6%B3%A2/d3d3a414dbdd91bfc6074b7a2d6f41c7ec50b4ad#extracted)

SEZNAM ZKRATEK

AAPM – The American Association of Physicists in Medicine

ACR – American College of Radiology

AEC – Automatic Exposure Control

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

DQE – Detective Quantum Efficiency

GIT – gastrointestinální trakt

GK – gonádová krytka

KAP – Kerma – Area – Product

Ke – vstupní povrchová kerma

LLE – Loss of Life Expectancy

OID – Object to Image Receptor Distance

PKA - součin kermy a plochy

PMMA – polymethylmetaakrylát

RCR – The Royal College of Radiologists

REID – Risk of Exposure-Induced Death

SOD – Source to Object Distance

v.v.i. – veřejná výzkumná instituce

VVK – vrozená vada kyčelního kloubu

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Prahové hodnoty pro deterministické účinky	12
Tabulka 2 Typické E pro skiografii	18
Tabulka 3 Míra rizika z lékařského ozáření - stochastické účinky.....	19
Tabulka 4 Příklad dávkových příkonů 75 cm od ohniska	21
Tabulka 5 Expoziční hodnoty.....	23
Tabulka 6 Doporučená volba ionizačních komor pro vyšetření s použitím AEC	25
Tabulka 7 Umístění vaječníků vzhledem k vybraným anatomickým strukturám	32
Tabulka 8 Stav sestoupení varlat ve studii Scorer 1964	32
Tabulka 9 Medián hodnot Q a DI při použití AEC	44
Tabulka 10 Medián hodnot Q a DI bez použití AEC	46
Tabulka 11 Počet viditelných nízko kontrastních značek bez použití AEC	47
Tabulka 12 Hodnoty P_{KA} při použití gonádové krytky.....	48
Tabulka 13 Porovnání P_{KA} při použití a nepoužití gonádové krytky	48
Tabulka 14 Přehled efektivních a ekvivalentních dávek.....	53
Tabulka 15 REID pro různé typy rakoviny (PCXMC 2.0)	55
Tabulka 16 Data získaná bez gonádové krytky	57
Tabulka 17 Data získaná s kontaktní gonádovou krytkou.....	58
Tabulka 18 Data získaná s gonádovou krytkou pod kolimátorem.....	60

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Nevhodné použití AEC při vyšetření páteře	26
Obrázek 2 Nevhodné použití AEC při vyšetření pánve	26
Obrázek 3 Umístění dominant u snímku fantomu dětské pánve.....	27
Obrázek 4 Umístění vaječníků (Bardo, 2009)	31
Obrázek 5 Radiogram pánve - důležité struktury (Fawcett, 2009)	33
Obrázek 6 Vhodné umístění gonádového krytí u dívek (Fawcett, 2009)	33
Obrázek 7 Dostačující stínění pánve u dívek (Bardo, 2009).....	34
Obrázek 8 Vhodné umístění gonádového krytí u chlapců (Fawcett, 2009).....	34
Obrázek 9 Nevhodná (vlevo) a vhodná (vpravo) velikost gonádového krytí u chlapce (Fawcett, 2009)	35
Obrázek 10 Fantom - dětská pánev.....	37
Obrázek 11 Fantom FL18	39
Obrázek 12 Umístění komory DAPcheck a fantomu FL18 na fantom pánve ..	39
Obrázek 13 Sestava pro měření	40
Obrázek 14 Umístění GK na kolimátoru	42
Obrázek 15 Umístění postranních dominant (zobrazeno pomocí funkce CAREPROFILE™(Siemens)).....	44
Obrázek 16 Viditelné nízko kontrastní značky bez krytky	47
Obrázek 17 Viditelné nízko kontrastní značky s kontaktní krytkou	47
Obrázek 18 Viditelné nízko kontrastní značky s krytkou pod kolimátorem.....	48
Obrázek 19 Hlavní nabídka PCXMC 2.0.....	49
Obrázek 20 Výpočet velikost vstupního pole (PCXMC 2.0)	49
Obrázek 21 Zadání geometrie svazku (PCXMC 2.0)	50
Obrázek 22 Zadání dat fantomu/pacienta (PCXMC 2.0).....	50
Obrázek 23 Nákres modelu a svazku záření (PCXMC 2.0).....	50
Obrázek 24 Umístění orgánů v primárním svazku (PCXMC 2.0).....	51
Obrázek 25 Probíhající Monte Carlo simulace (PCXMC 2.0)	51
Obrázek 26 Zadání spektra použitého záření (PCXMC 2.0).....	52
Obrázek 27 Zadání vstupní dávky (PCXMC 2.0)	52
Obrázek 28 Ekvivalentní a efektivní dávky (PCXMC 2.0)	53
Obrázek 29 Zadání biologických faktorů pacienta (PCXMC 2.0)	54
Obrázek 30 Obecný přehled rizika (PCXMC 2.0)	54

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Riziko indukce rakoviny v závislosti na věku (ICRP, 1990).....	13
Graf 2 Vývoj průměrných hodnot vstupní dávky u snímku pánve ve Velké Británii (Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications, 2020)	23
Graf 3 Hodnoty Q (mAs) u sérií s AEC	45
Graf 4 REID pro různé typy rakoviny (PCXMC 2.0)	55
Graf 5 Rozptýlené záření v místě prsu, manuální volba expozice	56