



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Optimalizace radiační ochrany při vybraných rentgenových výkonech

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Studijní program: **OCHRANA OBYVATELSTVA**

Autor: Bc. Tereza Gregorová

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger Skalická, Ph.D.

České Budějovice 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci s názvem *Optimalizace radiační ochrany při vybraných rentgenových výkonech* jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích dne 9. srpna 2022

.....

Poděkování

Ráda bych poděkovala paní Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce, za cenné rady a připomínky. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Radku Doleželovi za jeho ochotu při získávání údajů pro praktickou část práce.

Optimalizace radiační ochrany při vybraných rentgenových výkonech

Abstrakt

Tato diplomová práce se věnuje tématu optimalizace radiační ochrany pacientů na radiodiagnostickém pracovišti. Pojednává o možnostech ochrany pacientů před rentgenovým zářením v radiodiagnostice, jednak technickými parametry, kterými je možno ovlivnit dávku a také použitím ochranného stínění, jak v primárním svazku záření, tak mimo něj.

V praktické části jsem se zaměřila na výpočet diagnostických referenčních úrovní pro vybraná vyšetření. Data o vyšetření byla získána z DICOM hlavičky z prohlížeče Dicompass. Pro výpočet jsem zvolila vyšetření hrudníku v PA projekci a vyšetření lebky v AP projekci vleže na vyšetřovacím stole. Analyzovány byly expoziční parametry ze třech stacionárních skiagrafičkových rentgenových zařízení, na kterých se obě vybraná vyšetření v současné době rutinně provádějí.

Zjištěné hodnoty vstupní povrchové kermy a plošné kermy u jednotlivých skiagrafičkových vyšetření byly porovnány s hodnotami místních diagnostických referenčních úrovní a s hodnotami národních diagnostických referenčních úrovní. Pro vyšetření dětí nejsou národní diagnostické referenční úrovně stanoveny, proto jsem pro porovnání hodnot použila dokument *European Guidelines on DRLs for Pediatric Imaging* z roku 2015, který obsahuje diagnostické referenční úrovně pro dětské pacienty.

Obsah této práce může sloužit jako základní přehled o optimalizaci radiační ochrany a výpočtu diagnostických referenčních úrovní zdravotnickým pracovníkům i široké veřejnosti.

Klíčová slova

optimalizace; referenční úrovně; rentgenové záření; rentgenová diagnostika; dávky záření; ochranné stínění

Optimization of the Radiological Protection in Diagnostic X-ray Examinations

Abstract

This thesis deals with the topic of optimization of radiation protection of patients at a radiodiagnostic workplace. It discusses the possibilities of protecting patients from X-ray radiation in radiodiagnostics, both by technical parameters that can influence the dose and by the use of protective shielding, both in the primary radiation beam and outside it.

In the practical part I focused on the calculation of diagnostic reference levels for selected examinations. Examination data was obtained from the DICOM header from the Dicompass viewer. For the calculation, I chose the chest examination in PA projection and the skull examination in AP projection lying on the examination table. Exposure parameters from three stationary scanners on which both selected examinations are currently routinely performed were analyzed.

The observed values of input surface kerma and surface kerma for each scans were compared with the values of local diagnostic reference levels and with the values of national diagnostic reference levels. There are no national diagnostic reference levels for pediatric examinations, so I used the 2015 European Guidelines on DRLs for Pediatric Imaging document, which contains diagnostic reference levels for pediatric patients, to compare the values.

The content of this paper can serve as a basic overview of optimizing radiation protection and calculating diagnostic reference levels for healthcare professionals and the general public.

Key words

optimization; diagnostic reference levels; X-ray radiation; X-ray diagnostics; radiation dose; protective shielding

Obsah

1	Teoretická část.....	10
1.1	Historie radiační ochrany při lékařském ozáření	10
1.2	Radiační ochrana při lékařském ozáření	11
1.2.1	Princip zdůvodnění	11
1.2.2	Princip optimalizace	11
1.2.3	Princip limitování dávek.....	12
1.2.4	Princip bezpečnosti zdrojů.....	12
1.3	Právní předpisy v radiační ochraně při radiodiagnostických výkonech.....	12
1.4	Skiografie	13
1.5	Mechanismy působení ionizujícího záření na organismus.....	14
1.5.1	Deterministické účinky záření	16
1.5.2	Stochastické účinky záření.....	18
1.6	Ozáření v těhotenství.....	20
1.6.1	Postup při ozáření plodu	21
1.7	Dozimetrie pacientů	21
1.7.1	Některé veličiny používané v rentgenové diagnostice	21
1.7.2	Způsoby dozimetrie a odhadu dávek u skiografických výkonů.....	24
1.8	Ochrana pacientů před rtg zářením v radiodiagnostice.....	25
1.9	Použití ochranného stínění u pacientů při skiagrafií	26
1.9.1	Stínění orgánů v primárním svazku záření	27
1.9.2	Stínění orgánů mimo primární svazek záření	27
1.10	Management dávek záření.....	29
1.10.1	DICOM standard.....	30
1.10.2	Diagnostické referenční úrovně.....	30
1.10.3	Radiologické standardy a klinické audity	31
2	Cíl práce a výzkumná otázka.....	32
3	Metodika.....	33
4	Výsledky.....	35
4.1	Metodický postup stanovení MDRÚ	35
4.1.1	Potřebné údaje a dokumenty.....	35
4.1.2	Veličiny.....	36
4.1.3	Metodika stanovení a revize MDRÚ dle VMZ	37
4.2	Výběr vyšetření	38

4.2.1	Hrudník PA projekce vstoje.....	38
4.2.2	Lebka AP projekce vleže.....	38
4.3	Přístroje.....	39
4.4	Vyšetřovna 1 (Samsung) – hrudník PA.....	41
4.4.1	Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS.....	41
4.4.2	Příprava protokolu ZDS.....	41
4.4.3	Vytvoření tabulky vybraných pacientů.....	44
4.4.4	Stanovení střední dávky na vyšetřovně 1.....	45
4.5	Vyšetřovna 2 (Ysio) – hrudník PA.....	47
4.5.1	Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS.....	47
4.5.2	Příprava protokolu ZDS.....	47
4.5.3	Vytvoření tabulky vybraných pacientů.....	49
4.5.4	Stanovení střední dávky na vyšetřovně 2.....	50
4.6	Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost) – hrudník PA.....	51
4.6.1	Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS.....	51
4.6.2	Příprava protokolu ZDS.....	52
4.6.3	Vytvoření tabulky vybraných pacientů.....	53
4.6.4	Stanovení střední dávky na vyšetřovně 3.....	54
4.7	Střední hodnota distribuce.....	56
4.8	Porovnání s NDRÚ.....	56
4.9	Porovnání s MDRÚ.....	56
4.9.1	Vyšetřovna 1 (Samsung).....	56
4.9.2	Vyšetřovna 2 (YSIO).....	58
4.9.3	Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost).....	58
4.9.4	Střední hodnota distribuce.....	59
4.9.5	Revize MDRÚ.....	59
4.10	Vyšetřovna 1 (Samsung) – lebka AP.....	60
4.10.1	Vytvoření tabulky vybraných pacientů.....	60
4.10.2	Stanovení střední dávky na vyšetřovně 1.....	60
4.11	Vyšetřovna 2 (Ysio) – lebka AP.....	62
4.11.1	Vytvoření tabulky vybraných pacientů.....	62
4.11.2	Stanovení střední dávky na vyšetřovně 2.....	63
4.12	Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost) – lebka AP.....	64
4.12.1	Vytvoření tabulky vybraných pacientů.....	64
4.12.2	Stanovení střední dávky na vyšetřovně 3.....	65

4.13	Střední hodnota distribuce.....	66
4.14	Porovnání s MDRÚ a NDRÚ.....	66
4.14.1	Vyšetřovna 1 (Samsung).....	67
4.14.2	Vyšetřovna 2 (Ysio).....	68
4.14.3	Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost).....	68
4.14.4	Střední hodnota distribuce	69
5	Diskuse	71
6	Závěr.....	76

Úvod

Víme, jaký má ionizující záření dopad na organismus, ať už ve formě stochastických nebo deterministických účinků. Aplikace ionizujícího záření v medicíně představuje nejvýznamnější ozáření populace z umělých zdrojů. Vzhledem ke stále rostoucímu počtu vyšetření je nutné zaměřit se na základní principy radiační ochrany, a to na zdůvodnění a optimalizaci. Užitečným nástrojem pro optimalizaci je stanovení místních diagnostických referenčních úrovní. Optimalizace ale neznamená, že dávka musí být minimální za každou cenu. Dávka musí být minimální pro získání dostatečně kvalitní diagnostické informace.

Pro pacienty podstupující lékařské ozáření se nevztahují limity, na rozdíl od radiačních pracovníků, pro které jsou limity zavedeny. Pokud by pro pacienta limity zavedeny byly, mohlo by se v praxi stát, že lékař odmítne vyšetření indikovat z důvodu, že by byl u pacienta překročen limit. Takový postup by mohl vést k poškození zdraví pacienta.

Jako určité vodítko pro posouzení, zda jsou dávky pacientů optimalizované, byly stanoveny diagnostické referenční úrovně pro vybrané modalitty a pro standardního pacienta v příloze č. 22 vyhlášky č. 422/2016. Dále je nutné používat rentgenový přístroj, který úspěšně prošel přijímací zkouškou, zkouškou dlouhodobé stability a zkouškami provozní stálosti a zároveň splňující požadavky na zdravotnické prostředky dle zákona č. 268/2014 Sb., o zdravotnických prostředcích. Důležitá je i volba vhodného způsobu provedení vyšetření (projekce, poloha pacienta, vzdálenost od zdroje atd.).

Cílem této práce je specifikovat radiační ochranu při rentgenových vyšetření pacientů, dále analyzovat expoziční parametry u vybraných rtg výkonů radiodiagnostických pracovišť a stanovit metodický postup výpočtu MDRÚ.

V teoretické části této práce popisují principy radiační ochrany, mechanismy působení ionizujícího záření na organismus, dozimetrii pacientů, ochranu pacientů před rentgenovým zářením v radiodiagnostice a managementem dávek záření.

V praktické části diplomové práce se zabývám výpočtem diagnostických referenčních úrovní, jakožto jedním z ukazatelů optimalizace radiační ochrany na pracovišti. Pro stanovení DRÚ jsem vybrala vyšetření hrudníku v PA projekci a vyšetření lebky u dětí do 3 let v AP projekci vleže na vyšetřovacím stole. Obě tato vyšetření se provádějí na všech třech vybraných vyšetřovnách, mohla jsem tak porovnat parametry vyšetření a dávky mezi jednotlivými skiagrafickými přístroji.

1 Teoretická část

1.1 Historie radiační ochrany při lékařském ozáření

Objev rentgenových paprsků v listopadu 1895 německým fyzikem Wilhelmem Konradem Röntgenem poháněl svět do dříve neznámé oblasti ionizujícího záření. Během několika měsíců od objevu byly rentgenové paprsky celosvětově používány k lékařské diagnostice. Fascinace medicínským využitím a komerční zájmy vyústily v neomezené používání rentgenových paprsků. Velmi rychle se však ukázalo, že i když existují obrovské výhody, existují značná rizika, a to nejen pro pacienty, ale také pro obsluhující personál. Radiační poškození se zpočátku nepřičítala expozici ionizujícího záření (Drábková 2006; Chhem, 2010).

Necelý měsíc po objevení rentgenových paprsků americký lékař Emil Herman Grubbé, který byl pravděpodobně prvním lékařem, který využíval rentgenové záření k léčbě zhoubných nádorů, trpěl popáleninami a dermatitidou způsobenou rentgenovým zářením. V roce 1896 se Thomas A. Edison pokusil použít rentgenovou trubici k vývoji fluorescenční osvětlovací lampy. Brzy od tohoto úsilí upustil a vysvětlil „...začal jsem vyrábět několik těchto lamp, ale brzy jsem zjistil, že rentgenové paprsky jedovatě zasáhly mého asistenta, takže mu vypadaly vlasy a kůže začala ulcerovat. Došel jsem k závěru, že to nepůjde, že to nebude příliš populární druh světla, a tak jsem toho nechal...“. V březnu 1896 hlásil Edison podráždění očí související s používáním rentgenových paprsků, varoval před jejich používáním a opustil další studium ve své laboratoři. U jeho asistentky se později rozvinula akutní radiační dermatitida a zemřela, pravděpodobně jako první v důsledku nadměrného ozáření, na metastatický karcinom ve věku 39 let v roce 1904 (Boice et al., 2020).

V roce 1897 byla založena Röntgenova společnost, která ustanovila výbor pro zprávy o údajných škodlivých účincích rentgenových paprsků. Wolfram C. Fuchs v prosinci 1896 v Chicagu doporučil co nejkratší expozice rentgenovým zářením, neumisťovat rentgenku k tělu blíže než 30 cm a doporučil před expozicí potírat kůži vazelínou. Jiní průkopníci radiační ochrany navrhovali filtraci rentgenového svazku a použití kolimace. Na přelomu století provedl zubní lékař v Bostonu Wiliam Rollins mnoho studií o škodlivosti záření. Navrhl, že pokud 7 minut expozice rentgenovými paprsky nezamlží fotografickou desku, pak nebude mít záření škodlivou intenzitu. Přesto je považován za průkopníka radiační ochrany, protože doporučil použití brýlí s olověným sklem, kolimaci a stínění trubice, stínění částí těla, která nejsou exponována, použití pulzní fluoroskopie a selektivní filtrace (Boice et al., 2020).

1.2 Radiační ochrana při lékařském ozáření

V průběhu minulých několika desetiletí došlo k významnému pokroku v zobrazovacích technologiích. Jednak tento pokrok umožnil snížení dávek pacientům při rentgenových výkonech, např. hodnoty orgánové dávky na mozek při vyšetření lebky byly v letech 1930-1959 uváděné okolo cca 20 mGy, aktuální hodnoty jsou okolo 1-2 mGy, pro plíce došlo k poklesu původních orgánových dávek okolo 0,4-0,5 mGy, uváděných v letech 1930-1959, na současných cca 0,25 mGy. Druhý dopad modernějších technologií je v umožnění získání kvalitnější diagnostické informace, avšak někdy i za cenu vyšší dávky pacientům, typicky ve výpočetní tomografii (Melo et al., 2016).

V důsledku ozáření vznikají deterministické a stochastické účinky. Cílem radiační ochrany je vyloučit vznik deterministických účinků a co nejvíce snížit míru rizika vzniku stochastických účinků. K tomu slouží čtyři základní principy radiační ochrany: princip zdůvodnění, princip optimalizace, princip limitování dávek a princip bezpečnosti zdrojů (Švec, 2014).

1.2.1 Princip zdůvodnění

Z každé metody lékařského ozáření pacienta, která využívá ionizující záření, by měl plynout dostatečný benefit pro ozářeného pacienta nebo pro společnost, aby výtěžnost vyšetření převýšila újmou způsobenou ozářením. Před žádostí o použití vyšetřovací metody využívající ionizující záření by se mělo uvážit, jestli lze získat požadovanou informaci bez ionizujícího záření. Nabízí se metody sonografie a magnetické rezonance. Není-li možné tyto metody použít, měla by být jasně stanovená indikace, proč je vyšetření s použitím ionizujícího záření požadováno, aby bylo možné zhodnotit benefit plynoucí z tohoto vyšetření (DO, 2016).

V současnosti existuje v České republice dokument Indikační kritéria pro zobrazovací metody, který vyšel v roce 2003 ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví, který poskytuje návod indikujícím lékařům, jak by měli postupovat při indikaci radiodiagnostických výkonů.

1.2.2 Princip optimalizace

Cílem optimalizace je použití zobrazovací metody tak, aby dávky ve tkáních byly co nejnižší, aniž by se tím omezilo získání požadovaných diagnostických informací. Tento princip se označuje jako ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Ideálně je výsledkem rtg snímků dostatečné kvality získaný při co nejnižší dávce (Klener et al., 2000).

Součástí optimalizace je i zavedení diagnostických referenčních úrovní (DRÚ). DRÚ jsou směrné hodnoty pro lékařské ozáření, které přispívají k usměrnění lékařských expozic. Překročení těchto

stanovených úrovní dávek se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. Nemají charakter závazných ukazatelů. Soustavné překračování DRÚ v rutinní klinické praxi je podnětem k prošetření příčin nepřiměřeně vysoké radiační zátěže pacientů a k nápravným opatřením (Singer a Heřmanská, 2004).

1.2.3 Princip limitování dávek

Obecně ozáření pacientů nepodléhá dávkovým limitům. Došlo by tak ke značnému omezení možného zdravotního přínosu pro konkrétního pacienta. Pro ozáření pacientů jsou jako součást optimalizace stanoveny směrné hodnoty ve formě diagnostických referenčních úrovní. Avšak pro pracovníky v lékařství již limity platí (DO, 2016).

1.2.4 Princip bezpečnosti zdrojů

Tento princip vyžaduje pravidelnou kontrolu všech zdrojů ionizujícího záření, zejména k ověření stability a spolehlivosti daného zdroje. Po instalaci, před prvním použitím rtg systému pro klinické účely je provedena přijímací zkouška. Následně se parametry kontrolují v pravidelných intervalech prostřednictvím zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek provozní stálosti (Súkupová, 2018).

1.3 Právní předpisy v radiační ochraně při radiodiagnostických výkonech

Základním právním předpisem pro otázku využívání jaderné energie a ionizujícího záření je zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon. Tento zákon 1. ledna 2017 nahradil dosavadní zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů. Zákon č. 18/1997 Sb. je ponechán ve zbytkové podobě a upravuje odpovědnost za jaderné škody.

Vyhláška č. 410/2012 Sb., o stanovení pravidel a postupů při lékařském ozáření. Vyhláška zapracovává příslušné předpisy EU a upravuje pravidla ochrany zdraví osob před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a pravidla a postupy při radiační ochraně osob při lékařském ozáření, které nejsou upravené národními radiologickými standardy.

Vyhláška SÚJB č. 360/2016 Sb., o monitorování radiační situace, která upravuje například rozsah a způsob sledování, měření, hodnocení a zaznamenávání veličin důležitých z hlediska monitorování radiační situace.

Vyhláška SÚJB Č. 358/2016 Sb., o požadavcích na zajišťování kvality a technické bezpečnosti a posouzení a prověřování shody vybraných zařízení. Tato vyhláška upravuje například technické požadavky na vybrané zařízení, druhy záznamů zajišťování kvality zařízení a způsob jejich vedení.

Vyhláška SÚJB č. 409/2016 Sb., o činnostech zvláště důležitých z hlediska jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, zvláštní odborné způsobilosti a přípravě osoby zajišťující radiační ochranu registranta. Tato vyhláška zpracovává příslušné předpisy Euroatomu (zejména Směrnici Rady 2013/59/Euroatom ze dne 5. prosince 2013. kterou se stanoví základní bezpečnostní standardy ochrany před nebezpečím vystavení ionizujícímu záření) a upravuje například odbornou přípravu osob zajišťujících radiační ochranu registranta nebo rozsah, obsah a způsob provedení zkoušky ověřující zvláštní odbornou způsobilost.

Vyhláška SÚJB č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. Tato vyhláška stanovuje požadavky na zajišťování radiační ochrany v expozičních situacích a způsob zabezpečení radionuklidového zdroje.

1.4 Skiografie

Skiografie je základní rentgenovou zobrazovací modalitou, při kterém je trojrozměrný objekt zobrazen do 2D obrazu. Dochází tak k sumaci různých orgánů, které vytvářejí anatomický šum. Základem zobrazení je detekce rtg fotonů, které bez interakce nebo zeslabení (Comptonův rozptyl) prošly zobrazovaným objemem. Část rtg fotonů se ve tkáni pohltí (fotoefekt) a nedostanou se tak na receptor obrazu, ale přispívají k dávkové distribuci, která odpovídá zobrazovanému objektu. Skiografie je relativně jednoduchou rtg vyšetřovací metodou bez nutnosti speciální přípravy pacienta (Nekula et al., 2001).

Doba expozice na stacionárních rtg systémech začíná na 3 ms pro rtg snímek srdce a plic, napětí se pohybuje v rozsahu 40-150 kV, nominální anodový výkon rentgenky se pohybuje okolo 80 kW, u některých systémů až 100 kW.

Součástí stacionárních skiografických systémů je rentgenka, která je napájena vysokonapěťovým generátorem, se stíněním, přídavnou filtrací a kolimátory, protirozptylová mřížka a receptor obrazu. Expozice u skiografických systémů může být řízena buď pomocí AEC, nebo je elektrické množství (mAs) přednastaveno manuálně. Nastavení expozice je limitováno dávkou pacientovi, kvalitou obrazu a nominálním zatížením anody (Seidl et al., 2012; Malíková, 2019).

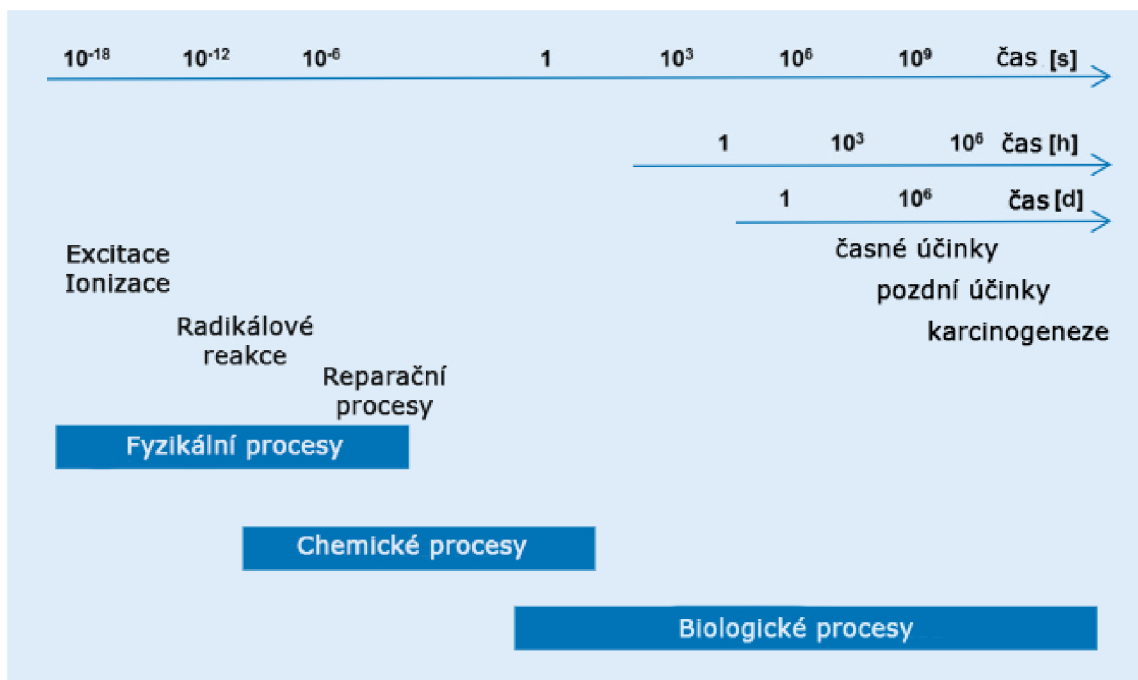
Ovládání rtg systému je standardně instalováno v tzv. ovladovně. Stacionární systémy běžně umožňují provedení rtg vyšetření vstoje u vertikálního stativu, vertigrafu, např. snímek hrudníku, nebo vleže na vyšetřovacím stole.

U skiografie je dávka na vstupu pacienta největší, odpovídá 100 %, na výstupu pacienta je dávka nejmenší, odpovídá 0,1-10 % vstupní dávky. Dávková distribuce je tedy velmi nehomogenní, čím hlouběji v tkáni, tím menší dávka (Súkupová, 2018).

Skiografie, tj. zhotovování snímků, se řídí řadou obecných zásad. Z velkého množství popsaných projekcí se zachovalo zhruba 80 dnes rutinně používaných. Mnoho speciálních projekcí, zejména v oblasti lebky a hrudníku, zaniklo a jsou nahrazeny přesnějšími vyšetřovacími postupy (CT, MR). Podle průběhu centrálního paprsku rozlišujeme projekce sagitální, bočné (frontální), axiální, šikmé, případně tangenciální. Sagitální projekce se dělí na předozadní, AP (anterior-posterior) a zadopřední, PA (posterior-anterior) projekce (Vomáčka et al., 2015).

1.5 Mechanismy působení ionizujícího záření na organismus

Ionizující záření způsobuje řadu fyzikálních, chemických a biologických změn v tkáních, jejichž časová posloupnost může sahát od nanosekund až po mnoha desetiletí. Viz Obr. 1.



Obrázek 1: Časový sled účinků ionizujícího záření na organismus

Zdroj: Vlastní úprava podle Gruber und Dörr, 2017

Fyzikální fáze

Počáteční, fyzikální, fáze zahrnuje interakci vlnového a částicového záření s atomy exponované tkáně, která primárně vede ke vzniku iontů. S tím spojená depozice energie je základem pro všechny následující procesy. Definuje absorbovanou dávku pomocí jednotky Gray (Gy) na základě uložené energie (v joulech) a exponované hmotnosti (v kg). Tedy $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ (Gruber und Dörr, 2017).

Chemická fáze

Chemická fáze začíná už v průběhu fyzikálních procesů. Zahrnuje štěpení anorganických molekul a s tím související tvorbu reaktivních volných radikálů, například v důsledku destrukce molekul vody. Množství radikálů a jejich reakce závisí na místní koncentraci kyslíku (tzv. kyslíkový efekt). Chemická fáze zahrnuje také počáteční opravné procesy, jako je obnova přerušovaných vazeb mezi molekulami (Gruber und Dörr, 2017).

Biologická fáze

Tato fáze může trvat i několik desetiletí. Zpočátku zahrnuje reakci anorganických radikálů s biomolekulami a organickými molekulami navzájem. Následuje poškození DNA ve formě poškození bází, změn cukru, zesíťování DNA-DNA a DNA-protein a také jedno a dvouvláknových zlomů. Velkou část těchto změn dokážou poškozené buňky efektivně opravit, zvýšené poškození však může přetížit reparační systémy a vést tak k narušení schopnosti proliferace nebo k odumření buňky (Gruber und Dörr, 2017).

Doba mezi poškozením chemické vazby a biologickým projevem poškození je různá, může trvat hodiny až roky. Pokud dojde ke smrti buňky, ke které dochází v řádu hodin až dnů, jde o časné účinky ozáření. Dojde-li k poškození onkogennímu, kdy může doba mezi ozářením a projevem trvat i několik let, jde o pozdní účinky záření. Jestliže se jedná o gametickou mutaci, nemusí se projevit nikdy (Elgazzar and Kazdem, 2015).

Ozáření buněk se děje prostřednictvím dvou hlavních mechanismů – přímým a nepřímým. Při přímém mechanismu interaguje záření přímo s kritickou strukturou buňky, jádrem. Nepřímý mechanismus znamená, že záření interaguje s molekulami a atomy a produkuje volné radikály (především H_2O^+ a OH^\cdot), které se šíří buňkou a ničí kritické struktury v buňce. Volné radikály ničí chemické vazby a způsobují chemické změny, které vedou k biologickému poškození. Přímý mechanismus je dominantním procesem částic s vysokým LET, naopak pro záření s nízkým LET

je dominantním procesem nepřímý mechanismus (Elgazzar and Kazdem, 2015; Havránková, 2020a).

Účinky záření jsou pozorovány i v buňkách, které nejsou přímo ozářeny. Jsou popsány dva fenomény: bystander efekt a genomová nestabilita.

Bystander efekt

Buňky v blízkosti ozářených buněk vykazují účinky, který nelze přičítat dráze ionizujícího záření. Navíc, když jsou ozářené buňky přeneseny do jiného média, buňky v jejich blízkosti vykazují poškození DNA, mutace a karcinogeneze. Přes interakci buňka-buňka přímo ozářené buňky komunikují se sousedními buňkami a šíří účinek záření na větší počet buněk. Bystander efekt byl převážně popsán pro hustě ionizující záření, ale je pozorován i u záření s nízkým LET (Elgazzar and Kazdem, 2015).

Genomová nestabilita

Maximální genetické poškození způsobené zářením se indukuje krátce (minuty až hodiny) po expozici ionizujícím zářením. Přesto bylo pozorováno, že nejen u ozářených buněk, ale také u dceřiných se mohou vyskytovat pozdní účinky. Buňky, které udržují neletální poškození DNA vykazují zvýšenou míru mutací v dceřiných buňkách po několik generací replikací od počáteční expozice.

V DNA může dojít k rozsáhlým chromozomálním přestavbám, delecí a aberaci, aneuploidii – špatný počet chromozomů, tvorbě mikrojádérka a genové mutaci (Elgazzar and Kazdem, 2015).

Schopnost záření vyvolat genomové nestabilitu závisí do značné míry na kvalitě záření nebo lineárním přenosu energie (LET) a dávce.

1.5.1 Deterministické účinky záření

Deterministické účinky nastávají při překročení určité prahové dávky pro jejich vznik. Jejich podstatou je usmrcení velké části buněčné populace, resp. ztráta schopnosti dělení buněk v určitém orgánu nebo tkáni. S rostoucí dávkou narůstá závažnost poškození. Po poškození dochází v buňkách k zahájení jejich reparačních mechanismů, proto dávky pro deterministické účinky nelze v delším časovém průběhu pouze prostě sčítat (Kubinyi et al., 2018).

Pokud je dávka nižší než prahová hodnota, deterministický účinek se neprojeví. Vysvětlením je, že část buněk byla usmrcena, ale okolní buňky jsou schopny kompenzovat jejich funkci. Při překročení

určité dávky už ale není okolní buněčná populace schopna zastat funkce poškozených buněk. Deterministické účinky mají charakteristický klinický obraz a patří mezi ně akutní nemoc z ozáření, poškození kůže, poškození fertility, chronická radiační dermatitida, katarakta a poškození vývoje plodu. Radiační ochrana před deterministickými účinky je poměrně jednoduchá, protože při dávce pod prahem jejich vzniku účinky nenastanou. Nelineární závislost účinku na dávce a dávkový práh je na Obr. 2 (IAEA, 2010).



Obrázek 2: Charakteristika deterministických účinků
Zdroj: Vlastní úprava podle (Heidbuchel et al., 2014)

Akutní radiační syndrom bývá označován jako akutní nemoc z ozáření. Vyznačuje se pocitem na zvracení, zvracením a průjmem v době několika hodin nebo minut po ozáření. Důvodem je poškození gastrointestinálního traktu, kostní dřeně a centrální nervové soustavy.

Poškození kůže se může projevit 1-24 hodin po expozici. Kůže je při každém zevním ozáření vstupním polem svazku záření, proto jsou lokalizované projevy poškození kůže častější než jiné typy radiačního poškození. Časná (akutní) radiační dermatitida se projevuje prvotním erytémem, po latentní fázi následuje suchá, vlhká dermatitida, jizvení a nekróza kůže v závislosti na dávce záření. Při nižších dávkách, kolem 2 Gy, se objevuje erytém. Reverzibilní epilace vznikají při dávkách okolo 3 Gy, ireverzibilní při dávkách nad 7 Gy.

Chronická radiační dermatitida byla v první polovině 20. století poměrně častým poškozením u rentgenologů, kteří pracovali rukama v primárním svazku záření. Atrofický typ se projevoval tenkou, suchou a hladkou pokožkou, lomivými nehty. Hypertrofický typ měl pokožku hrubou, často přecházela ve spinocelulární karcinom (Fanni et al., 2017).

Katarakta vzniká v důsledku velkého množství usmrcených buněk v oční čočce. Tyto buňky nejsou z oka přirozeně odstraňovány a dochází tak k jejich hromadění. Katarakta může vzniknout po určité době latence již při jednorázové dávce 1 Gy. Při protražované expozici se dávkový práh zvyšuje na cca 4-6 Gy. Po ozáření může trvat i desítky let, než se katarakta plně rozvine (Madan, 2011).

Účinky záření na vývoj zárodku a plodu jsou dvojího typu: riziko malformací plodu a pozdní indukce zhoubného bujení (účinky teratogenní a účinky kancerogenní) (Seidl et al., 2012).

Z charakteristiky deterministických účinků vyplývá, že se v radiodiagnostice běžně nevyskytují. Mohou se objevit u pacientů po komplikovaných intervenčních výkonech.

1.5.2 Stochastické účinky záření

Stochastické účinky vznikají na úrovni buněk v důsledku poškození DNA v buněčném jádře. DNA je nejdůležitějším terčem pro interakci ionizujícího záření v buňce (Goodman, 2010).

Při interakci záření s DNA buňky vznikají ve vysoké míře zlomy – jednoduché (pouze na jednom řetězci DNA), dvojné zlomy (na obou řetězcích), poškození bází, lokální denaturace DNA a jiné. Absorbovaná dávka 1-2 Gy způsobí vznik více než 1000 poškození bází, zhruba 1000 jednoduchých zlomů a přibližně 40 dvojných zlomů. Více než 99,999 % poškození buněk je opraveno reparačními mechanismy, ovšem zbývající poškození opraveno není a setrvává v buňce. Nemusí se vždy projevit, někdy však může vést k malignímu bujení (Súkupová, 2018).

Stochastické účinky jsou charakterizovány jako náhodné, lze říci pouze to, s jakou pravděpodobností se účinky ozáření projeví. Pravděpodobnost výskytu stochastických účinků roste lineárně s narůstající dávkou, ale závažnost projevů poškození je nezávislá na velikosti dávky. Stochastické účinky nemají konkrétní práh, nelze tedy říci, od jaké dávky se vyskytnou. Pro stochastické účinky se předpokládá platnost lineárního bezprahového modelu (LNT – Linear Non-Threshold model), který popisuje jejich riziko jako lineární bezprahovou funkci absorbované dávky. I nejmenší možná dávka, jež je schopná jakkoli poškodit DNA, má zároveň potenciál vyvolat nádorové onemocnění. Oblast nízkých dávek je však problematická, protože při tak velké nejistotě, jakou epidemiologická data mají, je velmi obtížné prokázat, zda je dané poškození radiačně indukované. Objevují se ale i výsledky ozařovacích experimentů a populačních výzkumů, které se v oblasti nízkých dávek od LNT modelu odlišují. Model prahu (Threshold Model) také předpokládá, že je riziko vzniku stochastických účinků lineárně úměrné dávce, ale dochází k němu až po překročení určité prahové úrovně, podobně jako je tomu u účinků deterministických. Tato

teorie vychází z předpokladu, že je potřeba akumulovat určitý stupeň buněčného poškození. Dalším modelem je (radio)hormeze, což je jev, kdy se v určitém intervalu nízkých dávek objevuje dokonce pokles úmrtnosti buněk s rostoucí dávkou. Předpokládá se, že nízkými dávkami stimulované reparační mechanismy lépe zareagují na i spontánně se vyskytující poškození DNA. Nabuzený imunitní systém zlikviduje i prekancerózní nebo nádorové buňky, které se objevují u každého člověka a které by mohly jinak snáze zůstat přehlédnuty. Ovšem v oblasti nízkých dávek záření lze obtížně prokázat, zda je poškození radiačně indukované (Elgazzar and Kazdem, 2015; Havránková, 2020b).

Mezi stochastické účinky patří genetické změny a onkogenní účinky – vznik leukémie a solidních tumorů. Vznikají na základě změněné informace DNA, která může vést v případě nesprávnému fungování reparačních mechanismů k mutaci nebo maligní transformaci. Jako doba latence se označuje doba mezi ozářením a manifestací nádorového onemocnění. U leukémie je doba latence 5-10 let, u solidních tumorů se doba pohybuje v rozmezí 5-10 let. Výjimkou ale není ani doba 45 let a delší.

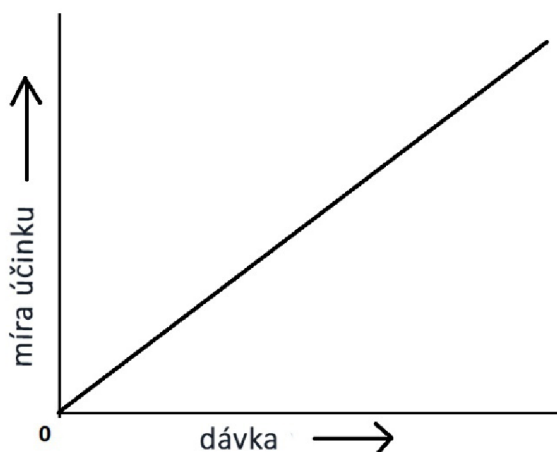
ICRP a UNCLERAR uvádějí, že pravděpodobnost vzniku genetického poškození je 0,3-0,8 % na 1 Sv, přičemž je to přídavné riziko ke spontánně vzniklému genetickému poškození (Goodman, 2010).

Pro účely radiační ochrany uvádí ICRP, že průměrný koeficient rizika letální rakoviny je roven 5 % na 1 Sv. Po ozáření 100 jedinců v populaci dávkou 1 Sv pět z nich zemře v důsledku radiačně indukované rakoviny. Pro rentgenové vyšetření plic s efektivní dávkou 0,03 mSv by platilo, že pokud provedeme toto vyšetření u 1 milionu jedinců, 1-2 z nich zemřou v důsledku tohoto ozáření. Pro trojfázové CT vyšetření břicha s efektivní dávkou 30 mSv po ozáření 1 milionu jedinců zemře 1500 z nich. Jde ale pouze o statistická čísla (Súkupová, 2018).

Koeficient rizika vzniku fatální rakoviny závisí na věku, kdy byl jedinec ozářen. Čím mladší je, tím je koeficient vyšší. Koeficient je vyšší i pro ženy než pro muže, a to z důvodu velké radiosenzivity prsní tkáně u žen. Pro dívky ve věku 0-5 let je riziko 15 % na 1 Sv, pro chlapce 13 % na 1 Sv, pro ženy ve věku 30-40 let je koeficient roven 4 % na 1 Sv, pro muže 3 % a pro muže i ženy nad 80 let je koeficient 1 % na 1 Sv. Z koeficientů pro děti a dospělé vyplývá, že malé děti jsou 3-4 x citlivější na ozáření než dospělí, což je způsobeno dvěma okolnostmi. U dětí probíhá dělení buněk v důsledku růstu intenzivněji, a to vede k vyšší radiosenzitivitě a stochastické radiační účinky mají dlouhou dobu latence, pravděpodobnost jejich manifestace roste s časem od ozáření. Při ozáření

organismu v mladším věku je k dispozici více času na projevení pozdních účinků (Ullmann, 2002; Sůkupová, 2018).

Lineární bezprahovou závislost pravděpodobnosti účinku na dávce zobrazuje Obr. 3.



Obrázek 3: Charakteristika stochastických účinků
Zdroj: Vlastní úprava podle (Heidbuchel et al., 2014)

1.6 Ozáření v těhotenství

Radiačně indukovaná letalita a specifické hrubé abnormality embrya a plodu jsou závislé a dvou faktorech, dávce záření a stádiu vývoje v době expozice. Mezi početím a porodem prochází plod třemi základními fázemi vývoje. První až desátý den je to fáze preimplantace. Mezi 11. až 42. dnem probíhá fáze organogeneze a od 43. dne do narození fáze růstu. Hlavní účinky záření na plod jsou malformace, zpomalení růstu, vrozené vady a vznik rakoviny. Embrya v preimplantační fázi jsou velmi citlivá vůči ozáření a poškození zářením nevyhnutelně povede ke smrti a spontánnímu potratu. Nicméně ta embrya, která přežijí se vyvíjejí normálně. Při ozáření v této fázi tak platí pravidlo „všechno nebo nic“. Nejvíce radiosenzitivní je plod v období organogeneze, tedy ve 3. až 8. týdnu gravidity. Ozáření v tomto období povede k rozvoji abnormalit, většinou souvisejících s centrálním nervovým systémem. V 9. až 15. týdnu těhotenství může dojít v důsledku ozáření k mentální retardaci, mikrocefalii a k dalším malformacím (poškození skeletu, genitálií, očí) (Ratnapalan et al., 2004; Williams and Fletcher, 2010).

Pro vznik deterministických účinků na plod se jako prahová udává hodnota 100 mSv, někdy až rozmezí 100-200 mSv. Podle doporučení *ICRP 103* je prahová dávka dokonce 300 mSv.

Pro dávky do 100 mSv na plod nebyl prokázán vznik deterministických účinků, proto není umělé ukončení gravidity pro tyto dávky zdůvodněno. Významné poškození plodu je spojováno až s dávkami nad 500 mSv. I vznik mentální retardace byl prokázán až od dávek 500 mSv.

Z hlediska stochastických účinků není důležitá fáze vývoje plodu, jeho radiosenzitivita je považována za konstantní po celou dobu jeho vývoje. Pokud jde o riziko vzniku rakoviny vyvolané ozářením, uvažuje ICRP, že celoživotní riziko vzniku rakoviny po expozici in utero bude podobné tomu po ozářením v raném dětství (do 5 let dítěte). V průměru je riziko 3× vyšší než u dospělých. Riziko vzniku radiačně indukované rakoviny po expozici in utero je 15 % na 1 Sv (ICRP, 2003).

1.6.1 Postup při ozáření plodu

Dávky na plod ze skiagrafičkových vyšetření provedených mimo oblast břicha a pánve jsou zanedbatelné, není třeba stanovovat dávku, kterou plod obdržel. Rovněž dávky na plod z CT, skiaskopických a intervenčních výkonů mimo oblast břicha pánve jsou velmi malé. Ovšem pokud se jedná o CT vyšetření, skiaskopické a intervenční výkony provedené v oblasti břicha a pánve, mohou dávky na plod dosahovat prahových hodnot pro vznik deterministických účinků. Při těchto výkonech je nutná spolupráce s radiologickým fyzikem, který stanoví dávku na plod. Pokud je zjištěna dávka vyšší než 100 mSv je na místě konzultace s genetickou poradnou (ICRP, 2000; Dance et al., 2014).

1.7 Dozimetrie pacientů

Expozice pacientů při radiologických výkonech tvoří největší část ozáření populace umělými zdroji záření. Roční frekvence RTG vyšetření je podle Vědeckého výboru OSN pro studium účinků atomového záření (USCEAR) 360 na 1000 jedinců na celém světě. Vzhledem k riziku radiační újmy pro pacienta je jasná potřeba monitorovat a řídit tyto expozice a optimalizovat radiační ochranu tak, aby se dávka pro pacienta snížila co nejvíce tak, jak je to možné v souladu s dosažením požadované kvality obrazu. Optimalizace zobrazení pro jednotlivé zobrazovací modalitty z hlediska kvality obrazu a dávky je jedním ze dvou hlavních důvodů, proč je potřeba provádět patientskou dozimetrii. Druhým důvodem je potřeba stanovení absorbovaných dávek v jednotlivých tkáních a orgánech. To je nutné pro hodnocení účinků záření na lidský organismus (Dance et al., 2014).

1.7.1 Některé veličiny používané v rentgenové diagnostice

Fyzikální veličiny

Při interakci ionizujícího záření s lidským tělem může dojít k absorpci. Absorpce je dvoukrokový proces, kdy v prvním kroku interagují fotony (nenabitě částice) v látce, zeslabují se, předávají svou

energii, čímž vznikají nabitě částice, které se v druhém kroku absorbují v látce a předávají jí tak svou energii. Pro popis prvního kroku se používá veličina kerma a pro popis druhého kroku veličina dávka. Kerma se vztahuje k přenosu energie nenabitých částic nabitým částicím, které v látce vznikají. Absorbovaná dávka se vztahuje k depozici energie nabitých částic v látce (Hušák, 2009; Dance et al., 2014;).

Kerma K a absorbovaná dávka D nejsou přímo měřitelné veličiny, protože není možné měřit dávky přímo v orgánech pacientů. Používají se proto přímoměřitelné veličiny, mezi které řadíme dopadající kerma ve vzduchu K_i a vstupní povrchová kerma ve vzduchu K_e .

Dopadající kerma ve vzduchu K_i je definována jako kerma ve vzduchu z dopadajícího rentgenového paprsku měřená na centrální ose paprsku v místě vstupu paprsku do pacienta. Započítává se pouze záření dopadající na pacienta, nikoliv zpětně odražené záření.

Vstupní povrchová kerma ve vzduchu K_e je definována jako kerma ve vzduchu od rentgenového paprsku měřená na centrální ose paprsku v místě vstupu paprsku do pacienta. Do měření je zahrnuto i zpětně rozptýlené záření z pacienta (Dance et al., 2014; IAEA, 2007).

Pokud se vstupní povrchová kerma ve vzduchu K_e neměří přímo, lze ji vypočítat pomocí vztahu:

$$K_e = K_i B$$

kde B je koeficient zpětného rozptylu (back-scatter factor), který je závislý na velikosti pole, filtraci, napětí a polotloušťce rtg svazku. Pro rentgenové svazku s napětím 50-150 kV o polotloušťce 1,74-8,50 mm Al nabývá koeficient B 1,24-1,67, to znamená, že z pacienta se zpětně rozptýlí 24-67 % záření. Platí, že čím vyšší je energie a polotloušťka spektra, tím vyšší je hodnota koeficientu B .

Hodnotu K_e lze měřit pomocí ionizační komory nebo integrálních dozimetrů (například termoluminiscenční dozimetry) přímo na těle pacienta. Za stejných podmínek lze měřit i hodnotu K_i , pouze s tím rozdílem, že při měření není použit pacient ani fantom, protože se do měření nezapočítává zpětný rozptyl.

V některých případech, pokud není možné měřit K_i ani K_e , lze odvodit dávku pacienta s využitím veličiny výtěžnost Y , která kvantifikuje výstup rentgenky pro definované expoziční parametry. Výtěžnost $Y(d)$ ve vzdálenosti d od ohniska je definována jako podíl kermy ve vzduchu $K(d)$ ve stanovené vzdálenosti d od ohniska rentgenky a elektrického množství P_{It} . Jednotkou výtěžnost rentgenky je mGy/mAs. Výtěžnost se standardně měří při zkouškách dlouhodobé stability, ze

kterých lze vycházet při znalosti expozičních parametrů a geometrii rentgenového výkonu pro stanovování dávek pacientům.

Při skiaskopii, kde se směr paprsku, velikost pole, napětí a proud rentgenky v průběhu expozice mění, není dopadající kerma ve vzduchu K_i vhodným ukazatelem radiční zátěže. Místo toho lze použít také přímoměřitelnou veličinu P_{KA} , což je součin kermy ve vzduchu a plochy. Jde o univerzální veličinu, která je nezávislá na vzdálenosti od zdroje, není proto nutné znát přesnou vzdálenost pacienta od zdroje záření. Součin P_{KA} je definován jako integrál kermy ve vzduchu K_i přes plochu rentgenového svazku A v rovině kolmé na osu svazku:

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

Hodnoty P_{KA} se obvykle udávají v jednotkách $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$, $\mu\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ nebo $\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$ a měří se pomocí transparentních planparalelních ionizačních komor, které jsou umístěné u výstupu z rentgenky – KAP-metry (ICRP, 2007; Dance et al., 2014).

Veličiny pro odhad rizika

Pro vyjádření rizika se zavádí další veličiny, které primárně vycházejí z absorbované dávky D . Jednou z veličin je **orgánová dávka** D_T , která představuje střední absorbovanou dávku v dané tkáni nebo orgánu. Je definována jako integrál absorbované dávky v bodě D_T v daném orgánu T dělený hmotností m tohoto orgánu:

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

Jednotkou je Gy. Orgánová dávka D_T nezohledňuje, jakým zářením byla dávka dodána, popisuje pouze dávku absorbovanou v určitém orgánu. Stejná dávka dodaná např. fotonovým zářením nebude mít stejný dopad na orgán nebo tkáň jako dávka dodaná protony. Kvalitu použitého záření zohledňuje veličina **ekvivalentní dávka** H_T , která je definována jako:

$$H_T = w_R \cdot D_T$$

Radiační váhový faktor w_R vyjadřuje radiobiologickou účinnost daného záření. Jednotkou ekvivalentní dávky H_T je Sv. Radiační váhový faktor je roven 1 pro fotony a elektrony, pro protony 5, pro neutrony 2-20 v závislosti na energii, pro těžká jádra a štěpné produkty 20 (ICRP, 2015).

Ekvivalentní dávka H_T udává míru ozáření určitého orgánu a používá se k vyjádření míry deterministických účinků. Pro stanovení míry ozáření lidského těla a z toho plynoucí pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků se používá veličiny **efektivní dávka** E , která

zohledňuje citlivost jednotlivých orgánů k ozáření, radiosenzitivitu. Ta je vyjádřena tkáňovým váhovým faktorem w_T . Efektivní dávka E je definována jako:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

Jednotkou je Sv. Efektivní dávka E umožňuje převést ozáření určitého orgánu nebo části těla na celotělové ozáření se stejnou pravděpodobností vzniku stochastických účinků ozáření, tím umožňuje porovnat různá ozáření mezi sebou. Tkáňový váhový faktor w_T je různý pro jednotlivé orgány a tkáně, přehled hodnot je v Tab. 1 (Gun-Sun et al., 2013; Akber, 2013).

Tabulka 1: Přehled tkáňových váhových faktorů

Tkáň nebo orgán	Tkáňový váhový faktor	Σw_T
plíce, prsní tkáň, kostní dřev, tlusté střevo, žaludek, nadledviny, žlučník, srdce, ledviny, lymfatické uzliny, svaly, mukóza, slinivka, prostata, tenké střevo, slezina, brzlík, děloha	0,12	0,72
gonády	0,08	0,08
močový měchýř, játra, jícen, štítná žláza	0,04	0,16
povrch kostí, mozek, slinné žlázy, kůže	0,01	0,04
	Σ	1,00

Zdroj: Vlastní zpracování dle (Connor, 2019)

1.7.2 Způsoby dozimetrie a odhadu dávek u skiagrafických výkonů

Dávky pacientovi, ať už orgánové nebo efektivní, lze stanovit několika způsoby v závislosti na tom, zdali jsou známy některé z přímoměřitelných veličin. Pokud je známa dopadající kerma K_i , vstupní povrchová kerma K_e nebo součin kermy a plochy P_{KA} , případně výtěžnost Y a další expoziční parametry včetně geometrie, lze odhadnout orgánové dávky i efektivní dávky pro standardního pacienta pomocí výpočetního softwaru nebo pomocí konverzních koeficientů (IAEA, 2007).

Výpočetní software na základě zadaných parametrů (parametry pacienta, geometrie ozáření, spektrum, některé z dávkových veličin, např. K_i nebo P_{KA}) provede simulaci Monte Carlo. Výstupem jsou pak jednotlivé orgánové dávky a efektivní dávka pro příslušný rtg výkon.

Pokud není k dispozici žádný z výpočetních softwarů, lze stanovit orgánové a efektivní dávky na základě konverzních koeficientů. Ty převádějí přímoměřitelnou veličinu (K_i , K_e nebo P_{KA}) na jednotlivé orgánové dávky, ze kterých lze pak stanovit i efektivní dávku.

Pro měření orgánových dávek lze použít fantomy, které simulují z hlediska rozptylu a zeslabení vlastností lidského těla. Nejčastěji se používají PMMA fantomy a vodní fantomy, které mají obvykle jednoduchý matematický tvar, např. kvádrů nebo válce.

Průměrné dávky pro skiagrafické výkony

U skiagrafických výkonů je dávka při jednom vyšetření poměrně malá, ale vzhledem k vysokému počtu těchto vyšetření je relativně velká kolektivní dávka. V roce 2013 bylo v ČR provedeno zhruba 16 milionů rtg výkonů (Súkupová, 2018).

Dávky se pro jednotlivá vyšetření mohou lišit v závislosti na počtu projekcí a na hmotnosti a velikosti pacienta. Čím je hmotnost pacienta vyšší, tím více záření se v jeho těle pohltí, a tím méně dopadne na receptor obrazu. Proto je potřeba použít více rtg záření, aby na detektor dopadlo dostatečné množství fotonů pro získání kvalitního obrazu. Z Tab. 2 je patrné, že efektivní dávka z jednotlivých skiagrafických výkonů se pohybuje v hodnotách do 1 mSv.

Tabulka 2: Typické efektivní dávky pro skiagrafická vyšetření

Skiagrafické vyšetření	Typická efektivní dávka (mGy)	Přibližná doba pro stejné ozáření z přírodních zdrojů
lebka	0,07	11 dní
srdce a plíce PA	0,02	3 dny
končetiny a klouby	<0,01	<1,5 dne
kyčel	0,3	7 týdnů
pánev	0,7	4 měsíce
hrudní páteř	0,7	4 měsíce
bederní páteř	1,3	7 měsíců
břícho	1,0	6 měsíců

Zdroj: Vlastní zpracování podle (Shannoun et al., 2008)

1.8 Ochrana pacientů před rtg zářením v radiodiagnostice

Ochrana pacientů před vnějšími zdroji zahrnuje opatření technického a organizačního charakteru, která vedou k podstatnému snížení ozáření.

Technické faktory ovlivňující dávku:

- optimalizace nastavení expozičních parametrů (kV, mAs),
- filtrace primárního svazku,
- velikost ozářeného pole,
- vzdálenost ohnisko rentgenky – kůže,

- stínění nevyšetřovaných oblastí na těle,
- fixace pacienta.

S rostoucím napětím na rentgence (kV) stoupá pronikavost záření, a tím se příznivě mění poměr mezi výstupní a vstupní dávkou. Snížení radiační zátěže lze dosáhnout při vyšším napětí na rentgence (při hodnotách napětí nad 70 kV jsou dávky značně redukovány). S rostoucím napětím se kromě pronikavosti zvyšuje i celkový počet vyprodukovaných fotonů rentgenového záření. Proto musí být každé zvýšení napětí kompenzováno odpovídajícím snížením elektrického množství (mAs) (Chudáček, 1995).

Se stoupajícím elektrickým množstvím se zvyšuje počet vyprodukovaných fotonů a zvyšuje se tak dávka v těle pacienta.

Filtrace: Svazek záření je zeslabován vlastní filtrací (okénko krytu rentgenky, chladicí olej), která je ekvivalentní 0,5-2 mm Al. K tomu je možno použít přídavnou filtraci, která eliminuje nízkooenergetické fotony, které neprojdou tělem pacienta a nepřispívají k tvorbě obrazu, zvyšují pouze radiační zátěž pacienta. Se stoupající filtrací významně klesá dávka na kůži, dávka v hloubce je méně redukována. Nejběžnějším materiálem používaným pro přídavnou filtraci je hliník (Al) a měď (Cu) (Hušák, 2009).

Vyclonění pole: Mezi nejdůležitější metody omezující ozáření pacienta patří přesné nasměrování primárního svazku na vyšetřovaný orgán a nastavení co nejmenšího pole, které je ještě v souladu s vyšetřovanou oblastí.

Vzdálenost ohniska rentgenky od povrchu těla pacienta: Dávkový příkon klesá s rostoucí vzdáleností od ohniska rentgenky. Velikost poměru přenosu je určena poměrem čtverců jejich vzdáleností.

Stínící pomůcky: viz kapitola 1.9.

Fixační pomůcky: Ty mají význam zejména při vyšetřování dětí. Eliminují možné pohyby pacienta a z toho plynoucí pohybové artefakty (Seidl et al., 2012).

1.9 Použití ochranného stínění u pacientů při skiagrafii

Při rentgenových výkonech se v primárním rtg svazku nebo jeho okolí mohou nacházet radiosenzitivní orgány, které je vhodné před ozářením chránit. Jedná se především o prsní tkáň, gonády a štítnou žlázu, pokud se tyto orgány nacházejí do 5 cm od primárního svazku. Nicméně použití stínění těchto orgánů v primárním svazku by mohlo zastínit i sledovanou anatomii, což

vyklučuje jeho potenciální použití. Prioritou však zůstává získat dostatečnou diagnostickou informaci, ne co možná nejvíce snížit dávku na radiosenzitivní orgány.

Od objevu rtg záření došlo k velkému snížení dávek používaných při rtg vyšetřeních. Došlo také ke změně radiosenzitivity připisované některým tkáním a orgánům vyjádřené tkáňovými váhovými faktory, především gonád. Ke změně tkáňového váhového faktoru u gonád došlo z toho důvodu, že se nepodařilo prokázat dědičné účinky záření. Riziko vzniku dědičných účinků plynoucích z rtg vyšetření je považováno za zanedbatelné (BIR, 2020).

Ochranné stínění může být použito pro stínění orgánů v primárním svazku záření (in-plane shielding) nebo pro stínění orgánů mimo primární svazek jako ochrana před rozptýleným zářením (off-plane shielding). Použití stínění může být užitečné, pokud je správně používáno, ale může vést až k opakování expozice nebo dokonce ke zvýšení dávky pacientovi, pokud je používáno nesprávně.

1.9.1 Stínění orgánů v primárním svazku záření

V případě, že se ochranné stínění umísťuje do primárního svazku, např. stínění gonád u dětí podstupujících rentgenové vyšetření pánve, je potřeba, aby byla správně nastavena expoziční automatika. Pokud budou nastaveny jako aktivní ty detektory, které se nacházejí uprostřed primárního rtg svazku, bude expozice ukončena až dopadne na detektor, který je ukrytý za ochranným stíněním, dostatečné množství fotonů. Tím bude neúměrně zvýšena expozice a okolní orgány obdrží podstatně vyšší dávku (Hiles et al., 2021).

1.9.2 Stínění orgánů mimo primární svazek záření

Obecně platí, že pokud se orgán, který má být chráněn před zářením, nachází ve větší vzdálenosti než 5 cm od primárního rtg svazku, postrádá použití ochranného stínění mimo primární rtg svazek smysl, protože v těchto místech je již jen velmi málo rozptýleného záření. Dříve, kdy se nepoužívala dostatečná kolimace a stínění rentgenky proti mimoohniskovému záření nebylo tak efektivní, mělo použití ochranného stínění větší význam.

U chlapců při vyšetření břicha možné pomocí kolimace vyloučit gonády z primárního svazku, proto lze použít ochranné stínění. U dívek je při rtg vyšetřeních břicha a pánve při některých indikacích použití ochranného stínění nežádoucí z důvodu znemožnění získání diagnostické informace. Důraz by měl být spíše kladen na optimalizaci vyšetřovacích protokolů a na správnou kolimaci svazku než na použití ochranného stínění gonád (Frantzen, 2012).

Snížení dávek na štítnou žlázu a prsní tkáň lze dosáhnout provedení PA projekce při vyšetření páteře oproti AP projekci. Provedena by měla být především u mladých dívek, kde je vyvíjející se prsní tkáň považována za citlivější k ozáření. Při vyšetření páteře v PA projekci dojde k útlumu rentgenového paprsku v těle a sníží se tak dávka na prsní tkáň. Dalším způsobem, jak snížit dávku, je zvýšení přídavné filtrace. Z důvodu tvrzení rtg svazku se tím ale zhorší kontrast v obrazu (Green et al., 2019).

Provádět PA projekci oproti AP projekci, pokud je to možné, se doporučuje i při vyšetření lebky, protože tím dojde k výraznému snížení dávky na oční čočku i bez použití ochranného stínění. Stejně tak i u rtg snímku srdce a plic se doporučuje provádět PA projekci, protože vede ke snížení dávky na prsní tkáň. Dávka na prsní tkáň je v závislosti na použitém napětí je 7-11x vyšší v AP projekci než v PA projekci. Nicméně dávka na plíce v PA projekci mírně narůstá, ovšem pouze o zhruba 15-20 %.

Obecně platí, že s dobrou kolimací rentgenového svazku, použitím PA projekce pro rentgenové snímky lebky, páteře a hrudníku bude mít použití ochranného stínění pravděpodobně zanedbatelný účinek. V mnoha případech může způsobit navýšení celkové dávky pro pacienta nebo získání nedostatečné diagnostické informace (BIR, 2020).

Z Tab. 3 vyplývá, že se ve většině skiagrafičkových vyšetření ochranné stínění pacienta nedoporučuje.

Tabulka 3: Doporučení pro použití ochranného stínění pacientů při skiagrafičkových výkonech

Situace	Doporučení	Poznámky
Stínění pacienta pro ochranu prsní tkáně	Nedoporučuje se	Použití PA projekce pro vyšetření páteře a hrudníku místo stínění.
Stínění pacienta pro ochranu štítné žlázy	Nedoporučuje se	Doporučuje se tam, kde se štítná žláza nachází do 5 cm od primárního svazku, je použita AP projekce a není zakryta oblast zájmu a stínění nezasahuje do AEC zařízení.
Stínění pacienta pro ochranu gonád	Nedoporučuje se	Muži a chlapci: lze zvážit v případě, že jsou gonády méně než 5 cm od primárního svazku. Ženy a dívky: nedoporučuje se při zobrazování pánve z důvodu zastínění diagnostické informace nebo interference s AEC systémem.
Stínění pacienta pro ochranu oční čočky	Nedoporučuje se	Použití PA projekce pro vyšetření lebky místo stínění.

Těhotné pacientky	Nedoporučuje se	Není požadováno pro vyšetření mimo oblast pánve (od bránice po koleno). Pro vyšetření v oblasti pánve zvážení použití alternativ bez použití ionizujícího záření. Pokud musí být ionizujícího záření použito, je nutné důkladné zdůvodnění a posouzení rizik.
-------------------	-----------------	---

Zdroj: Vlastní zpracování podle (BIR, 2020)

1.10 Management dávek záření

Management dávek zahrnuje metody získávání, analýzy a uchovávání dávkových dat z rtg výkonů. Stanovení dávek pacientům představuje postup, při kterém je na základě zaznamenaných údajů o lékařském ozáření stanovena hodnota veličiny, pomocí které lze hodnotit dávku pacientům, například porovnáním s příslušnou místní diagnostickou referenční úrovní. Hodnocení dávek pacientům představuje postup, při kterém se posuzuje, jestli poskytovatel zdravotních služeb vyhovuje diagnostickým referenčním úrovním.

Mezi veličiny, které patří k doporučeným ke sledování u skiagrafických výkonů patří napětí, proud, délka expozice, geometrie (projekce, velikost kolimovaného pole, vzdálenost ohnisko – detektor) a také hmotnost a výška pacienta. Některé tyto veličiny jsou součástí DICOM hlaviček získaných obrazových dat ve formě DICOM, ukázka je na Obr. 4.

Název	Polozka	Velikost	Typ	Offset	Data
AcquisitionGroupLength	0017 / 10c4	8	LO	12232	ZAPESTI
ContrastBolusAgent	0018 / 0000	4	UL	0	644
BodyPartExamined	0018 / 0010	0	LO	12248	
KVP	0018 / 0015	4	CS	12256	HAND
DeviceSerialNumber	0018 / 0060	4	DS	12268	49.9
PlateID	0018 / 1000	6	LO	12280	23680
SoftwareVersion	0018 / 1004	8	LO	12294	SN1507CP
ProtocolName	0018 / 1020	6	LO	12310	VF85M
DistanceSourceToDetector	0018 / 1030	14	LO	12324	X Zapesti PA P
TableMotion	0018 / 1110	2	DS	12346	0
TableAngle	0018 / 1134	6	CS	12356	STATIC
FieldOfViewShape	0018 / 1138	4	DS	12370	-180
FieldOfViewDimension	0018 / 113a	8	CS	12382	TILTING
ExposureTime	0018 / 1147	10	CS	12398	RECTANGLE
XrayTubeCurrent	0018 / 1149	8	IS	12416	222\132
Exposure	0018 / 1150	2	IS	12432	5
ExposureInuAs	0018 / 1151	4	IS	12442	377
AveragePulseWidth	0018 / 1152	2	IS	12454	2
RadiationSetting	0018 / 1153	4	IS	12464	2000
RadiationMode	0018 / 1154	4	DS	12476	5.3
ImageAreaDoseProduct	0018 / 1155	2	CS	12488	GR
FilterType	0018 / 115a	6	CS	12498	PULSED
ImagerPixelSpacing	0018 / 115e	6	DS	12512	0.063
Grid	0018 / 1160	4	SH	12526	NONE
DateOfLastCalibration	0018 / 1164	12	DS	12538	0.144\0.144
AcquisitionDeviceProcessingDescription	0018 / 1166	4	CS	12558	NONE
AcquisitionDeviceProcessingCode	0018 / 1200	8	DA	12570	20200308
RelativeXrayExposure	0018 / 1400	12	LO	12586	Extremities
	0018 / 1401	2	LO	12606	12
	0018 / 1405	4	IS	12616	160
	0018 / 1411	4	DS	12628	160
	0018 / 1412	4	DS	12640	312

Obrázek 4: Informace z DICOM hlavičky
Zdroj: Vlastní fotografie

1.10.1 DICOM standard

DICOM (z anglického Digital Imaging and Communication in Medicine) je v dnešní době standardem pro zobrazování, přenos a uchovávání medicínských dat pořízených ze zobrazovacích modalit. DICOM standard umožňuje jednotlivým zobrazovacím modalitám integrovat se do PACS systémů, které DICOM využívají. PACS (Picture Archiving and Communications Systems) umožňuje, aby ten samý obraz byl zobrazen na několika pracovních stanicích současně a také umožňuje vzdálený přístup k obrazům (Gibaud, 2008).

Každý získaný obraz je ukládán v digitální formě do DICOM souborů s hlavičkou, ve které jsou uloženy informace o provedeném vyšetření. Jednotlivé záznamy v hlavičce, tzv. DICOM tagy, jsou identifikované dvojicí čísel, a to číslem skupiny a číslem elementu. Tagy obsahují velké množství informací o pacientovi, o akvizičních parametrech a některé i o dávkových veličinách (Mustra et al., 2008).

1.10.2 Diagnostické referenční úrovně

DRÚ jsou úrovně dávek používané v rámci lékařského ozáření při diagnostických postupech, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití správně praxe a standardních postupů neočekává.

Diagnostické referenční úrovně se stanovují na národní úrovni - národní diagnostické referenční úrovně (NDRÚ) a dále je povinností každého zdravotnického zařízení stanovit a používat k hodnocení dávek pacientů místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ). Ty se stanovují jako aritmetický průměr středních dávek z jednotlivých pracovišť daného zdravotnického zařízení. Je třeba je revidovat jednou ročně. Národní diagnostické referenční úrovně se stanovují jako třetí kvartil distribuce místních diagnostických referenčních úrovní a revidují se jednou za pět let na základě provedené národní dávkové studie.

Pokud jsou MDRÚ soustavně překračovány, je potřeba provést místní šetření a přijmout nápravná opatření. Je-li MDRÚ vyšší než NDRÚ, zjistí se příčiny a skutečnost, jestli je možné dávky snížit. V případě, že je praxe optimalizovaná a dávky snížit nelze, musí zdravotnické zařízení zdůvodnit z jakého důvodu je daná MDRÚ vyšší než NDRÚ (Vassileva and Rehani, 2015; Wulandari, 2018).

Tabulka 4: Národní diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření dospělých dle vyhlášky č. 422/2016 Sb.

Vyšetření	P_{KA} (mGy \times cm ²)	K_e (mGy)
Lebka, přehledné snímky PA	700	2,8
Lebka, přehledné snímky LAT	550	2,2
Hrudník PA	220	0,3
Hrudník LAT	550	1,1
Krční páteř AP	290	1,7
Krční páteř LAT	280	1,3
Hrudní páteř AP	1100	4,4
Hrudní páteř LAT	1200	5,7
Bederní páteř AP	1700	6,2
Bederní páteř LAT	3100	12,0
Břicho AP	2900	5,2
Pánev AP	2000	4,5

Zdroj: příloha č. 22 vyhlášky č. 422/2016 Sb.

1.10.3 Radiologické standardy a klinické audity

Radiologický standard je postup pro každý standardní typ lékařského vyšetření. Součástí tohoto postupu musí být i způsob stanovení a hodnocení dávek pacientům, k tomu slouží MDRÚ.

Národní radiologické standardy (NRS) jsou souborem doporučení a návodem pro tvorbu místních radiologických standardů (MRS) na pracovištích využívající ionizující záření. Každé pracoviště vypracuje pro lékařské účely své MRS podle NRS, kterými se řídí provádění výkonu. Účelem radiologických standardů je do jisté míry sjednotit praxi včetně dávek záření při provádění výkonu.

V rámci klinického auditu je kontrolována míra shody mezi NRS a MRS. Klinický audit slouží k systematickému ověřování a hodnocení lékařských radiologických postupů. Kontrola MRS a jejich dodržování probíhá jednak na úrovni interního klinického auditu, který musí zajistit poskytovatel zdravotnických služeb jednou za rok, a na úrovni externího klinického auditu, který musí být proveden alespoň jednou za pět let (Súkupová, 2018; Bwanga and Bwalya, 2021).

2 Cíl práce a výzkumná otázka

Cílem této diplomové práce je:

1. Specifikovat radiační ochranu při rentgenových vyšetření pacientů.
2. Analyzovat expoziční parametry u vybraných rtg výkonů radiodiagnostických pracovišť.
3. Stanovit metodický postup výpočtu MDRÚ.

Výzkumná otázka zní: Je radiační ochrana na vybraných radiodiagnostických pracovištích optimalizována?

3 Metodika

K zpracování praktické části této diplomové práce jsem provedla kvantitativní výzkum a sběr dat z radiologického oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s. při radiodiagnostických vyšetřeních hrudníku v PA projekci a u vyšetřeních lebky v AP projekci u dětí do 3 let na vyšetřovacím stole. Vyšetření hrudníku je nejčastěji prováděné vyšetření obecně a vyšetření lebky je nejčastěji prováděné vyšetření u dětí z traumatologické indikace. Zároveň se tato vyšetření v současné době rutinně provádějí na všech třech vybraných skiagrafičeských vyšetřovnách. Na vyšetřovně 1 je instalováno stacionární rtg zařízení Samsung z roku 2019. Na vyšetřovně 2 se nachází rtg přístroj Siemens Ysio instalovaný v roce 2015 a na vyšetřovně 3 je stacionární skiagrafičeský přístroj Philips Digital Diagnost instalován také v roce 2015. Všechny tři přístroje jsou vybaveny přímou digitalizací obrazu (DDR).

Pro stanovení DRÚ jsem analyzovala data o vyšetření získaná z DICOM hlavičky, a to typ vyšetření, projekci, váhu pacienta, napětí (kV), elektrické množství (mAs) a SID (vzdálenost ohnisko rentgenky-kůže. U vyšetření dětské lebky jsem shromáždila navíc ještě údaje o věku pacienta. K výpočtu DRÚ jsem použila data z protokolů o ZDS. Prvním je protokol č. 978/21 o zkoušce dlouhodobé stability skiagrafičeské rtg zařízení Samsung firmy Samsung Electronics Co., Ltd.; Korea, který byl vypracován 27. října 2021. Druhým je protokol č. OLE220117-32G ze zkoušky dlouhodobé stability stacionárního skiagrafičeského zařízení s přímou digitalizací Siemens Ysio, který je ze 17. ledna 2022. Třetím je protokol ze ZDS skiagrafičeské rentgenového zařízení Digital Diagnost výrobce Philips č. REC 20210110. Datum měření bylo 16. září 2021. Konkrétně jsem z protokolů vzala data o měření vstupní povrchové kermy pro jednotlivá napětí při elektrickém množství 10 mAs.

Pro výpočet DRÚ jsem zvolila veličinu vstupní povrchová kerma (K_{ev}) a pro porovnání s MDRÚ a NDRÚ jsem shromáždila navíc plošnou kerma (P_{KA}), která je přímo měřena KAP metrem na výstupu svazku z rentgenky. Bez nutnosti výpočtu se tak dají porovnávat hodnoty dávky z jednotlivých vyšetření mezi sebou, proto se této veličině obecně dává přednost. Plošná kerma je ale závislá na velikosti ozařovaného pole, tudíž hodnoty záleží na clonění aplikujících odborníků provádějících vyšetření.

Jako reprezentativní vzorek jsem na každé jednotlivé vyšetřovně vybrala u vyšetření hrudníku v PA projekci 20 pacientů, kteří se blíží standardnímu pacientovi o hmotnosti 70 kg. Vyloučila jsem pacienty lišící se o více než 10 kg. U vyšetření lebky u dětí v AP projekci na stole jsem nezvolila

jako kritérium hmotnost, ale věk, protože právě u dětí do 3 let se vyšetření lebky nejčastěji provádí vleže v AP projekci na vyšetřovacím stole.

Nejprve jsem vypočítala střední dávky u konkrétních vyšetření jako aritmetický průměr z hodnot dávek jednotlivých pacientů. Pro každý typ vyšetření jsem stanovila střední hodnotu distribuce, což je aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Střední hodnotu distribuce jsem následně porovnála s MDRÚ a NDRÚ s rozdílností na konkrétním pracovišti. Hodnoty DRÚ jsem vyjádřila na 2 platné číslice a zaokrouhlila nahoru.

Místní diagnostické referenční úrovně jsem zjistila z dokumentu Nemocnice České Budějice, a.s. "Přehled MDRÚ – skiografie stacionární DR", který byl aktualizován v prosinci 2021.

Na vyšetřovně 1 (zařízení Samsung) a na vyšetřovně 2 (přístroj Siemens Ysio) předcházelo výpočtu vstupní povrchové kermu u jednotlivých vyšetření hrudníku v PA projekci měření efektu přídavné filtrace 0,1 mm Cu na elektrické množství (mAs), protože protokoly o zkoušce dlouhodobé stability neobsahovaly hodnoty vstupní povrchové kermu pro jednotlivá napětí s použitím přídavné filtrace. Měření jsem provedla na přístroji Samsung. Do výstupního okna rentgenky jsem umístila fantom o ekvivalentu 25 mm Al, který reprezentoval tělo pacienta. Expoziční parametry byly nastaveny podle protokolu "Plíce PA" pro velikost pacienta "medium", vzdálenost ohnisko rentgenky-receptor obrazu byla 179 cm, primární clony maximálně roztažené. Vypočítaným poměrem mAs bez a s použitím přídavné filtrace jsem vynásobila vstupní povrchovou kermu z protokolu o zkoušce dlouhodobé stability k přístroji Samsung GC85A a získala tak vstupní povrchovou kermu z protokolu ZDS s použitím přídavné filtrace.

4 Výsledky

4.1 Metodický postup stanovení MDRÚ

Metodický postup pro stanovení MDRÚ lze rozdělit do několika částí:

1. Potřebné dokumenty a údaje, které jsou pro výpočet nutné
2. Veličiny, ve kterých se vyhodnocují MDRÚ
3. Metodika stanovení a revize MDRÚ dle VMZ
4. Výpočet pro skiagrafické vyšetření
5. Revize MDRÚ

4.1.1 Potřebné údaje a dokumenty

Pro stanovení MDRÚ jsou zapotřebí údaje o pacientovi a jeho vyšetření a protokol ZDS.

Údaje o pacientovi a jeho vyšetření

1. Jméno a příjmení
2. Rodné číslo
3. Typ vyšetření
4. Projekce
5. Váha pacienta
6. U – napětí kV
7. P_{it} – součin expozičního času a proudu rentgenky
8. FSD_v – vzdálenost ohnisko – kůže

První a druhý údaj nejsou přímo potřebné k výpočtu a stanovení MDRÚ. Je ale důležité vést seznam pacientů a velikosti dávek, kterým byli vystaveni.

Protokol ZDS

Zkouška dlouhodobé stability dle §27 vyhlášky č. 422/2016 Sb. musí být prováděna v případě významného zdroje ionizujícího záření určeného pro lékařské ozáření v radiodiagnostice pravidelně

s četností nejméně jednou za 12 měsíců. Měření se provádí také při pořízení zařízení, při podezření na poruchu nebo při výměně rentgenky. Zkouška dlouhodobé stability slouží k ověření shody technických parametrů s normami Státního úřadu pro jadernou bezpečnost a k ověření technických parametrů udávaných výrobcem.

Protokol o zkoušce dlouhodobé stability je obsáhlý. Pro účely této diplomové práce bude použita jen část protokolu (viz Tab. 5, Tab. 13, Tab. 18, Tab.19), která je potřebná pro stanovení MDRÚ.

4.1.2 Veličiny

Pro stanovení MDRÚ na pracovišti je důležitý výběr veličiny, která je snadno měřitelná, popřípadě snadno vypočitatelná. Důležitým faktorem při výběru takové veličiny je i vztah (přímý, nepřímý) k riziku ozáření. Veličina má sloužit k rychlému hodnocení dávek pacientů na daném pracovišti.

Pro obecné skiagrafické vyšetření je nejvhodnější veličinou vstupní povrchová kerma K_e .

K_e se určí za pomoci údajů z jednotlivých vyšetření a pacientů. Na základě expozičních parametrů u daného vyšetření lze provést přepočítání K_e , která je uvedena v protokolu ZDS na K_{ev} podle následujícího vztahu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

K_{ev}	-	vstupní povrchová kerma pro dané vyšetření [mGy]
K_{eZDS}	-	vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS [mGy]
P_{It}	-	součin expozičního času a proudu rentgenky [mAs]
K_U	-	korekční faktor na napětí určený ze závislosti K_e na napětí rentgenky U změřené při ZDS
FSD	-	vzdálenost ohnisko – kůže [cm]

Korekční faktor na napětí slouží k započtení zpětného rozptylu záření. Většinou nabývá hodnot od 1,1 do 1,6 v závislosti na konkrétním přístroji. Protože není korekční faktor znám, bude použita střední hodnota 1,35.

Veličiny, které mají index v se týkají daného vyšetření a veličiny nesoucí index ZDS se týkají zkoušky dlouhodobé stability.

4.1.3 Metodika stanovení a revize MDRÚ dle VMZ

Výběr pacientů

Jako reprezentativní vzorek lze na každé jednotlivé vyšetřovně považovat alespoň 10 dospělých pacientů blížících se standardnímu pacientovi o hmotnosti 70 kg, aby došlo k odstranění vlivu pacienta na variabilitu dávek. Průměrná hmotnost vybraných pacientů by měla dosahovat hodnot 70 ± 5 kg. Pro frekventovaná vyšetření by měli být vyloučeni pacienti lišící se od hodnoty 70 kg o více než 10 kg a zároveň pacienti lišící se od hodnoty 70 kg o více než 20 kg by měli být vyloučeni vždy (Věstník MZ ČR, 2015).

Stanovení MDRÚ

MDRÚ se stanovují jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven.

Jako první je důležité získání střední dávky konkrétních vyšetření, která se vypočítá jako aritmetický průměr z hodnot dávek jednotlivých pacientů. Pro každý typ vyšetření se stanoví střední hodnota distribuce, což je aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven.

Střední hodnota distribuce je následně porovnána s NDRÚ a pokud je vyšší, je nutné provést šetření a nápravu.

Stanovení MDRÚ lze shrnout do 4 bodů:

1. Stanovení střední dávky na jednotlivých vyšetřovnách.
2. Stanovení střední hodnoty distribuce.
3. Porovnání s NDRÚ.
4. Střední hodnota distribuce slouží jako nové MDRÚ.

Hodnoty MDRÚ jsou vyjádřeny na 2 platné číslice a jsou zaokrouhleny nahoru.

Kontrola, jestli střední dávky vyhovují MDRÚ, neprobíhá na úrovni pacientů, ale na úrovni vyšetřovny. MDRÚ se stanovují jako aritmetický průměr ze středních dávek z vyšetřoven. Některé vyšetřovny tedy mohou být nad a některé pod průměrnou hodnotou. Nelze tak vždy označit vyšetřovny nad průměrnou hodnotou za špatně optimalizované (Věstník MZ ČR, 2015).

4.2 Výběr vyšetření

4.2.1 Hrudník PA projekce vstoje

Indikace vyšetření:

Akutní respirační infekce, podezření na TBC, kontrola pneumonie, městnání v malém oběhu, podezření na malignitu, úrazy hrudníku, aspirace cizích těles, pneumothorax, hemothorax, stav po zavedené drenů a katétrů v oblasti hrudníku, předoperační vyšetření atd.

Nastavení projekce:

Pacient stojí hrudníkem k vertigrafu, ramena svěšená a přitlačena v před. Centrální paprsek míří horizontálně do středu hrudníku. Pacient během expozice nedýchá. Snímujeme v hlubokém nádechu.

Expoziční parametry:

Vzdálenost ohnisko-detektor by měla být mezi 150-200 cm. Velké ohnisko. Napětí 110-125 kV. Aktivní periferní senzory AEC.

Kritéria zobrazení:

Plicy jsou zobrazeny v celém rozsahu, včetně bránice. Lopatky jsou oddáleny. Klíční kosti jsou zobrazeny v celém rozsahu.

4.2.2 Lebka AP projekce vleže

Nastavení projekce:

Pacient leží na zádech. Mediální rovina je kolmo k receptoru. V ideálním případě je brada přitažena k hrudníku tak, aby Frakfurtská horizontála byla kolmo k receptoru. Centrace na střed receptoru, na kořen nosu. Je prováděna, pokud není možno provést projekci PA.

Expoziční parametry:

Vzdálenost ohnisko-detektor by měla být mezi 100-120 cm. Malé ohnisko. Napětí 65-70 kV. Aktivní prostřední senzor AEC.

Kritéria zobrazení:

Zachycena celá nestočená lebka včetně dolní čelisti. Pyramidy se projekují do dolní části orbit.

4.3 Přístroje

Skiagrafické rtg zařízení Samsung GC85A

Výrobce: Samsung Electronics Co., Ltd.; Korea

Datum instalace: říjen 2019

Typ zařízení: stacionární skiagrafické zařízení s přímou digitalizací (DDR)



*Obrázek 5: Rentgenový přístroj Samsung na vyšetřovně 1
Zdroj: Vlastní fotografie*

Skiagrafické rtg zařízení Ysio

Výrobce: Siemens

Datum instalace: 2015

Typ zařízení: stacionární skiagrafické zařízení s přímou digitalizací (DDR)



*Obrázek 6: Rentgenový přístroj Ysio na vyšetřovně 2
Zdroj: Vlastní fotografie*

Skiagrafické rtg zařízení Digital Diagnost

Výrobce: Philips

Datum instalace: 2015

Typ zařízení: stacionární skiagrafické zařízení s přímou digitalizací (DDR)



*Obrázek 7: Rentgenový přístroj Digital Diagnost na vyšetřovně 3
Zdroj: Vlastní fotografie*

4.4 Vyšetřovna 1 (Samsung) – hrudník PA

4.4.1 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS

Měření vstupní povrchové kermy při elektrickém množství 10 mAs slouží ke stanovení vstupní povrchové kermy pro jednotlivá rtg vyšetření.

Vodní fantom tloušťky 20 cm

vzdálenost ohnisko rentgenky – flat panel 110 cm,

vzdálenost ohnisko rentgenky – povrch fantomu 83 cm.

Tabulka 5: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (bez použití přídavné filtrace)

Veličina	Jednotka	Hodnoty									
		40	50	60	70	80	90	100	110	120	125
U	kV										
P_{IT}	mAs	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0
K_{eZDS}	mGy	0,203	0,408	0,659	0,926	1,226	1,560	1,944	2,308	2,720	2,876

Zdroj: Protokol č. 978/21 ze zkoušky dlouhodobé stability skiagrafického rtg zařízení Samsung GC85A

Z Tab. 5 je patrné, že se jedná o závislost K_{eZDS} na U při konstantním P_{IT} . Tato hodnota se považuje za referenční a dále se přepočítává na daný typ vyšetření u daného pacienta.

4.4.2 Příprava protokolu ZDS

Tab. 5 týkající se zkoušek dlouhodobé stability udává referenční hodnotu K_{eZDS} pouze pro napětí 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120 a 125 kV. Pokud je na RTG zařízení nastavena jiná hodnota napětí, není možné ihned určit referenční hodnotu K_{eZDS} . Možným řešením je rozdělit rozsah napětí do 9 intervalů a mezi jeho krajními body provést lineární regresi. Cílem je získat koeficienty rovnice přímky, díky kterým lze hodnoty K_{eZDS} v daném intervalu dopočítat.

Pro první interval $<40;50$) by výpočet vypadal následovně:

Nejprve jsem si vytvořila tabulku (Tab. 6) s veličinami a výpočty pro stanovení lineární regrese. Hodnoty U_i a K_{eZDSi} jsou známy z protokolu o ZDS. Poslední řádek obsahuje součet sloupců.

Tabulka 6: Potřebné veličiny a hodnoty pro stanovení lineární regrese

i	U_i	K_{eZDSi}	U_i²	U_iK_{eZDSi}	K_{eZDSi}²
	kV	mGy	kV ²	kV × mGy	mGy ²
1	40	0,203	1600	8,12	0,0412
2	50	0,408	2500	20,40	0,1665
Σ	90	0,611	4100	28,52	0,2077

Zdroj: Vlastní zpracování dle protokolu ZDS č. 978/21

$$U_i^2 = 40 \times 40 = 2500 \text{ kV}^2$$

$$K_{eZDS}^2 = 0,203 \times 0,203 = 0,0412 \text{ mGy}^2$$

$$U_i K_{eZDSi} = 40 \times 0,203 = 8,12 \text{ kV} \times \text{mGy}$$

Následně jsem stanovila matici H, která má následující tvar:

$$H = \begin{pmatrix} n & \Sigma U_i \\ \Sigma U_i & \Sigma U_i^2 \end{pmatrix}$$

Determinant matice H se vypočítá:

$$\det H = (n \times \Sigma U_i^2) - (\Sigma U_i \times \Sigma U_i)$$

$$\det H = (2 \times 4100) - (90 \times 90) = 100$$

Koeficient b_2 jsem získala ze vztahu:

$$b_2 = \frac{n \times \Sigma U_i K_{eZDSi} - \Sigma U_i \times \Sigma K_{eZDSi}}{\det H}$$

$$b_2 = \frac{2 \times 28,52 - 90 \times 0,611}{100} = 0,0205$$

Pro výpočet koeficientu b_1 je potřeba znát aritmetické průměry veličin U a K_{eZDS} .

$$\bar{U} = \frac{40 + 50}{2} = 45 \text{ kV}$$

$$\overline{K_{eZDS}} = \frac{0,203 + 0,408}{2} = 0,306 \text{ mGy}$$

Koeficient b_1 se pak vypočítá:

$$b_1 = \overline{K_{eZDS}} - b_2 \times \bar{U}$$

$$b_1 = 0,306 - 0,0205 \times 45 = -0,617$$

Lineární závislost pro interval <40;50) má následující tvar:

$$K_{eZDS} = b_2U - b_1$$

$$K_{eZDS} = 0,0205U - 0,617$$

V Tab. 7 jsou výsledné rovnice přímky pro všechny intervaly napětí U.

Tabulka 7: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (bez použití přídavné filtrace)

Číslo intervalu	Interval U	Lineární závislost K_{eZDS} na U
1	<40;50)	$K_{eZDS} = 0,0205U - 0,617$
2	<50;60)	$K_{eZDS} = 0,0251U - 0,847$
3	<60;70)	$K_{eZDS} = 0,0267U - 0,943$
4	<70;80)	$K_{eZDS} = 0,0300U - 1,174$
5	<80;90)	$K_{eZDS} = 0,0334U - 1,447$
6	<90;100)	$K_{eZDS} = 0,0384U - 1,896$
7	<100;110)	$K_{eZDS} = 0,0364U - 1,696$
8	<110;120)	$K_{eZDS} = 0,0412U - 2,224$
9	<120;125)	$K_{eZDS} = 0,0312U - 1,024$

Zdroj: Vlastní zpracování

Protokol č. 978/21 ze zkoušky dlouhodobé stability skiagrafického rtg zařízení Samsung GC85A neobsahuje hodnoty vstupní povrchové kermy s použitím filtrace, která se ale standardně při vyšetření hrudníku v PA projekci používá, proto jsem provedla měření efektu přídavné filtrace 0,1 mm Cu na mAs na tomto přístroji. Do výstupního okna rentgenky byl umístěn fantom (o ekvivalentu 25 mm Al) reprezentující tělo pacienta. Parametry vyšetření byly nastaveny podle protokolu Plíce PA, vzdálenost ohnisko rentgenky-detektor byla 179 cm, clony maximálně roztažené. Měření jsem provedla pro napětí 60, 70, 80, 90, 100, 110 a 125 kV. Hodnoty elektrického množství s a bez použití filtrace jsou v Tab. 8.

Tabulka 8: Efekt přídavné filtrace 0,1 mm Cu na elektrické množství (mAs)

U (kV)	mAs s 0,1 Cu	mAs bez 0,1 Cu	Poměr bez/s filtrací
60	51,30	38,10	0,743
70	20,50	16,30	0,795
80	9,97	8,16	0,818
90	5,86	4,87	0,831
100	3,75	3,19	0,851
110	2,58	2,20	0,853

125	1,49	1,29	0,866
-----	------	------	-------

Zdroj: Vlastní zpracování

Vypočítaným poměrem mAs bez a s použitím přídavné filtrace jsem vynásobila vstupní povrchovou kerma z protokolu ze ZDS k přístroji Samsung. Výsledné hodnoty K_{eZDS} po korekci na poměr kermy s a bez přídavné filtrace jsou v Tab. 9.

Tabulka 9: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (s použitím přídavné filtrace)

Veličina	Jednotka	Hodnoty						
		60	70	80	90	100	110	125
U	kV							
K_{eZDS}	mGy	0,490	0,736	1,003	1,296	1,654	1,969	2,491

Zdroj: Vlastní zpracování

Tab. 9 udává referenční hodnotu K_{eZDS} pouze pro napětí 60, 70, 80, 90, 100, 110 a 125 kV. Rozsah napětí jsem rozdělila do 6 intervalů a mezi jeho krajními body provedla lineární regresi podle postupu uvedeného v kapitole 4.4.2. Výsledné rovnice přímky pro všechny intervaly napětí U jsou v Tab. 10.

Tabulka 10: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (s použitím přídavné filtrace)

Číslo intervalu	Interval U	Lineární závislost K_{eZDS} na U
1	<60;70)	$K_{eZDS} = 0,0246U - 0,986$
2	<70;80)	$K_{eZDS} = 0,0267U - 1,133$
3	<80;90)	$K_{eZDS} = 0,0293U - 1,341$
4	<90;100)	$K_{eZDS} = 0,0358U - 1,926$
5	<100;110)	$K_{eZDS} = 0,0315U - 1,496$
6	<110;125)	$K_{eZDS} = 0,0348U - 1,859$

Zdroj: Vlastní zpracování

4.4.3 Vytvoření tabulky vybraných pacientů

Před stanovením střední dávky na vyšetřovně je nutné vytvořit TVP dle kritérií uvedených v kapitole 4.1.3.

Tabulka 11: TVP pro vyšetření hrudníku (PA projekce) na vyšetřovně 1 (Samsung)

Pacient	Váha	U	P _{Itv}	SID
-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	60,00	124,80	1,70	179,00
2	60,50	124,70	1,40	179,00
3	80,00	124,90	1,40	179,00
4	66,00	124,70	1,40	179,00
5	75,00	125,00	1,80	179,00
6	70,00	124,20	1,00	179,00
7	68,00	124,30	0,90	179,00
8	70,50	124,70	1,30	179,00
9	80,00	124,70	1,90	179,00
10	80,00	124,90	1,20	179,00
11	77,00	124,30	1,20	179,00
12	70,00	124,10	0,80	179,00
13	65,50	124,50	1,21	179,00
14	75,00	124,60	1,04	179,00
15	65,00	124,50	1,21	179,00
16	66,50	124,70	1,40	179,00
17	75,00	124,30	1,10	179,00
18	72,00	124,80	1,60	179,00
19	73,50	125,00	1,80	179,00
20	69,00	124,70	1,50	179,00
21	75,00	124,90	2,00	179,00

Zdroj: Vlastní zpracování

Jelikož se jedná o frekventované vyšetření, lze říci, že hmotnost žádného z pacientů uvedených v Tab. 11 se neliší od hmotnosti 70 kg o více než 10 kg. Hodnota průměrné hmotnosti skupiny je 71,12 kg, tudíž se nachází v intervalu 70 ± 5 kg. Počet platných záznamů je vyšší než 10. Tabulku 11 lze využít pro stanovení střední dávky na vyšetřovně 1, protože splňuje všechny podmínky.

4.4.4 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 1

Pro stanovení střední dávky na vyšetřovně potřebujeme určit hodnotu K_{ev} pro jednotlivé pacienty vybraného vyšetření.

Nejdříve je potřeba stanovit hodnotu K_{eZDS} . Všechny hodnoty U spadají do intervalu 6 (viz Tab. 10), proto lze pro výpočet K_{eZDS} použít rovnici:

$$K_{eZDS} = 0,0348U - 1,859$$

kde je

K_{eZDS} – vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (mGy)

U – napětí (kV)

Dosazením jednotlivých napětí u každého vyšetření do rovnice jsem získala hodnoty K_{eZDS} u každého pacienta.

Nyní jsou známy všechny veličiny a je možné přistoupit k výpočtu K_{ev} dle vztahu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

Za hodnotu FSD_{ZDS} se dosazuje vzdálenost ohnisko rentgenky – povrch fantomu, která byla získána z protokolu ZDS k přístroji Samsung GC85A. Hodnota FSD_{ZDS} je rovna 83 cm.

Hodnota FSD_v je vzdáleností ohnisko rentgenky-kůže pacienta. Vzdálenost ohnisko-detektor je při vyšetření hrudníku v PA projekci u tohoto přístroje 179 cm. Odečetla jsem vzdálenost detektor-pacient, což je u vertigrafu zhruba 5 cm a tloušťku pacienta, kterou jsem stanovila jako 20 cm. Za hodnotu FSD_v jsem tedy do vzorce pro výpočet K_{ev} dosazovala hodnotu 154 cm.

Pro pacienta 1 by vypadal výpočet následovně:

$$K_{eZDS} = 0,0348U - 1,859 = 0,0348 \times 124,80 - 1,859 = 2,4840 \text{ mGy}$$

$$K_{ev} = 2,4840 \times \frac{1,70}{10} \times \left(\frac{83}{154} \right)^2 \times 1,35 = 0,1656 \text{ mGy}$$

Výsledné hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro všechny pacienty jsou v Tab. 12.

Tabulka 12: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung GC85A)

Pacient	K_{eZDS} [mGy]	K_{ev} [mGy]
-		
1	2,4840	0,1656
2	2,4806	0,1362
3	2,4875	0,1366
4	2,4806	0,1362
5	2,4910	0,1758
6	2,4632	0,0966
7	2,4666	0,0871
8	2,4806	0,1265
9	2,4806	0,1848
10	2,4875	0,1171

11	2,4666	0,1161
12	2,4597	0,0772
13	2,4736	0,1174
14	2,4771	0,1010
15	2,4736	0,1174
16	2,4806	0,1362
17	2,4666	0,1064
18	2,4840	0,1559
19	2,4910	0,1758
20	2,4806	0,1459
21	2,4875	0,1951

Zdroj: Vlastní zpracování

Aritmetický průměr hodnot K_{ev} z Tab. 12 neboli hodnota střední dávky SD_1 je 0,13 mGy.

4.5 Vyšetřovna 2 (Ysio) – hrudník PA

4.5.1 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS

Při měření ZDS byl použit vodní fantom o tloušťce 20 cm. Vzdálenost ohnisko rentgenky-povrch fantomu byla 90 cm.

Tabulka 13: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (bez použití přídavné filtrace)

Veličina	Jednotka	Hodnoty							
		50	60	70	81	90	100	109	121
U	kV	50	60	70	81	90	100	109	121
P_{It}	mAs	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0
K_{eZDS}	mGy	0,247	0,410	0,598	0,837	1,051	1,324	1,581	1,939

Zdroj: Protokol č. OLE220117-32G ze zkoušky dlouhodobé stability skiagrafického rtg zařízení Siemens YSIO

Hodnoty z Tab. 13 budou dále považovány za referenční a přepočítávány na daný typ vyšetření u daného pacienta.

4.5.2 Příprava protokolu ZDS

Stejně jako u přístroje Samsung na vyšetřovně 1 obsahuje protokol týkající se zkoušek dlouhodobé stability referenční hodnotu K_{eZDS} pouze pro napětí 50, 60, 70, 81, 90, 100, 109, 121 kV. Pokud je

na RTG zařízení nastavena jiná hodnota napětí, není možné ihned určit referenční hodnotu K_{eZDS} . Rozdělila jsem rozsah napětí do 7 intervalů a mezi jeho krajními body provedla lineární regresi.

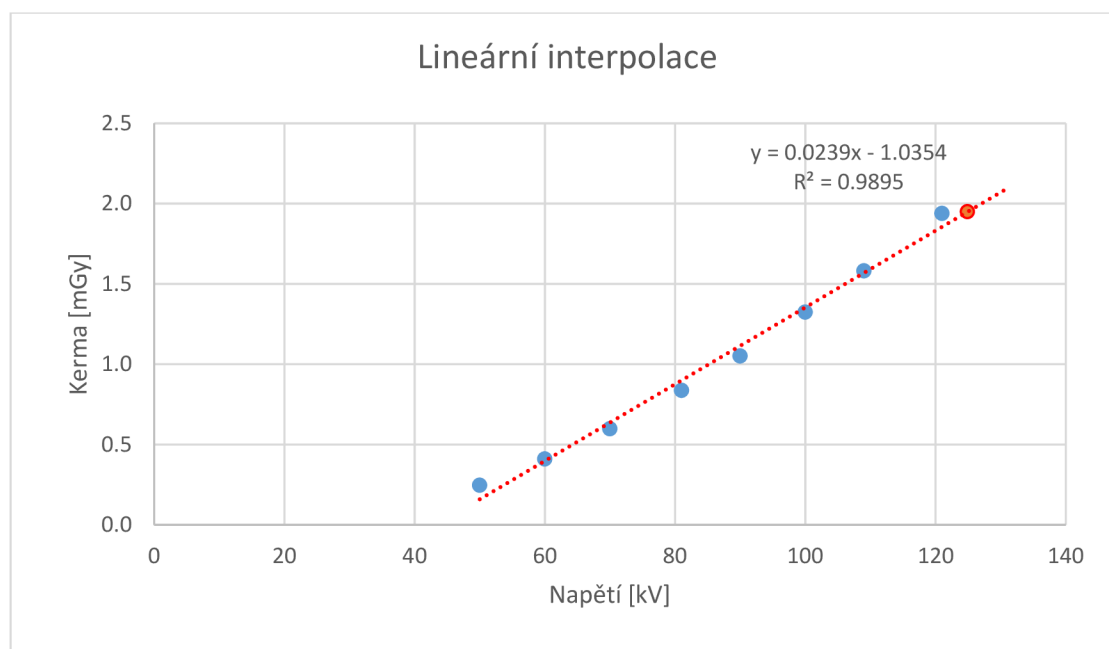
V Tab. 14 jsou výsledné rovnice přímky pro všechny intervaly napětí U.

Tabulka 14: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (bez použití přídavné filtrace)

Číslo intervalu	Interval U	Lineární závislost K_{eZDS} na U
1	<50;60)	$K_{eZDS} = 0,0163U - 0,568$
2	<60;70)	$K_{eZDS} = 0,0188U - 0,718$
3	<70;81)	$K_{eZDS} = 0,0217U - 0,923$
4	<81;90)	$K_{eZDS} = 0,0238U - 1,089$
5	<90;100)	$K_{eZDS} = 0,0273U - 1,406$
6	<100;109)	$K_{eZDS} = 0,0286U - 1,532$
7	<109;121)	$K_{eZDS} = 0,0298U - 1,671$

Zdroj: Vlastní zpracování

Protokol ZDS neobsahuje referenční hodnotu K_{eZDS} pro napětí 125 kV, které se používá pro vyšetření hrudníku v PA projekci na tomto přístroji. Vytvořila jsem proto graf rozptylu (Obr. 8) a na něm lineární regresní trendovou spojnicí, která ukazuje růst hodnoty K_{eZDS} v závislosti na napětí.



Obrázek 8: Graf rozptylu s lineární regresí

Zdroj: Vlastní zpracování

Z grafu vyplývá, že hodnota K_{eZDS} bude při napětí 124,9 kV rovna 1, 952 mGy.

Protokol OLE220117-32G ze zkoušky dlouhodobé stability skiagrafického rtg zařízení Siemens YSIO neobsahuje hodnoty vstupní povrchové kerry s použitím filtrace, která se standardně při vyšetření hrudníku v PA projekci používá. Využila jsem poměr mAs bez a s použitím přídavné filtrace z Tab. 8 a vynásobila jsem jím vstupní povrchovou kermu z protokolu ze ZDS k přístroji Ysio.

Výsledné hodnoty K_{eZDS} po korekci na poměr kerry s a bez přídavné filtrace jsou v Tab. 15.

Tabulka 15: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (bez a s použitím přídavné filtrace)

Veličina	Jednotka	Hodnoty						
		60	70	80	90	100	110	125
U	kV							
K_{eZDS} (bez filtrace)	mGy	0,410	0,598	0,813	1,051	1,324	1,607	1,952
K_{eZDS} (s filtrací)	mGy	0,305	0,475	0,665	0,873	1,127	1,371	1,691

Zdroj: Vlastní zpracování

4.5.3 Vytvoření tabulky vybraných pacientů

Před stanovením střední dávky na vyšetřovně je nutné vytvořit TVP (Tab. 16) dle kritérií uvedených v kapitole 4.1.3.

Tabulka 16: TVP pro vyšetření hrudníku (PA projekce) na vyšetřovně 2 (YSIO)

Pacient	Váha	U	P_{Itv}	SID
	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	70,00	124,90	1,10	150,00
2	68,00	124,90	1,10	150,00
3	80,00	124,90	1,50	150,00
4	76,00	124,90	1,20	150,00
5	70,00	124,90	1,00	150,00
6	80,00	124,90	1,50	150,00
7	75,00	124,90	1,10	150,00
8	80,00	124,90	1,40	150,00
9	72,00	124,90	1,30	150,00
10	80,00	124,90	1,20	150,00
11	80,00	124,90	1,40	150,00
12	60,00	124,90	1,10	150,00
13	69,00	124,90	1,00	150,00
14	70,00	124,90	1,20	150,00
15	75,00	124,90	1,30	150,00

16	65,00	124,90	1,10	150,00
17	70,00	124,90	1,30	150,00
18	72,00	124,90	1,10	150,00
19	75,00	124,90	1,40	150,00
20	72,00	124,90	1,10	150,00

Zdroj: Vlastní zpracování

Hmotnost žádného z pacientů uvedených v Tab. 16 se neliší od hmotnosti 70 kg o více než 10 kg. Hodnota průměrné hmotnosti skupiny je 71,95 kg, tudíž se nachází v intervalu 70 ± 5 kg. Počet platných záznamů je vyšší než 10. Tab. 16 lze využít pro stanovení střední dávky na vyšetřovně 2, protože splňuje všechny podmínky.

4.5.4 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 2

Pro stanovení střední dávky na vyšetřovně potřebujeme určit hodnotu K_{ev} pro jednotlivé pacienty vybraného vyšetření.

Nejdříve je potřeba stanovit hodnotu K_{eZDS} . Ta bude při napětí 125 kV s přidavnou filtrací rovna 1,691 mGy a bude shodná pro všechny vybrané pacienty.

Nyní lze přistoupit k výpočtu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

Za hodnotu FSD_{ZDS} se dosazuje vzdálenost ohnisko rentgenky – povrch fantomu, která byla získána z protokolu ZDS k přístroji Siemens Ysio. Hodnota FSD_{ZDS} je rovna 90 cm.

Hodnota FSD_v je vzdáleností ohnisko rentgenky–kůže pacienta. Vzdálenost ohnisko-detektor je při vyšetření hrudníku u tohoto přístroje 150 cm. Odečetla jsem vzdálenost detektor-pacient, což je u vertigrafu zhruba 5 cm a tloušťku pacienta, kterou jsem stanovila jako 20 cm. Za hodnotu FSD_v jsem tedy do vzorce pro výpočet K_{ev} dosazovala hodnotu 125 cm.

Pro pacienta 1 by vypadal výpočet následovně:

$$K_{ev} = 1,691 \times \frac{1,10}{10} \times \left(\frac{90}{125} \right)^2 \times 1,35 = 0,1302 \text{ mGy}$$

Výsledné hodnoty po všech pacienty jsou v Tab. 17.

Tabulka 17: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Siemens Ysio)

Pacient	K_{eZDS}	K_{ev}
-	[mGy]	[mGy]
1	1,6910	0,1302
2	1,6910	0,1302
3	1,6910	0,1775
4	1,6910	0,1420
5	1,6910	0,1183
6	1,6910	0,1775
7	1,6910	0,1302
8	1,6910	0,1657
9	1,6910	0,1538
10	1,6910	0,1420
11	1,6910	0,1657
12	1,6910	0,1302
13	1,6910	0,1183
14	1,6910	0,1420
15	1,6910	0,1538
16	1,6910	0,1302
17	1,6910	0,1538
18	1,6910	0,1302
19	1,6910	0,1657
20	1,6910	0,1302

Zdroj: Vlastní zpracování

Aritmetický průměr hodnot K_{ev} z Tab. 17 neboli hodnota střední dávky na vyšetřovně 2 (SD_2) je 0,14 mGy.

4.6 Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost) – hrudník PA

4.6.1 Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS

Při měření ZDS byl použit vodní fantom o tloušťce 20 cm. Vzdálenost ohnisko rentgenky-měřicí bod byla 82 cm.

Tabulka 18: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS bez přídavné filtrace

Veličina	Jednotka	Hodnoty								
		50	60	70	81	90	102	109	117	125
U	kV	50	60	70	81	90	102	109	117	125
P_{It}	mAs	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0
K_{eZDS}	mGy	0,341	0,572	0,826	1,111	1,392	1,772	2,026	2,304	2,681

Zdroj: Protokol č. REC 20210110 o zkoušce dlouhodobé stability skiagrafického rtg zařízení Digital Diagnost

Tabulka 19: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS s přídavnou filtrací 0,1 mm Cu + 1 mm Al

Veličina	Jednotka	Hodnoty								
		50	60	70	81	90	102	109	117	125
U	kV	50	60	70	81	90	102	109	117	125
P_{It}	mAs	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0	10,0
K_{eZDS}	mGy	0,114	0,226	0,351	0,562	0,752	1,026	1,216	1,418	1,662

Zdroj: Protokol č. REC 20210110 o zkoušce dlouhodobé stability skiagrafického rtg zařízení Digital Diagnost

Hodnoty z Tab. 18 a z Tab.19 budou dále považovány za referenční a přepočítávány na daný typ vyšetření u daného pacienta.

V tomto protokolu o ZDS byla uvedena hodnota vstupní povrchové kermy bez i s použitím přídavné filtrace. Výpočet vstupní povrchové kermy pro každého pacienta provedu pro K_{eZDS} bez filtrace i s filtrací.

4.6.2 Příprava protokolu ZDS

Stejně jako u předchozích dvou přístrojů jsem sestavila tabulku s rovnicemi přímky pro jednotlivé intervaly napětí. V tomto případě tabulku s referenčními hodnotami z protokolu ZDS bez použití (Tab. 20) a s použitím přídavné filtrace (Tab. 21).

Tabulka 20: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (bez použití přídavné filtrace)

Číslo intervalu	Interval U	Lineární závislost K_{eZDS} na U
1	<50;60)	$K_{eZDS} = 0,0231U - 0,814$
2	<60;70)	$K_{eZDS} = 0,0254U - 0,925$
3	<70;81)	$K_{eZDS} = 0,0259U - 0,988$
4	<81;90)	$K_{eZDS} = 0,0312U - 1,418$
5	<90;102)	$K_{eZDS} = 0,0317U - 1,458$
6	<102;109)	$K_{eZDS} = 0,0363U - 1,929$
7	<109;117)	$K_{eZDS} = 0,0348U - 1,762$
8	<117;125)	$K_{eZDS} = 0,0471U - 3,209$

Zdroj: Vlastní zpracování

Tabulka 21: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (s použitím přídavné filtrace)

Číslo intervalu	Interval U	Lineární závislost K_{eZDS} na U
1	<50;60)	$K_{eZDS} = 0,0112U - 0,446$
2	<60;70)	$K_{eZDS} = 0,0125U - 0,524$
3	<70;81)	$K_{eZDS} = 0,0192U - 0,992$
4	<81;90)	$K_{eZDS} = 0,0211U - 1,148$
5	<90;102)	$K_{eZDS} = 0,0228U - 1,303$
6	<102;109)	$K_{eZDS} = 0,0271U - 1,743$
7	<109;117)	$K_{eZDS} = 0,0253U - 1,536$
8	<117;125)	$K_{eZDS} = 0,0305U - 2,151$

Zdroj: Vlastní zpracování

4.6.3 Vytvoření tabulky vybraných pacientů

Před stanovením střední dávky na vyšetřovně je nutné vytvořit TVP dle kritérií uvedených v kapitole 4.1.3.

Tabulka 22: TVP pro vyšetření hrudníku (PA projekce) na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost)

Pacient	Váha	U	P_{Itv}	SID
-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	65	125,00	0,77	149,5
2	67	125,00	1,06	149,5

3	75	125,00	1,02	149,5
4	74	125,00	0,81	149,5
5	74	125,00	0,88	149,5
6	67	125,00	1,12	149,5
7	75	125,00	0,83	149,5
8	75	125,00	0,98	149,5
9	75	125,00	0,94	149,5
10	74	125,00	0,76	149,5
11	73	125,00	0,76	149,5
12	72	125,00	0,68	149,5
13	75	125,00	0,61	149,5
14	70	125,00	1,09	149,5
15	65	125,00	1,5	149,5
16	75	125,00	0,87	149,5
17	69,5	125,00	0,98	149,5
18	75	125,00	1,2	149,5
19	70,5	125,00	1,21	149,5
20	65	125,00	0,6	149,5
21	66	125,00	0,73	149,5

Zdroj: Vlastní zpracování

Hmotnost žádného z pacientů uvedených v Tabulka 14 se neliší od hmotnosti 70 kg o více než 10 kg. Hodnota průměrné hmotnosti skupiny je 71,29 kg, tudíž se nachází v intervalu 70 ± 5 kg. Počet platných záznamů je vyšší než 10. Tab. 22 lze využít pro stanovení střední dávky na vyšetřovně 3, protože splňuje všechny podmínky.

4.6.4 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 3

Pro stanovení střední dávky na vyšetřovně potřebujeme určit hodnotu K_{ev} pro jednotlivé pacienty určeného vyšetření.

Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (K_{eZDS}) bude mít při napětí 125 kV hodnotu 1,662 mGy s použitím 0,1 mm Cu + 1 mm Al.

Nyní lze přistoupit k výpočtu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

Za hodnotu FSD_{ZDS} se dosazuje vzdálenost ohnisko rentgenky – povrch fantomu, která byla získána z protokolu ZDS k přístroji Digital Diagnost. Hodnota FSD_{ZDS} je rovna 82 cm.

Hodnota FSD_v je vzdáleností ohnisko rentgenky-kůže pacienta. Vzdálenost ohnisko-detektor je při vyšetření hrudníku v PA projekci u tohoto přístroje 149,5 cm. Odečetla jsem vzdálenost detektor-pacient, což je u vertigrafu zhruba 5 cm a tloušťku pacienta, kterou jsem stanovila jako 20 cm. Za hodnotu FSD_v jsem tedy do vzorce pro výpočet K_{ev} dosazovala hodnotu 124,5 cm.

$$K_{ev} = 1,662 \times \frac{0,77}{10} \times \left(\frac{82}{124,5} \right)^2 \times 1,35 = 0,0749$$

Výsledné hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro všechny vybrané pacienty jsou uvedené v Tab. 23.

Tabulka 23: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost)

Pacient	K_{eZDS} [mGy]	K_{ev} [mGy]
1	1,6620	0,0749
2	1,6620	0,1032
3	1,6620	0,0993
4	1,6620	0,0788
5	1,6620	0,0857
6	1,6620	0,1090
7	1,6620	0,0808
8	1,6620	0,0954
9	1,6620	0,0915
10	1,6620	0,0740
11	1,6620	0,0740
12	1,6620	0,0662
13	1,6620	0,0594
14	1,6620	0,1061
15	1,6620	0,1460
16	1,6620	0,0847
17	1,6620	0,0954
18	1,6620	0,1168
19	1,6620	0,1178
20	1,6620	0,0584
21	1,6620	0,0711

Zdroj: Vlastní zpracování

Aritmetický průměr hodnot K_{ev} z Tab. 23 neboli hodnota střední dávky na vyšetřovně 3 (SD_3) je 0,090 mGy.

4.7 Střední hodnota distribuce

Střední hodnota distribuce se vypočítá jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven dle vztahu:

$$SHD = \frac{\sum_{i=1}^n SD_i}{n} = \frac{(SD_1 + SD_2 + SD_3)}{3}$$

SHD - střední hodnota distribuce [mGy]

n - počet vyšetřoven

SD₁ - střední hodnota dávky na vyšetřovně 1 [mGy]

SD₂ - střední hodnota dávky na vyšetřovně 2 [mGy]

SD₃ - střední hodnota dávky na vyšetřovně 3 [mGy]

Hodnoty MDRÚ mají být zaokrouhleny nahoru na 2 platné číslice.

$$SHD = \frac{(0,13 + 0,14 + 0,090)}{3} = 0,12 \text{ mGy}$$

4.8 Porovnání s NDRÚ

Aby byla vypočítaná střední hodnota distribuce platnou MDRÚ, je nutné provést její porovnání s NDRÚ. V Tab. 4 s NDRÚ lze vidět, že vypočítaná hodnota SHD je menší, tudíž ji lze považovat za platnou hodnotu DRÚ pro vyšetření hrudníku – PA projekce.

4.9 Porovnání s MDRÚ

K porovnání střední hodnoty distribuce s MDRÚ je potřeba u každého vyšetření zjistit hodnotu plošné kerry, protože MDRÚ jsou na sledovaném pracovišti vytvořeny právě v hodnotách P_{KA} . Tento parametr lze z vyšetření přímo odečíst bez nutnosti dalších výpočtů. Hodnoty P_{KA} (součin kerry a plochy) měří KAP-metr (DAP-metr), který je umístěn ihned za výstupem rentgenky. Jedná se o transmisní ionizační komoru, která měří množství vyprodukovaného záření, na základě, kterého lze pak odhadnout radiační zátěž pacienta.

4.9.1 Vyšetřovna 1 (Samsung)

Pro každého pacienta jsem odečetla hodnotu plošné kerry, která je součástí údajů na rentgenogramu. Hodnoty P_{KA} jsou v Tab. 24.

Tabulka 24: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung)

Pacient	P_{KA}	K_{ev}
-	[mGy×cm ²]	[mGy]
1	90	0,1913
2	72	0,1574
3	153	0,1577
4	61	0,1574
5	92	0,2030
6	42	0,1118
7	39	0,1007
8	66	0,1461
9	98	0,2136
10	61	0,1352
11	54	0,1343
12	42	0,0893
13	63	0,1357
14	50	0,1168
15	63	0,1357
16	52	0,1574
17	54	0,1231
18	72	0,1801
19	85	0,2030
20	78	0,1686
21	85	0,2253

Zdroj: Vlastní zpracování

Průměrná hodnota plošné kermy na vyšetřovně 1 je 70 mGy×cm². U pacienta 3 je však extrémní hodnota součinu kermy a plochy, proto je pro určení střední tendence vhodnější výpočet mediánu. Medián je 63 mGy×cm². Podle dokumentace přehledu MDRÚ – stacionární skiografie DR na vybraném pracovišti je střední hodnota plošné kermy u přístroje Samsung (GC85A) 65 mGy×cm².

Extrémní hodnota P_{KA} u pacienta 3 je pravděpodobně způsobena nevhodným cloněním, protože hodnota vstupní povrchové kermy je vyšší od střední hodnoty pouze o 2 %, hodnota plošné kermy se u pacienta 3 liší od střední hodnoty o 143 %.

4.9.2 Vyšetřovna 2 (YSIO)

Tabulka 25: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Ysio)

Pacient	P_{KA}	Kev
	[mGy×cm ²]	[mGy]
1	42	0,1501
2	42	0,1501
3	68	0,2047
4	53	0,1637
5	45	0,1364
6	67	0,2047
7	49	0,1501
8	79	0,1910
9	55	0,1774
10	56	0,1637
11	65	0,1910
12	43	0,1501
13	41	0,1364
14	43	0,1637
15	67	0,1774
16	42	0,1501
17	62	0,1774
18	44	0,1501
19	56	0,1910
20	45	0,1501

Zdroj: Vlastní zpracování

Průměrná hodnota plošné kermy na vyšetřovně 2 je 53 mGy×cm². Podle dokumentace Přehled MDRÚ – stacionární skiografie DR na vybraném pracovišti je střední hodnota plošné kermy u přístroje Siemens Ysio 54 mGy×cm².

4.9.3 Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost)

Tabulka 26: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost)

Pacient	P_{KA}	Kev
	[mGy×cm ²]	[mGy]
1	41	0,0749
2	59	0,1032
3	59	0,0993
4	47	0,0788
5	48	0,0857

6	65	0,1090
7	47	0,0808
8	53	0,0954
9	53	0,0915
10	42	0,0740
11	41	0,0740
12	64	0,0662
13	36	0,0594
14	48	0,1061
15	73	0,1460
16	47	0,0847
17	53	0,0954
18	71	0,1168
19	64	0,1178
20	32	0,0584
21	43	0,0711

Zdroj: Vlastní zpracování

Průměrná hodnota plošné kerry na vyšetřovně 3 je 52 mGy×cm². Podle dokumentace přehledu MDRÚ – stacionární skiografie DR na vybraném pracovišti je střední hodnota plošné kerry u přístroje Samsung (GC85A) 50 mGy×cm².

4.9.4 Střední hodnota distribuce

Střední hodnota distribuce se vypočítá jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven dle vztahu uvedeného v kapitole 4.3.

$$SHD = \frac{(63 + 53 + 52)}{3} = 56 \text{ mGy} \times \text{cm}^2$$

Hodnota SHD uvedená v dokumentaci Přehled MDRÚ – skiografie stacionární DR na vybraném pracovišti je stejná, a to 56 mGy×cm².

4.9.5 Revize MDRÚ

Revize MDRÚ by měla být prováděna v případě, že se aktuální střední dávky liší od platných MDRÚ minimálně o 10-20%. Dále 1x ročně z důvodu předpokladu obměny vyšetřovacích technik nebo technického vybavení.

Vypočítaná střední hodnota distribuce je u vyšetření hrudníku PA stejná jako aktuálně platná MDRÚ.

4.10 Vyšetřovna 1 (Samsung) – lebka AP

4.10.1 Vytvoření tabulky vybraných pacientů

Před stanovením střední dávky na vyšetřovně je nutné vytvořit TVP. Tab. 27 obsahuje data dětských pacientů do 3 let, u kterých bylo vyšetření lebky provedeno v AP projekci vleže na vyšetřovacím stole.

Tabulka 27: TVP pro vyšetření lebky (AP projekce) na vyšetřovně 1 (Samsung)

Pacient	Věk	Váha	U	P _{Itv}	SID
-	-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	010M	8,50	72,40	6,90	109,00
2	016M	14,00	70,50	12,50	109,00
3	002M	4,00	60,40	7,80	109,00
4	025M	15,00	70,50	10,10	109,00
5	010M	9,00	70,40	7,10	109,00
6	007M	7,00	60,30	6,30	109,00
7	022M	8,60	70,40	7,40	109,00
8	020M	9,00	60,30	16,40	109,00
9	010M	10,00	60,40	15,50	109,00
10	008M	9,00	74,30	6,80	109,00
11	014M	9,00	60,40	26,30	109,00
12	003Y	14,00	74,40	11,00	109,00
13	014M	12,00	74,40	8,00	109,00
14	016M	14,00	74,40	6,90	109,00
15	023M	14,00	74,40	7,80	109,00
16	014M	11,00	70,20	3,20	109,00
17	012M	10,00	74,20	3,10	109,00
18	019M	11,00	74,40	8,80	109,00
19	010M	7,00	74,40	6,40	109,00
20	015M	8,00	60,30	6,00	109,00
21	004M	5,00	60,40	9,60	109,00
22	009M	9,00	60,40	11,00	109,00

Zdroj: Vlastní zpracování

4.10.2 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 1

Pro stanovení střední dávky na vyšetřovně je nejprve potřeba stanovit hodnotu K_{eZDS} . Hodnoty napětí spadají do intervalu 3 nebo 4 (viz Tab. 7). Pro výpočet K_{eZDS} lze použít rovnice:

pro interval 3 <60;70) $K_{eZDS} = 0,0267U - 0,943$

pro interval 4 <70;80) $K_{eZDS} = 0,0300U - 1,174$

Dosažením jednotlivých napětí u každého vyšetření do rovnice jsem získala hodnoty K_{eZDS} u jednotlivých pacientů.

Jelikož jsou známy všechny veličiny, je možné přistoupit k výpočtu K_{ev} dle vztahu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

Hodnotu FSD_{ZDS} jsem získala z protokolu ZDS k přístroji Samsung GC85A a je rovna 83 cm. Vzdálenost ohnisko rentgenky-kůže pacienta (FSD_v) při vyšetření lebky AP vleže je u tohoto přístroje 109 cm. Odečetla jsem vzdálenost detektor-pacient, což je u vyšetřovacího stolu zhruba 5 cm a tloušťku pacienta, kterou jsem u dětské lebky stanovila jako 15 cm. Za hodnotu FSD_v jsem tedy do vzorce pro výpočet K_{ev} dosazovala hodnotu 89 cm.

Pro pacienta 1 by výpočet vypadal následovně:

$$K_{eZDS} = 0,0300U - 1,174 = 0,0300 \times 72,4 - 1,174 = 0,998 \text{ mGy}$$

$$K_{ev} = 0,998 \times \frac{6,90}{10} \times \left(\frac{83}{89} \right)^2 \times 1,35 = 0,8085 \text{ mGy}$$

Hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} vypočítané pro všechny pacienty jsou v Tab. 28.

Tabulka 28: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung GC85A)

Pacient	K_{eZDS} [mGy]	K_{ev} [mGy]
-		
1	0,9980	0,8085
2	0,9410	1,3811
3	0,6697	0,6133
4	0,9410	1,1159
5	0,9380	0,7819
6	0,6670	0,4934
7	0,9380	0,8150
8	0,6670	1,2844
9	0,6697	1,2187
10	1,0550	0,8423
11	0,6697	2,0679
12	1,0580	1,3664
13	1,0580	0,9938
14	1,0580	0,8571
15	1,0580	0,9689

16	0,9320	0,3502
17	1,0520	0,3829
18	1,0580	1,0931
19	1,0580	0,7950
20	0,6670	0,4699
21	0,6697	0,7548
22	0,6697	0,8649

Zdroj: Vlastní zpracování

Aritmetický průměr hodnot K_{ev} z Tab. 28 neboli hodnota střední dávky na vyšetřovně 1 (SD_1) pro vyšetření lebky AP projekce je 0,92 mGy.

4.11 Vyšetřovna 2 (Ysio) – lebka AP

4.11.1 Vytvoření tabulky vybraných pacientů

Stejně jako na vyšetřovně 1 obsahuje Tab. 29 data dětských pacientů do 3 let, u kterých bylo provedeno vyšetření lebky na vyšetřovacím stole v AP projekci.

Tabulka 29: TVP pro vyšetření lebky (AP projekce) na vyšetřovně 2 (Ysio)

Pacient	Věk	Váha	U	P_{Itv}	SID
-	-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	002Y	14,00	72,90	4,80	95,90
2	016M	10,00	67,80	9,40	101,30
3	350D	8,00	67,80	5,90	98,30
4	003Y	15,00	72,90	8,50	113,10
5	144D	4,00	72,90	2,40	99,70
6	204D	8,00	72,90	3,30	95,20
7	002Y	13,00	72,90	5,30	106,10
8	001Y	12,00	72,90	8,20	109,20
9	002Y	12,00	72,90	9,50	105,80
10	357D	10,00	72,90	3,80	95,20
11	122D	6,00	65,90	8,90	128,40
12	354D	10,00	72,90	5,20	109,30
13	282D	10,00	72,90	4,80	103,60
14	001Y	6,00	67,80	7,90	107,00
15	001Y	11,00	72,90	6,50	114,70
16	001Y	12,00	72,90	9,40	149,90
17	354D	10,00	72,90	5,20	109,30
18	282D	10,00	72,90	4,80	103,60
19	259D	7,00	72,90	3,70	94,10

20	296D	11,00	72,90	4,00	91,60
21	001Y	12,00	72,90	7,20	113,30
22	001Y	12,00	69,80	6,60	91,30

Zdroj: Vlastní zpracování

4.11.2 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 2

Stanovení hodnot K_{eZDS} jsem provedla pomocí Tab. 13 a Tab. 14. Hodnoty napětí u jednotlivých vyšetření spadají do intervalu 2 nebo 3 (viz Tab. 14). Pro výpočet K_{eZDS} lze použít rovnice:

$$\text{pro interval 2} \quad <60;70) \quad K_{eZDS} = 0,0188U - 0,718$$

$$\text{pro interval 3} \quad <70;81) \quad K_{eZDS} = 0,0217U - 0,923$$

Hodnoty K_{eZDS} u každého pacienta jsem získala dosazením jednotlivých napětí do rovnice.

Výpočet K_{ev} jsem provedla podle vztahu:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

Vzdálenost ohnisko rentgenky-povrch fantomu (FSD_{ZDS}) z protokolu ZDS k přístroji Siemens Ysio je 90 cm. Za hodnotu FSD_v jsem dosazovala vzdálenost ohnisko rentgenky-receptor obrazu (SID) – viz Tab. 29, od které jsem odečetla 5 cm jako tloušťku stolu a 15 cm jako tloušťku pacienta.

Pro pacienta 1 by výpočet vypadal následovně:

$$K_{eZDS} = 0,0217U - 0,923 = 0,0217 \times 72,9 - 0,923 = 0,6589 \text{ mGy}$$

$$K_{ev} = 0,6589 \times \frac{4,80}{10} \times \left(\frac{90}{95,9 - 5 - 15} \right)^2 \times 1,35 = 0,6004 \text{ mGy}$$

Hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} vypočítané pro všechny pacienty jsou v Tab. 30.

Tabulka 30: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Ysio)

Pacient	K_{eZDS} [mGy]	K_{ev} [mGy]
-		
1	0,6589	0,6004
2	0,5566	0,8656
3	0,5566	0,5858
4	0,6589	0,7066
5	0,6589	0,2722
6	0,6589	0,4205
7	0,6589	0,5151

8	0,6589	0,7426
9	0,6589	0,9298
10	0,6589	0,4842
11	0,5209	0,4314
12	0,6589	0,4698
13	0,6589	0,4949
14	0,5566	0,6353
15	0,6589	0,5222
16	0,6589	0,4014
17	0,6589	0,4698
18	0,6589	0,4949
19	0,6589	0,4855
20	0,6589	0,5622
21	0,6589	0,5960
22	0,5942	0,8436

Zdroj: Vlastní zpracování

Aritmetický průměr hodnot K_{ev} z Tab. 30 neboli hodnota střední dávky na vyšetřovně 2 (SD_2) pro vyšetření lebky AP projekce je 0,57 mGy.

4.12 Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost) – lebka AP

4.12.1 Vytvoření tabulky vybraných pacientů

Tab. 31 obsahuje stejně jako TVP u předchozích dvou vyšetřoven data dětských pacientů do 3 let, u kterých bylo vyšetření lebky provedeno v AP projekci vleže na vyšetřovacím stole.

Tabulka 31: TVP pro vyšetření lebky (AP projekce) na vyšetřovně 3 (DiDi)

Pacient	Věk	Váha	U	P_{Itv}	SID
-	-	[kg]	[kV]	[mAs]	[cm]
1	015M	8,00	70,00	9,96	116,30
2	002Y	12,00	70,00	12,46	109,90
3	017M	10,00	70,00	9,96	109,80
4	014M	10,00	70,00	9,96	106,90
5	004M	8,00	70,00	6,28	110,10
6	016M	10,00	70,00	9,96	93,30
7	019M	11,00	70,00	7,98	109,80
8	021M	13,00	70,00	9,96	110,10
9	017M	10,00	70,00	9,96	128,80
10	023M	11,00	70,00	9,96	119,00
11	023M	17,00	70,00	9,96	110,00

12	022M	11,00	70,00	9,96	116,50
13	023M	13,00	70,00	9,96	109,80
14	016M	11,00	70,00	9,96	109,80
15	002Y	13,00	70,00	12,46	149,60
16	001Y	11,00	72,90	6,70	115,00
17	002Y	15,00	70,00	12,46	110,10
18	021M	11,00	70,00	9,96	149,50
19	023M	17,00	70,00	9,96	110,00
20	002Y	10,00	70,00	9,96	110,10
21	020M	10,00	70,00	9,96	109,40
22	009M	10,00	70,00	9,96	109,90

Zdroj: Vlastní zpracování

4.12.2 Stanovení střední dávky na vyšetřovně 3

Hodnoty vstupní povrchové kermy z protokolu ZDS jsem získala z Tab. 19. Kdy pro 70 kV je K_{eZDS} rovna 0,351 mGy. Pro pacienta 16, u kterého se napětí liší, jsem použila rovnici přímky: $K_{eZDS} = 0,0192U - 0,922$ (viz Tab. 21).

Výpočet vstupní povrchové kermy podle vzorce:

$$K_{ev} = K_{eZDS} \times \frac{P_{Itv}}{P_{ItZDS}} \times \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2 \times k_U$$

Vzdálenost ohnisko rentgenky – povrch fantomu (FSD_{ZDS}) je rovna 82 cm. vzdálenost ohnisko rentgenky – povrch pacienta (FSD_v) jsem získala odečtením 5 cm (tloušťka desky vyšetřovacího stolu) a 15 cm (tloušťka pacienta) od vzdálenosti ohnisko rentgenky – detektor (SID).

Pro pacienta 1 by výpočet vypadal následovně:

$$K_{eZDS} = 0,351 \text{ mGy}$$

$$K_{ev} = 0,351 \times \frac{9,963}{10} \times \left(\frac{82}{116,3 - 5 - 15} \right)^2 \times 1,35 = 0,3423 \text{ mGy}$$

Hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} vypočítané pro všechny pacienty jsou uvedené v Tab. 32.

Tabulka 32: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (DiDi)

Pacient	K_{eZDS}	K_{ev}
-	[mGy]	[mGy]
1	0,3510	0,3423
2	0,3510	0,4913
3	0,3510	0,3936
4	0,3510	0,4204
5	0,3510	0,2466
6	0,3510	0,5908
7	0,3510	0,3154
8	0,3510	0,3910
9	0,3510	0,2682
10	0,3510	0,3239
11	0,3510	0,3919
12	0,3510	0,3409
13	0,3510	0,3936
14	0,3510	0,3936
15	0,3510	0,2364
16	0,4077	0,2747
17	0,3510	0,4891
18	0,3510	0,1893
19	0,3510	0,3919
20	0,3510	0,3910
21	0,3510	0,3972
22	0,3510	0,9243

Zdroj: Vlastní zpracování

Aritmetický průměr hodnot vstupní povrchové kerry z Tab. 32 neboli hodnota střední dávky na vyšetřovně 3 (SD_3) pro vyšetření lebky AP projekce je 0,37 mGy.

4.13 Střední hodnota distribuce

Střední hodnota distribuce se vypočítá jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven, viz kapitola 4.7.

$$SHD = \frac{(0,92 + 0,57 + 0,37)}{3} = 0,62 \text{ mGy}$$

4.14 Porovnání s MDRÚ a NDRÚ

Stejně jako v kapitole 4.9 je k porovnání potřeba zjistit u každého vyšetření hodnotu plošné kerry a vypočítat střední hodnotu distribuce.

4.14.1 Vyšetřovna 1 (Samsung)

Tabulka 33: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung) při vyšetření lebky AP projekce

Pacient	P_{KA}	K_{ev}
-	[mGy×cm ²]	[mGy]
1	191	0,8085
2	395	1,3811
3	143	0,6133
4	315	1,1159
5	213	0,7819
6	143	0,4934
7	290	0,8150
8	272	1,2844
9	384	1,2187
10	249	0,8423
11	605	2,0679
12	435	1,3664
13	297	0,9938
14	334	0,8571
15	422	0,9689
16	111	0,3502
17	149	0,3829
18	305	1,0931
19	273	0,7950
20	137	0,4699
21	120	0,7548
22	230	0,8649

Zdroj: Vlastní zpracování

Průměrná hodnota plošné kermy při vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovně 1 je 273 mGy×cm².

4.14.2 Vyšetřovna 2 (Ysio)

Tabulka 34: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Ysio) při vyšetření lebky AP projekce

Pacient	P _{KA}	K _{ev}
-	[mGy×cm ²]	[mGy]
1	146	0,6004
2	171	0,8656
3	94	0,5858
4	188	0,7066
5	43	0,2722
6	93	0,4205
7	132	0,5151
8	149	0,7426
9	231	0,9298
10	126	0,4842
11	105	0,4314
12	123	0,4698
13	126	0,4949
14	178	0,6353
15	147	0,5222
16	117	0,4014
17	123	0,4698
18	126	0,4949
19	122	0,4855
20	114	0,5622
21	180	0,5960
22	186	0,8436

Zdroj: Vlastní zpracování

Průměrná hodnota plošné kermy při vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovně 2 je 137 mGy×cm².

4.14.3 Vyšetřovna 3 (Digital Diagnost)

Tabulka 35: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) při vyšetření lebky AP projekce

Pacient	P _{KA}	K _{ev}
-	[mGy×cm ²]	[mGy]
1	91	0,8055
2	131	1,1562

3	110	0,9264
4	108	0,9892
5	45	0,5803
6	120	1,3903
7	39	0,7423
8	101	0,9202
9	67	0,6311
10	77	0,7622
11	118	0,9222
12	134	0,8022
13	124	0,9264
14	101	0,9264
15	69	0,5564
16	163	0,6066
17	120	1,1511
18	255	0,4454
19	118	0,9222
20	134	0,9202
21	103	0,9347
22	101	0,9243

Zdroj: Vlastní zpracování

Průměrná hodnota plošné kermy při vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovně 2 je 110 mGy×cm².

4.14.4 Střední hodnota distribuce

Střední hodnota distribuce se vypočítá jako aritmetický průměr ze středních dávek z jednotlivých vyšetřoven dle vztahu uvedeného v kapitole 4.3.

$$SHD = \frac{(273 + 137 + 110)}{3} = 173 \text{ mGy} \times \text{cm}^2$$

Hodnota SHD v dokumentaci Přehled MDRÚ – skiografie stacionární DR pro vyšetření lebky v AP projekci je rozlišena podle hmotností. Pro pacienty mezi 5-10 kg je hodnota P_{KA} 96 mGy×cm². Pro pacienty mezi 10-20 kg je to 165 mGy×cm². Mnou vypočítaná hodnota je pro dětské pacienty do 20 kg, pro porovnání proto budu brát hodnotu MDRÚ 165 mGy×cm².

Podle European Guidelines on DRLs for Pediatric Imaging, 2015 je diagnostická referenční úroveň stanovena na hodnotu P_{KA} 230 mGy×cm² pro děti o hmotnosti 10-15 kg. Pro dětské pacienty mezi

15-30 kg je to $300 \text{ mGy} \times \text{cm}^2$. Současné hodnoty MDRÚ na vybraném pracovišti i vypočtené DRÚ jsou pro všechny hmotnostní skupiny nižší.

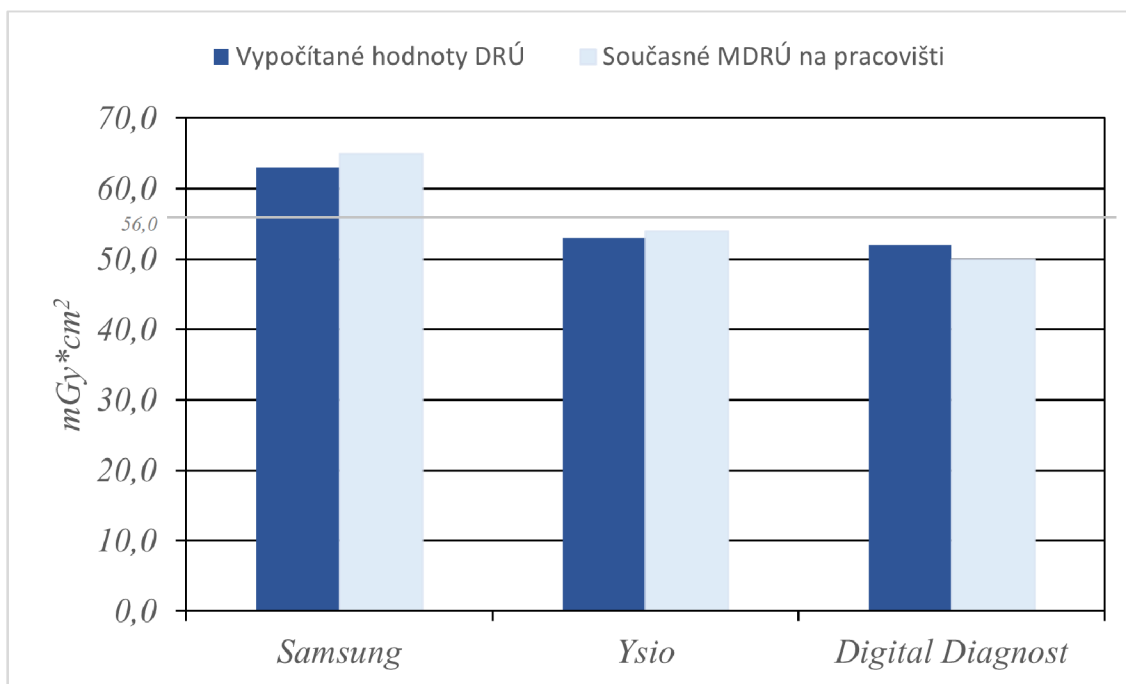
5 Diskuse

Záměrem mé diplomové práce bylo vypočítat diagnostické referenční úrovně pro vybraná skiagrafická vyšetření a porovnat je s místními diagnostickými úrovněmi na pracovišti a s národními diagnostickými referenčními úrovněmi.

Pro výzkum jsem vybrala tři vyšetřovny se stacionárními skiagrafickými zařízeními s přímou digitalizací obrazu na radiologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Pro výpočet DRÚ jsem vybrala vyšetření hrudníku PA, jakožto nejčastěji prováděné skiagrafické vyšetření a vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovacím stole u dětí do 3 let, jakožto nejčastěji indikované skiagrafické vyšetření z traumatologické indikace a zároveň vyšetření, které se na vybraném pracovišti rutinně provádí na všech třech vyšetřovnách.

Při prvotní fázi výzkumu jsem pro vyšetření hrudníku v PA projekci vypočítala hodnoty střední dávky (SD) na všech třech vyšetřovnách. U vyšetřovny 1 (Samsung) a vyšetřovny 2 (Ysio) předcházelo výpočtu vstupní povrchové kermy měření efektu přídavné filtrace 0,1 mm Cu na elektrické množství (mAs), protože protokoly o zkoušce dlouhodobé stability neobsahovaly hodnoty vstupní povrchové kermy pro jednotlivá napětí s použitím přídavné filtrace. Při vyšetření hrudníku v PA projekci se standardně používá filtrace svazku 0,1 mm Cu + 1 mm Al. Přídavná filtrace 1 mm Al je ekvivalentní cca 0,04 Cu, tudíž byl její vliv zanedbán. Vypočítaná hodnota SD_1 na přístroji Samsung je 0,13 mGy. Na přístroji Siemens Ysio je hodnota SD_2 rovna 0,14 mGy a na přístroji Philips Digital Diagnost je SD_3 0,090 mGy. Střední hodnota distribuce na pracovišti je 0,12 mGy. Národní diagnostická referenční úroveň stanovená ve vyhlášce č. 422/2016 je pro vyšetření hrudníku PA 0,3 mGy, tudíž by bylo možné tyto hodnoty uvažovat jako nové MDRÚ. Pro porovnání diagnostických referenčních údajů s MDRÚ, které jsou na vybraném pracovišti uvedeny v hodnotách plošné kermy, nikoliv v hodnotách vstupní povrchové kermy, jsem u jednotlivých pacientů analyzovala i hodnotu P_{KA} , která je součástí údajů na rentgenogramu. Na vyšetřovně 1 (Samsung) je hodnota P_{KA} 63 mGy \times cm², na vyšetřovně 2 (Ysio) je to 53 mGy \times cm² a na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) 52 mGy \times cm². Střední hodnota distribuce je 56 mGy \times cm², ta je shodná se současně platnými MDRÚ na pracovišti. Porovnání vypočítaných hodnot DRÚ a současných MDRÚ je na Obr. 9.

Pomocí stanovení DRÚ z jednotlivých vyšetřoven a jejich srovnáním do grafu lze přehledně identifikovat ty vyšetřovny, kde je potřeba dávku optimalizovat.



Obrázek 9: DRÚ a současné MDRÚ z jednotlivých vyšetřoven v Nemocnici České Budějovice, a.s. pro vyšetření hrudníku v PA projekci
Zdroj: Vlastní zpracování

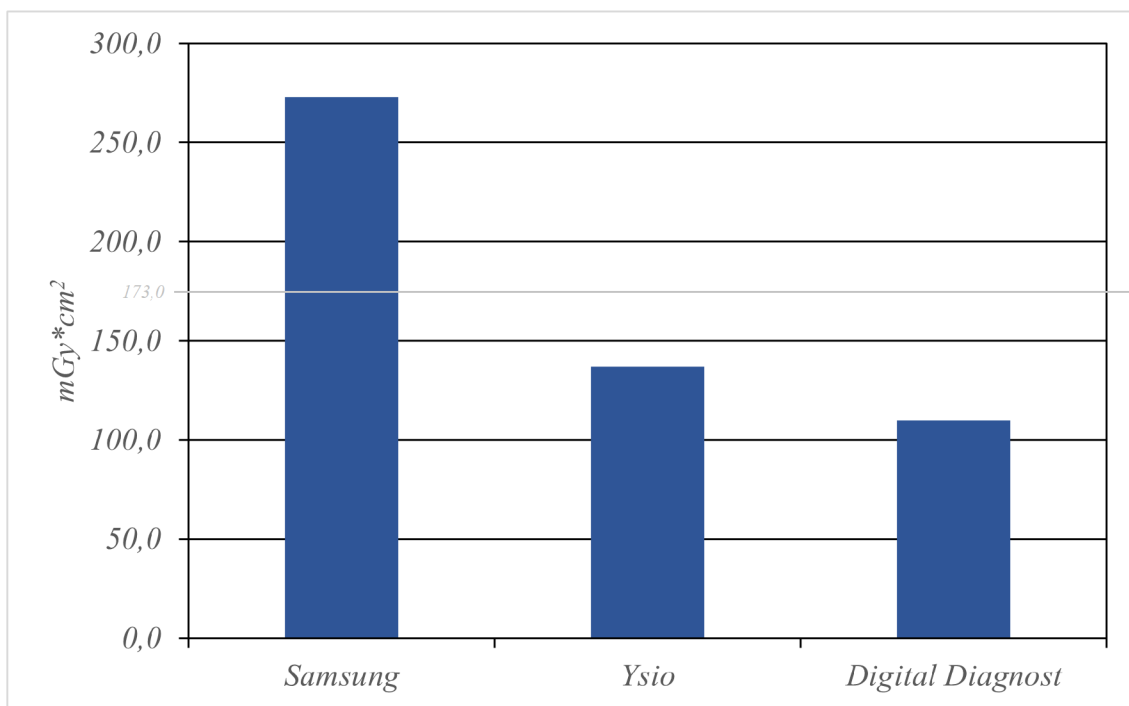
Nepřekročení DRÚ nutně neznamená, že je technika optimalizovaná. Podle dokumentu ICRP Report 135 je doporučeno, že pokud jsou MDRÚ nižší než NDRÚ, byl pro správnou optimalizaci vzat medián národní distribuce hodnot, který bude porovnán s MDRÚ. Je-li MDRÚ nižší než medián národní distribuce hodnot, pak by se pracoviště v rámci optimalizace mělo primárně zaměřit na kvalitu obrazu, ne na dávky. Pokud pracoviště dosáhlo dostatečně nízkých dávek, pak není hlavním cílem dále dávky snižovat, ale zajistit, že je kvalita obrazu dostatečná.

Druhým analyzovaným vyšetřením bylo vyšetření lebky v AP projekci provedené na vyšetřovacím stole u dětí do 3 let. Na vyšetřovně 1 (přístroj Samsung) a na vyšetřovně 2 (přístroj Ysio) je protokol vyšetření nastaven na expoziční automatiku a bez použití přídavné filtrace. Na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) je protokol nastaven na manuální režim a netypicky u tohoto vyšetření s přídavnou filtrací 0,1 mm Cu + 1 mm Al. Filtrace redukuje dávku pacientovi tak, že odstraňuje ze spektra nízkoenergetické fotony, které by se v těle pacienta pouze pohltily a nepříspěly k tvorbě obrazu. Zároveň filtrace zvyšuje i efektivní energii spektra neboli prostupnost, spektrum se s použitím filtrace stává tvrdším a fotony prostupují v těle pacienta hlouběji a více jich doletí na receptor obrazu. S vyšší efektivní energií spektra, které lze dosáhnout také zvýšením napětí (kV), je dostatečné použít i nižšího množství elektrického množství (mAs).

Stejně jako u vyšetření hrudníku jsem vypočítala střední dávku pro každou z vyšetřoven. Na vyšetřovně 1 (Samsung) je střední dávka rovna 0,92 mGy, na vyšetřovně 2 (Ysio) je 0,57 mGy a na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) je hodnota střední vstupní povrchové kermy nejnižší, a to 0,37 mGy. Střední hodnota distribuce pro vyšetření lebky v AP projekci u dětí do 3 let je 0,62 mGy.

Pro porovnání diagnostických referenčních úrovní s MDRÚ jsem u jednotlivých pacientů analyzovala i hodnotu P_{KA} , která je součástí údajů na rentgenogramu. Na vyšetřovně 1 (Samsung) je hodnota P_{KA} 273 mGy \times cm², na vyšetřovně 2 (Ysio) je to 137 mGy \times cm² a na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) 110 mGy \times cm². Střední hodnota distribuce je 173 mGy \times cm². MDRÚ je stanovena zvlášť pro děti mezi 5-10 kg, pro ně je hodnota P_{KA} 96 mGy \times cm². Pro děti mezi 10-20 kg je P_{KA} 165 mGy \times cm². V přehledu MDRÚ nejsou stanoveny hodnoty P_{KA} pro jednotlivé přístroje, pouze pro přístroj na vyšetřovně 2 – Siemens Ysio, kde jsou hodnoty plošné kermy shodné s MDRÚ. Nejčastěji se vyšetření lebky u dětí provádělo právě na vyšetřovně 2 a na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) se toto vyšetření naopak neprovádělo, děje se tak až od dubna 2022. Přehled MDRÚ byl zpracován v prosinci 2021, proto zde údaje chybí. Pro dětské pacienty nejsou vypracovány NDRÚ, diagnostické referenční úrovně jsou v *European Guidelines on DRLs for Pediatric Imaging, 2015*, kde je stanovena hodnota P_{KA} pro pacienty mezi 5-10 kg na 230 mGy \times cm² a pro pacienty mezi 10-20 kg na 300 mGy \times cm². Zjištěné hodnoty DRÚ jsou menší, avšak neznamená to, že je toto vyšetření optimalizováno.

Pomocí srovnání DRÚ z jednotlivých vyšetřoven do grafu lze přehledně identifikovat ty vyšetřovny, kde je potřeba dávku optimalizovat.



Obrázek 10: DRÚ z jednotlivých vyšetřoven v Nemocnici České Budějovice, a.s. pro vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovacím stole
Zdroj: Vlastní zpracování

Z Obr. 10 vyplývá, že přístroj Samsung má u tohoto vyšetření výrazně vyšší hodnoty plošné kerry oproti ostatním přístrojům. Vzhledem k tomu, že je vyšetření nastaveno na expoziční automatiku, je možností snížení dávky úprava hodnot zčernání (density). Stupeň zčernání je závislí na množství záření, které dopadlo na detektor. V současné chvíli je již stupeň density nastaven na hodnotu -2, nabízí se tedy možnost provést snížení na hodnotu -3. Dávka by se tak snížila zhruba o 20 %. Následovalo by nové analyzování parametrů vyšetření a výpočet DRÚ, a především by se sledovala kvalita obrazu. Pokud by byla dostatečná, mohlo by se přistoupit na snížení hodnoty zčernání na stupeň -4, což by opět snížilo dávku o cca 20 % a pokračovalo by se opět sběrem dat a výpočtem DRÚ a sledováním kvality obrazu. Jestliže by obraz už požadavky na kvalitu zobrazení nesplňoval, vrátila by se hodnota density zpět, na stupeň -3.

Při sběru dat jsem zjistila, že se u vyšetření nepoužívá jednotná vzdálenost ohnisko – detektor (SID), především u vyšetření lebky vleže na stole. U skiagrafičeských snímků hrudníku PA u vertigrafu nejsou rozdíly žádné, protože je přesně určen bod, kde se rentgenka na stropním závěsu zarazí v přesně určené vzdálenosti (180 cm u přístroje Samsung, u přístroje Ysio a Digital Diagnost 150 cm). Ovšem u vyšetření prováděném na stole žádný takový bod, který určuje SID, není. Na vyšetřovně 1 u přístroje Samsung je výjimka, protože se rentgenka pohybuje na elektricky poháněném stropním závěsu. To znamená, že po stisknutí jediného tlačítka rentgenka sama vyhledá

detektor a udržuje s ním vzdálenost 109 cm na vyšetřovacím stole. Podle místních radiologických standardů by se lebka v AP projekci na stole měla snímkovat ze vzdálenosti 100-120 cm. Na vyšetřovně 2 (přístroj Ysio) byla z 22 analyzovaných vyšetření SID dodržena pouze ve 12 případech. U pacienta 16 byla SID extrémní, a to 149,90 cm. U tohoto přístroje, kde je protokol vyšetření AP lebky na stole nastaven s expoziční automatikou, způsobí zvětšení vzdálenosti i zvýšení elektrického množství, protože expoziční automatika kompenzuje menší množství rtg fotonů dopadajících na detektor. Na vyšetřovně 3 (přístroj Digital Diagnost) byla SID dodržena podle místních radiologických standardů v 18 případech z 22 analyzovaných vyšetření. Tento přístroj umožňuje, aby po stisku tlačítka došla rentgenka do vzdálenosti cca 110 cm od detektoru. I přes tuto možnost byla u pacienta 15 nastavena SID na 149,60 cm a u pacienta 18 na 149,50 cm. Protokol je u vyšetření lebky AP na stole nastaven na manuální režim, tudíž větší vzdálenost nezmění expoziční parametry, ale kvůli nižšímu počtu fotonů dopadlých na detektor, bude více šumu v obrazu a sníží se tím kvalita snímku.

Odpověď na výzkumnou otázku, zdali je radiační ochrana na vybraném rentgenovém pracovišti optimalizována zní: ano radiační ochrana je pro vybraná vyšetření optimalizována, protože hodnoty diagnostických referenčních úrovní u vybraných vyšetření nepřevyšují hodnoty národních diagnostických referenčních úrovní. Samotné stanovení a dodržování DRÚ ale není jako optimalizace vyšetření dostatečné. Důležité je především získání dostatečné kvality obrazu při použití co nejnižší dávky. Posouzení kvality obrazu musí provést lékaři, kteří snímky popisují.

6 Závěr

Radiační ochranu pacienta nelze chápat jako prostou minimalizaci dávky za každou cenu. Radiační ochrana znamená, že dávka musí být minimální s ohledem na získání kvalitní diagnostické informace. Princip optimalizace spolu s principem zdůvodnění představují v radiačních ochraně komplex vzájemně na sebe navazujících kroků. Nejprve je nutné zaměřit se na správnou indikaci výkonu a až poté se snažit o co nejnižší dávky s dostatečnou kvalitou obrazu.

Prostor pro vylepšení radiační ochrany je v oblasti kontroly kumulativních dávek. Jakou dávku pacient obdržel z konkrétního vyšetření známe a sledujeme. Jestli však nepodstoupil pacient totéž vyšetření indikované různými lékaři vícekrát, to záleží především na vědomí a svědomí pacienta a komunikaci mezi pracovišti. Řešením by bylo vytvořit jakýsi národní registr ekvivalentních dávek, kam by se zadávaly údaje o každém proběhnutém rentgenovém vyšetření.

Pro vyšetření hrudníku v PA projekci a pro vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovacím stole u dětí jsem stanovila DRÚ, které byly srovnány s MDRÚ a NDRÚ s rozdílností na konkrétní vyšetřovně. Diagnostické referenční úrovně nepřekračují NDRÚ, ovšem u vyšetření lebky v AP projekci na stole jsem navrhla možný postup ke snížení dávky, protože ve srovnání s ostatními stacionárními rentgenovými přístroji na pracovišti je dávkově výrazně převyšuje.

Diagnostické referenční úrovně jsou do jisté míry nástrojem optimalizace, ale jejich samotné stanovení a dodržování není jako optimalizace vyšetření dostatečné. Optimalizace představuje získání dostatečné kvality obrazu při použití co nejnižší dávky, která je ještě rozumně dosažitelná. Pokud se ale v rámci optimalizace u některých vyšetření zjistí, že není kvalita obrazu dostatečná a musí tak být dávka navýšena, aby se zlepšila kvalita.

Při vyšetření lebky u dětí by se měla upřednostňovat PA projekce před AP projekcí, pokud to vspělost a stav pacienta dovolí, z důvodu nižší dávky na oční čočku. Pokud se vyšetření provádí v AP projekci vleže na vyšetřovacím stole, je nutné poučit pomáhající osobu (případně osoby) o správné fixaci dítěte tak, aby se vyšetření nemuselo opakovat, ať už z důvodu pohybové neostrosti nebo ztrátě diagnostické informace způsobené sumací lebky s prsty přidržující osoby. Pokud je vyšetření nastaveno na expoziční automatiku a prsty pomáhající osoby se dostanou před aktivní ionizační komoru, dojde navíc ke navýšení elektrického množství a tím i k zvýšení dávky.

Diplomová práce může být použita jako studijní materiál pro studenty, zdravotnické pracovníky i širokou veřejnost. Zároveň může sloužit jako návod na stanovování MDRÚ a zpětná vazba pro radiologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s.

Seznam použité literatury

1. AKBER, S., 2013. Tissue Weighting Factor and Its Clinical Relevance. *Journal of Radiotherapy in Practice*. doi: 10.1017/S1460396913000423.
2. BELLI, M., TABOCCHINI, M. A., 2020. Ionizing Radiation-Induced Epigenetic Modifications and Their Relevance to Radiation Protection. *International Journal of Molecular Sciences*. 21(17). doi: 10.3390/ijms21175993.
3. BOICE, J., DAUER, L. T., KASE, K. R., METTLER, F. A., VETTER, R. J., 2020. Evolution of radiation protection for medical workers. *The British Journal of Radiology*. 93(1112). Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1259/bjr.20200282>.
4. British Institute of Radiology. *Guidance on using shielding on patients for diagnostic radiology applications*. BIR 2020.
5. BWANGA, O., M. BWALYA, 2021. Clinical Audit in Diagnostic Radiography. *British Journal of Medical & Health Sciences*. 3. 1068 - 1072.
6. CONNOR, N., 2019. What is Tissue Weighting Factor – Definition. [online]. *Radiation-dosimetry.org* [cit. 2022-02-14]. Dostupné z: <https://www.radiation-dosimetry.org/what-is-tissue-weighting-factor-definition/>.
7. DANCE, D.R., CHRISTOFIDES, S., MAIDMENT. A.D.A., MCLEAN, I.D., NG., K.H., 2014. *Diagnostic radiology physics. A handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency. Dostupné z: <https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1564webnew-74666420.pdf>.
8. DO, K.H., 2016. General Principles of Radiation Protection in Fields of Diagnostic Medical Exposure. *Journal of Korean Medical Science*. 31. S6-9. doi: 10.3346/jkms.2016.31.S1.S6.
9. DRÁBKOVÁ, Alena, 2006. *Historie radiační ochrany v ČR: 10 let Státního ústavu radiační ochrany 1995-2005*. Praha: Státní ústav radiační ochrany. ISBN 80-239-6594-8.
10. ELGAZZAR, A., KAZEM N., 2015. Biological effects of ionizing radiation. *The pathophysiologic basis of nuclear medicine*. Springer, Cham, 715-726. doi: 10.1007/978-3-319-06112-2_21.

11. FANNI H., L. MATHEW, R. SCHWARTZ, 2017. Radiation dermatitis: an overview. *International Journal of Dermatology*; 51 (9); 909-914.
12. FRANTZEN, M.J., S. ROBBEN, A. POSTMA, et al., 2012. Gonad shielding in paediatric pelvic radiography: disadvantages prevail over benefit. *Insights into Imaging*; 3(1): 23–32.
13. GIBAUD, B., 2008. The DICOM standard: a brief overview. *NATO Security through Science Series B: Physics and Biophysics*. doi:10.1007/978-1-4020-8752-3_13.
14. GOODMAN, Tr., 2010. *Ionizing radiation effects and their risk to humans* [online]. New Haven: Yale University School of Medicine [cit. 2022-02-08]. Dostupné z: www.imagewisely.org.
15. GREEN, C., G. KARNATI, K. THOMSON, A. SUBRAMANIAN, 2019. Lumbar spine radiographs - is it time for widespread adoption of posteroanterior projection? *The British Journal of Radiology*. 92(1103). doi: 10.1259/bjr.20190386.
16. GRUBER, S., W. DÖRR, 2017. Biologische Mechanismen der Strahlenwirkung. *Radiologe*. 57, 541–547. doi: 10.1007/s00117-017-0239-6.
17. GUN-SUN, L., K. JIN-SOON, S. YO-SEOB, K. JAE-DUK, 2013. Effective dose from direct and indirect digital panoramic units. *Imaging science in dentistry*. 43, 77-84. doi: 10.5624/isd.2013.43.2.77.
18. HAVRÁNKOVÁ, R., 2020a. Biologické účinky ionizujícího záření. *Časopis lékařů českých*. 159(7-8), 258-260. ISSN 1805-4420.
19. HAVRÁNKOVÁ, Renata, ed., 2020b. *Klinická radiobiologie*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4098-0.
20. HEIDBUCHEL, H., F.M. WITTKAMPF, E. VANO, et al., 2014. Practical ways to reduce radiation dose for patients and staff during device implantations and electrophysiological procedures. *Europace: European pacing, arrhythmias, and cardiac electrophysiology: journal of the working groups on cardiac pacing, arrhythmias, and cardiac cellular electrophysiology of the European Society of Cardiology*. doi: 16. 10.1093/europace/eut409.

21. HILES, P., P. GILLIGAN, J. DAMILAKIS, et al., 2021. European consensus on patient contact shielding. *Insights Imaging*. 12, 194. doi: <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01085-4>.
22. HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2350-0.
23. CHHEM, R. K., 2010. Radiation protection in medical imaging: A never ending story? *European Journal of Radiology*. (76), 1-2. doi: 10.1016/j.ejrad.2010.06.029.
24. CHUDÁČEK, Zdeněk, 1995. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.
25. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY., 2007. *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*. Technical report series. No. 457, Vienna. Dostupné z: https://www.pub.iaea.org/MTCDB/Publications/PDF/Pub1498_web.pdf.
26. International Atomic Energy Agency., 2010. *Radioation biology: A handbook for teachers and students*. [online]. Vienna: Training course series 42 [cit. 2022-02-08]. Dostupné z: www.humanhealth.iaea.org.
27. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION., 2000. *Pregnancy and medical radiation*. ICRP Publication 84. *Ann ICRP*; 30(1).
28. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION., 2003. *Biological effect after prenatal irradiation (embryo and fetus)*. ICRP Publication 90. *Ann ICRP*; 33(1-2).
29. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION., 2007. *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. *Ann ICRP*; 37 (2-4).
30. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION., 2015. *Occupational Intakes of Radionuclides: Part 1*. ICRP Publication 130. *Ann ICRP*; 44 (2).
31. KLENER, V., 2000. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. ISBN 80-238-3703-6.

32. KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK, 2018. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0168-9.
33. MADAN M., E. VANO, O. CIRAJ-BJELAC, N. J. KLEIMAN, 2011. Radiation and cataract. *Radiation Protection Dosimetry*; 144 (1-2); 300–304. doi: <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr299>.
34. MALÍKOVÁ, Hana, 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4036-5.
35. MELO, D.R., D.L. Miller, L. Chang, B. Moroz, M.S. Linet, S.L. Simon, 2016. Organ doses from diagnostic medical radiography – Trends over eight decades (1930 to 2010). *Health Physics*. 111(3); 235-255. doi: 10.1097/HP.0000000000000815.
36. MUSTRA, M., K. DELAC, M. GRGIC, 2008. Overview of the DICOM standard. 50th International Symposium ELMAR, pp. 39-44.
37. NEKULA, Josef, Miroslav HEŘMAN, Jaroslav VOMÁČKA a Martin KÖCHER, 2001. *Radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 80-244-0259-9.
38. RATNAPALAN, S., N. BONA, K. CHANDRA, G. KOREN, 2004. Physicians perceptions of teratogenic risk associated with radiography and CT during early pregnancy. *American journal of roentgenology*. 182, 1107–1109. doi: 10.2214/ajr.182.5.1821107.
39. SEIDL, Zdeněk, et al., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
40. SHANNOUN, F., M. Blettner, H. Schmidberger, H. Zeeb, 2008. Radiation Protection in Diagnostic Radiology. *Deutsches Ärzteblatt international*. 105. 41-6. doi: 10.3238/arztebl.2008.0041.
41. SCHULZ-HECTOR, S., TROTT, K. R., 2007. Radiation-induced cardiovascular diseases: is the epidemiologic evidence compatible with the radiobiologic data? *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 67(1), 10-18. doi: 10.1016/j.ijrobp.2006.08.071.

42. SINGER, Jan a Jindřiška HEŘMANSKÁ, 2004. *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 80-7040-708-5.
43. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
44. ŠVEC, Jiří, 2014. *Radiační ochrana: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. ISBN 978-80-7464-571-6.
45. ULLMANN, V., 2002. Biologické účinky ionizujícího záření: Účinky záření na látku. Základní veličiny dozimetrie [online]. *Vliv ionizujícího záření na živé organismy – rizika a využití v medicíně*. [cit. 2022-02-14]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>.
46. VASSILEVA, J., M. REHANI, 2015. Diagnostic Reference Levels. *American journal of roentgenology*. 204. W1-3. doi: 10.2214/AJR.14.12794.
47. Věstník MZ ČR, 2015. Národní radiologické standarty – radiologická fyzika: Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření. Dostupné z: https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Vestniky-MZ/zdravotnictvi_06-15.pdf.
48. VOMÁČKA, Jaroslav, et al., 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.
49. Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016. [online]. [cit. 2022-02-14]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>.
50. WILLIAMS, PM., S. FLETCHER, 2010. Health effects of prenatal radiation exposure. *American family physician*. 82, 488–49.
51. WULANDARI, P.I., 2018. Diagnostic Reference Levels: A Review. *Journal of Medical Science And clinical Research*. doi: 6. 10.18535/jmscr/v6i12.80.

Seznam tabulek a obrázků

Tabulka 1: Přehled tkáňových váhových faktorů	24
Tabulka 2: Typické efektivní dávky pro skiagrafická vyšetření.....	25
Tabulka 3: Doporučení pro použití ochranného stínění pacientů při skiagrafických výkonech.....	28
Tabulka 4: Národní diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření dospělých dle vyhlášky č. 422/2016 Sb.	31
Tabulka 5: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (bez použití přídavné filtrace) 41	
Tabulka 6: Potřebné veličiny a hodnoty pro stanovení lineární regrese.....	42
Tabulka 7: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (bez použití přídavné filtrace) .	43
Tabulka 8: Efekt přídavné filtrace 0,1 mm Cu na elektrické množství (mAs).....	43
Tabulka 9: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (s použitím přídavné filtrace) .	44
Tabulka 10: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (s použitím přídavné filtrace) 44	
Tabulka 11: TVP pro vyšetření hrudníku (PA projekce) na vyšetřovně 1 (Samsung) ...	45
Tabulka 12: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung GC85A).....	46
Tabulka 13: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (bez použití přídavné filtrace)	47
Tabulka 14: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (bez použití přídavné filtrace)48	
Tabulka 15: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS (bez a s použitím přídavné filtrace).....	49
Tabulka 16: TVP pro vyšetření hrudníku (PA projekce) na vyšetřovně 2 (YSIO)	49
Tabulka 17: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Siemens Ysio).....	51
Tabulka 18: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS bez přídavné filtrace.....	52
Tabulka 19: Vstupní povrchová kerma z protokolu ZDS s přídavnou filtrací 0,1 mm Cu + 1 mm Al	52
Tabulka 20: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (bez použití přídavné filtrace)53	
Tabulka 21: Rovnice přímky pro jednotlivé intervaly U (s použitím přídavné filtrace) 53	
Tabulka 22: TVP pro vyšetření hrudníku (PA projekce) na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost).....	53
Tabulka 23: Vypočítané hodnoty K_{eZDS} a K_{ev} pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost)	55
Tabulka 24: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung)	57
Tabulka 25: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Ysio)	58
Tabulka 26: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost).....	58

Tabulka 27: TVP pro vyšetření lebky (AP projekce) na vyšetřovně 1 (Samsung).....	60
Tabulka 28: Vypočítané hodnoty KeZDS a Kev pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung GC85A).....	61
Tabulka 29: TVP pro vyšetření lebky (AP projekce) na vyšetřovně 2 (Ysio).....	62
Tabulka 30: Vypočítané hodnoty KeZDS a Kev pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Ysio).....	63
Tabulka 31: TVP pro vyšetření lebky (AP projekce) na vyšetřovně 3 (DiDi).....	64
Tabulka 32: Vypočítané hodnoty KeZDS a Kev pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (DiDi).....	66
Tabulka 33: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 1 (Samsung) při vyšetření lebky AP projekce.....	67
Tabulka 34: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 2 (Ysio) při vyšetření lebky AP projekce.....	68
Tabulka 35: Hodnoty plošné kermy pro jednotlivé pacienty na vyšetřovně 3 (Digital Diagnost) při vyšetření lebky AP projekce.....	68
Obrázek 1: Časový sled účinků ionizujícího záření na organismus.....	14
Obrázek 2: Charakteristika deterministických účinků.....	17
Obrázek 3: Charakteristika stochastických účinků.....	20
Obrázek 4: Informace z DICOM hlavičky.....	29
Obrázek 5: Rentgenový přístroj Samsung na vyšetřovně 1.....	39
Obrázek 6: Rentgenový přístroj Ysio na vyšetřovně 2.....	40
Obrázek 7: Rentgenový přístroj Digital Diagnost na vyšetřovně 3.....	40
Obrázek 8: Graf rozptylu s lineární regresí.....	48
Obrázek 9: DRÚ a současné MDRÚ z jednotlivých vyšetřoven v Nemocnici České Budějovice, a.s. pro vyšetření hrudníku v PA projekci.....	72
Obrázek 10: DRÚ z jednotlivých vyšetřoven v Nemocnici České Budějovice, a.s. pro vyšetření lebky v AP projekci na vyšetřovacím stole.....	74

Seznam použitých zkratk

AEC	Automatic Exposure Control
AP	předozaďní
CT	výpočetní tomografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DR	direct radiography
DRLs	diagnostic reference levels
DRÚ	diagnostické referenční úrovně
Gy	jednotka absorbované dávky záření
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
LET	lineární přenos energie
MDRÚ	místní diagnostické referenční úrovně
MR	magnetická rezonance
MRS	Místní radiologické standardy
NDRÚ	národní diagnostické referenční úrovně
NRS	Národní radiologické standardy
PA	zadopřední
PACS	Picture Archiving and Communications Systems
PMMA	polymethylmethakrylát
RTG	rentgenové záření
SID	source image distance

SÚJB	státní úřad pro jadernou bezpečnost
Sv	jednotka ekvivalentní dávky záření
UNCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radioation
VMZ	Věstník Ministerstva zdravotnictví
ZDS	zkouška dlouhodobé stability