

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

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Sledování radiální zátěže pacientů při skiagrafických vyšetřeních ve FNKV
Praha**

Vypracovala: Sedinová Monika

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Šprindrich Jan, CSc.

Abstract

In my Bachelor's thesis I dealt with the X-ray burden to which patients were exposed during the skiagraphic examination at the Radiodiagnostic Clinic of the Královské Vinohrady Teaching Hospital in 2008 and 2009.

The goal of the thesis was to optimize the dose of X-rays during skiagraphic examination, while maintaining the highest possible quality of the skiagram, and to propose an optimum solution in terms of the control of exposure of the population.

I have tried to compare the radiation burden on the patients in analogue and digital skiagraphy using standart protective aids, and to analyze the radiation burden on the patients during skiagraphic examinations.

Calculations partly confirmed the hypothesis that the radiation burden on the patients may be reduced not only by setting appropriate exposure parameters, but mainly through different image systems and their optimization.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Sledování radiační zátěže pacientů při skiagrafických vyšetřeních ve FN KV Praha vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích , 16.srpna 2010

.....

podpis studenta

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych zde uvést poděkování vedoucímu mé práce Doc. Mudr. Janovi Šprindrichovi za poskytnutí odborných připomínek při řešení dané práce. Dále bych chtěla poděkovat panu Ing. Dušanovi Olejárovi za umožnění provádění měření a sběru dat na Radiodiagnostické klinice FN KV Praha. V neposlední řadě bych ráda poděkovala Ing. Jiřímu Hamouzovi za pomoc při měření a vyhodnocování naměřených hodnot.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK:

ALARA	As Low As Reasonably Achievable (Tak nízké, jak je rozumně dosažitelné)
CCD	Charged Coupled Devices (Zařízení s vázanými náboji)
CR	Computed Radiography (Výpočetní radiografie)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Digitální zobrazení a komunikace v medicíně)
DR	Direct Radiography (Přímá radiografie)
DRÚ	Diagnostická referenční úroveň
FPD	Flat Panel Detector (Plochý detektor)
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Mezinárodní komise pro radiační ochranu)
MR	Magnetická Rezonance
MT	Měkká technika
OD	Optická Denzita
PACS	Picture Archiving and Communication System (Obrazový komunikační a archivační systém)
RIS	Radiologický Informační Systém
SFR	Screen – Film – Radiography (Film-fóliová radiografie)
TT	Tvrdá technika
US	Ultra Sound (Ultrazvuk – sonografie)
ZDS	Zkoušky dlouhodobé stability

Obsah:

Úvod	9
1 Současný stav	10
1.1 Standardy zdravotnické péče	10
1.2 Rentgenové záření.....	11
1.2.1 Vznik záření	11
1.2.2 Brzdné záření.....	12
1.2.3 Charakteristické záření.....	12
1.2.4 Rentgenka.....	13
1.2.5 Primární záření	13
1.2.6 Sekundární záření	13
1.2.7 Absorpce	14
1.2.8 Rozptyl klasický a Comptonův	14
1.3 Filtrace	15
1.4 Biologické účinky záření.....	15
1.4.1 Genetické působení.....	15
1.4.2 Somatické působení	15
1.5 Vztah dávky a účinku záření	16
1.5.1 Deterministické účinky	16
1.5.2 Stochastické účinky	16
1.6 Záznam rentgenového obrazu.....	16
1.6.1 Analogová skiografie	16
1.6.1.1 Tvorba latentního obrazu.....	17
1.6.1.2 Proces vyvolávání	18
1.6.2 Digitální skiografie	18
1.6.2.1 Nepřímá digitalizace (computed radiographie).....	19
1.6.2.1.1 Paměťové fólie	19

1.6.2.2	Přímá digitalizace (Direct radiography)	19
1.6.2.2.1	Ploché Flat panely	19
1.6.2.2.2	Nepřímá konverze.....	19
1.6.2.2.3	Přímá konverze	20
1.6.2.3	Zpracování obrazu	21
1.6.2.3.1	Postup zpracování obrazu	21
1.6.2.3.2	PACS (Picture archiving and communication system).....	21
1.6.2.3.3	DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).....	22
1.6.2.3.4	RIS (Rentgenový informační systém)(16234)	22
1.7	Legislativní předpisy.....	22
1.7.1	Vyhláška SUJB č. 307/2002 Sb, o radiační ochraně	22
1.7.1.1	Výtah z atomového zákona	22
1.7.1.1.1	Zkoušky dlouhodobé stability	23
1.7.1.1.2	§72 Zkouška provozní stálosti.....	24
2	Cíl práce a hypotéza.....	25
2.1	Cíl práce	25
2.2	Hypotéza	25
3	Metodika	26
3.1	Radiační ochrana (31)	26
3.1.1	Diagnostické referenční úrovně.....	26
3.1.2	Radiační ochrana pacientů	27
3.1.3	Radiační zátěž pacientů při skiagrafickém vyšetření.....	27
3.1.4	Princip limitování	28
3.1.5	Princip zdůvodnění	28
3.1.6	Princip optimalizace	29
3.2	Kategorie ozáření.....	29
3.3	Expozice	30
3.4	Optimalizace radiační ochrany	30

3.5	Princip omezení dávky.....	32
4	Pomocné údaje k výpočtům a vlastní výpočty.....	33
4.1	Parametry a veličiny ovlivňující radiační zátěž pacienta.....	33
4.2	Dozimetrické veličiny.....	34
4.2.1	Kerma ve vzduchu / Kair / Air Kerma.....	34
4.2.2	Dopadová kerma.....	34
4.2.3	Součin Kermy ve vzduchu a plochy/ KAP / Air Kerma Area Produkt.....	35
4.2.4	Efektivní dávka /E/ Effective Dose.....	35
4.2.5	Dozimetrické veličiny- tabulka.....	37
4.2.6	Veličiny vztažené k radiobiologickým účinkům.....	38
4.2.7	(Operační) dozimetrické veličiny pro vyjadřování DRÚ v rtg diagnostice.....	39
4.3	Popis pracoviští.....	40
4.3.1	Pracoviště Chirana MP 15.....	40
4.3.2	Pracoviště přímé digitalizace (DR).....	41
4.4	Použitá vyšetření.....	42
4.4.1	Snímek plic.....	42
4.4.2	Nativní snímek břicha.....	43
4.5	Protokol ZDS.....	44
4.5.1	Měření vstupní povrchové kermy na fantomu pro nativní snímek břicha na rentgenovém náradí MP 15.....	44
4.5.2	Měření vstupní povrchové kermy pro plíce na rentgenovém náradí MP 15.....	45
4.5.3	Měření vstupní povrchové kermy na rentgenovém náradí Canon CXDI-40.....	46
4.6	Výpočet dopadové kermy.....	46
4.7	Metoda výpočtu vstupní povrchové kermy.....	46
4.7.1	Vstupní povrchovou kermu K_e pro konkrétní skiagrafickou projekci vypočítáme následujícím způsobem:.....	47
4.8	Výsledky měření.....	48
4.8.1	Porovnání zobrazovacích systémů.....	50

4.9	Shrnutí výpočtů.....	51
4.9.1	Porovnání radiační zátěže pacientů při analogové a digitální skiografii při použití standardních ochranných pomůcek.....	51
5	Diskuze.....	52
6	Závěr.....	54
7	Přílohy.....	55
7.1	Porovnání zobrazovacích systémů.....	55
7.2	Tabulky.....	59
8	Použitá literatura.....	63
9	Klíčová slova.....	65

Úvod

8. listopadu 1895 německý vědec Wilhelm Conrad Röntgen začal poprvé provádět a zaznamenávat experimenty s rentgenovým zářením. Toto datum se stalo mezníkem pro náš obor, od této chvíle se mohla práce s rentgenovými paprsky vyvíjet jen vpřed.[16]

Jeden z nejvýznamnějších podílů ozáření člověka z umělých zdrojů představuje lékařské ozáření. Udržení míry ozáření na rozumné úrovni je v rukou odborníků ve zdravotnických zařízeních a státních institucích (SÚJB, SÚRO), které provádějí potřebný výzkum, a v koordinaci s praxí a legislativou v zahraničí stanovují pravidla pro radiační ochranu a zdravotní péči ionizujícím zářením v ČR.

V neposlední řadě je však důležitá i angažovanost pacientů, kteří svým zájmem, při znalosti svých práv, mohou ke snížení radiační zátěže na konkrétním pracovišti přispět.

Počty skiagrafických vyšetření se v České republice neustále zvyšují, přibývá obézních pacientů a radiační zátěž populace způsobená lékařským ozářením stále roste. V případě rentgenové diagnostiky se neustále vyvíjí tlak na to, aby záření pokud možno bylo nahrazováno alternativními zobrazovacími metodami, jako jsou například ultrazvuk a magnetická rezonance. Pokud není možné k vyšetření použít jiné zobrazovací metody než rentgenu, tak požadavky na přístrojové vybavení pracoviště jsou kladeny tak, aby byly z provozu vyřazovány ty přístroje, které způsobují nadměrnou radiační zátěž pacienta obsahem měkkých složek spektra pacientem pohlcených, a nezúčastňujících se na tvorbě obrazu za pacientem.

Mezi zobrazovacími metodami do nedávné doby dominovalo zobrazování na rentgenový film. V současné době se však rozšířily digitální systémy založené na počítačovém zpracování obrazu. Ty téměř úplně vytlačily užívání rentgenových filmů a výrobci rentgenové techniky dnes prosazují bezfilmovou technologii, která mimo jiné umožňuje vytvořit obraz v reálném čase, snížit počet opakovaných vyšetření a následnou úpravu zhotovených snímků. Výhodou je také snížení dávky záření aplikované pacientovi.

1 Současný stav

1.1 *Standardy zdravotnické péče*

Každý, kdo užívá zdrojů ionizujícího záření, je povinen činit všechna opatření k ochraně zdraví pacientů a jejich doprovodu, radiačních pracovníků a obyvatelstva.

Provozní řády svými ustanoveními aplikuje zákon č. 18/1997 Sb. o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon) novelizován zákonem č. 13/2002 Sb. – zákon o změně atomového zákona.⁽⁴⁾

V rámci projektu "Národní radiologické standardy" připravuje MZ ČR ve spolupráci se Státním úřadem jaderné bezpečnosti a Českou společností fyziků v medicíně "Národní radiologické standardy - radiologická fyzika"; obsahují postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření a soubor doporučení a návod pro tvorbu místních postupů (standardů) na pracovištích radiologických oborů v České republice.

Účelem dokumentu je poskytnout pracovištím medicínsko-radiologických oborů návrhy standardních postupů pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření.

Potřeba místních standardů vychází ze směrnice rady 97/43/EURATOM z 30.6.1997, článek 6, odst.1 a z § 63 vyhlášky 307/2002 Sb. novelizované vyhláškou 499/2005 Sb.⁽⁵⁾

Každé pracoviště provádějící radiodiagnostické výkony má mít v souladu s národními radiologickými standardy (postupy) vypracován svůj vlastní místní standard pro každý přístroj a pro každý standardní výkon, který na něm provádí.

Do každého standardu je nutné pro každé vyšetření zpracovat konkrétní podmínky lékařského ozáření.

Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických postupů připravuje k vydání Ministerstvo zdravotnictví České republiky ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Radiologickou společností ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně.

Národní radiologické standardy jsou rozděleny dle jednotlivých diagnostických modalit. Nyní jsou ve stavu, kdy bylo dosaženo návaznosti na evropskou a národní

legislativu, ale přesto se národní radiologické standardy budou nadále vyvíjet tak, aby se přizpůsobily neustálému rozvoji v oboru radiologie.

Nové radiologické standardy budou aktualizovány ihned, jakmile to bude žádoucí, nejméně však jednou za pět let nebo, bude-li to nezbytné, budou Ministerstvem zdravotnictví vydány standardy nové.

Národní radiologické standardy pokrývají ta vyšetření, kterým je v platném seznamu zdravotnických výkonů s bodovými hodnotami přiděleno číslo (kód) zdravotnického výkonu.⁽²⁾

Kontrola ověření existence místních standardů na konkrétním pracovišti, používání a dodržování těchto standardů a jejich soulad s národními radiologickými standardy je od 1.1.2005 (v souladu s §63 odstavec 1. vyhlášky 307/2002 Sb.) zajišťováno ve státních zdravotnických zařízeních externím klinickým auditem, a to osobami pověřenými MZ ČR. Každé zdravotnické zařízení zavede a pravidelně provádí interní audit, kterým prověřuje soulad místních radiologických standardů s národními standardy a jejich dodržování na každém svém pracovišti.⁽³⁾

1.2 Rentgenové záření

1.2.1 Vznik záření

Rentgenové záření je forma elektromagnetického záření o krátkých až velmi krátkých vlnových délkách ($10^{-9}\text{ m} - 10^{-13}\text{ m}$). Vzniká v elektronových obalech a má luminiscenční, fotochemický a biologický efekt a rovněž vyvolává ionizaci. Jeho vlastnosti nám umožňují využít ho v rentgenové diagnostice.

Rentgenové záření je velmi pronikavé na rozdíl od elektricky nabitých částic (záření alfa, záření beta) a nemá v látce konečný dosah, tj. nikdy ho nelze úplně odstínit.

Rentgenové záření rozdělujeme podle vzniku na brzdné a charakteristické.

1.2.2 Brzdné záření

Brzdné záření vzniká interakcí elektronu s obalem a jádrem atomů anody. Zabrzdění elektronů nastane najednou nebo postupně v několika atomech. Záření vzniklé jednostupňovým zabrzděním má nejkratší délku. Zabrzdění ve více atomech vyvolá směs různých vlnových délek, které jsou delší, než je vlnová délka záření vzniklého při jednostupňovém zabrzdění. Při zabrzdění elektronu se část jeho kinetické energie změní na rtg záření.

Brzdné záření nezávisí na materiálu anody, ale jen na rychlosti elektronů, tedy na velikosti napětí mezi anodou a katodou. Čím je větší energie (rychlost) elektronů, tím tvrdší záření vzniká, tedy maximální energie fotonů v kiloelektronvoltech [keV] je rovna maximální energii primárních elektronů. V případě rentgenky je číselně rovna urychlujícímu napětí v kilovoltech [kV].

Spektrum brzdného záření je spojité, protože v něm převažují fotony o nižších energiích. Používá se především v lékařské diagnostice a v radioterapii.

1.2.3 Charakteristické záření

Charakteristické záření vzniká přeskoky elektronů mezi jednotlivými energetickými hladinami (slupkami) v obalu atomu. Elektron letící z katody vyrazí na anodě ze slupky K nebo L jiný elektron a na uvolněné místo přeskočí elektron ze vzdálené slupky. Kinetická energie elektronů na vzdálených slupkách je vyšší než na slupkách, které jsou blíž k jádru, a tak se přebytek energie uvolní ve formě záření X. Velikost energie záření je dána počtem takovýchto přeskoků.

Charakteristické záření se nazývá podle materiálu, ze kterého je vyrobeno ohnisko anody rentgenky, tedy té části anody, na kterou dopadá převážná část elektronů, které vylétly z katody. Jeho energie je tím vyšší, čím vyšší je protonové číslo materiálu anody. Toto záření má čárové spektrum.

Charakteristické rentgenové záření se používá v analytické chemii, protože jeho energie nezávisí na anodovém napětí, ale jen na materiálu anody.

1.2.4 Rentgenka

Umělým zdrojem rtg záření je vakuovaná rentgenka, ve které vzniká toto záření prudkým zabrzděním elektronů, letících vysokou rychlostí.

Elektrony jsou emitovány z katody, která je žhavana proudem. Je tvořena wolframovým vláknem žhaveným na teplotu okolo 2000 °C. Při nárazu na anodu tvořenou anodovým terčíkem se kinetická energie elektronů mění z 1 % v rtg záření a z 99 % v teplo. Při dopadu elektronů na anodu vzniká brzdné i charakteristické záření.

Vzniklé teplo musí být odváděno měděným blokem anody a je předáno chladicímu médiu, kterým je buď voda nebo olej.

1.2.5 Primární záření

Primární záření vzniká nárazem elektronů na terč anody. Tvoří ho tzv. užitečný svazek záření, který vystupuje okénkem rentgenky z ohniska a má tvar kužele. Paprsek probíhající v ose kužele se nazývá centrální paprsek.

Kromě užitečného svazku záření vzniká rentgenové záření i mimo ohnisko rentgenky (tzv. mimoohniskové - extrafokální záření). Část primárního záření z ohniska může jít také jiným směrem a toto záření a záření mimoohniskové označujeme také jako záření rušivé.

Ve hmotě ozářené primárním zářením vzniká sekundární záření. Část tohoto sekundárního záření neprobíhá ve směru primárního svazku, ale šíří se všemi směry.

1.2.6 Sekundární záření

Sekundární záření má v rentgenové diagnostice značný význam, protože zhoršuje kvalitu výsledného rentgenového obrazu. Vychází z nejrůznějších částí ozářeného objektu a rozbíhá se různým směrem, takže zhoršuje výrazně kontrast a ostrost kresby, resp. rozlišovací schopnost rentgenového obrazu.

V rentgenové diagnostice zabráníme vzniku sekundárního záření tím, že primární clonou omezíme objem prozářené části těla na minimum, čímž se zmenšuje objem hmoty, ze

keré může sekundární záření vznikat. Dalším opatřením je správná volba tvrdosti užitého rentgenového záření. Čím je záření tvrdší, tím větší množství sekundárního záření může v objektu vyvolat. Pak je ale třeba za objektem vliv sekundárního záření na receptor obrazu co nejvíce snížit. K tomu lze využít např. zvětšení vzdálenosti objekt – receptor a hlavně zařadit do zobrazovací soustavy sekundární clony.(9)

1.2.7 Absorpce

Absorpce se podílí také na zeslabení rtg záření. Vysvětluje se fotoefektem, při němž foton záření narazí na některý oběhový elektron atomu a předá mu veškerou energii a zanikne. Elektron, na který foton narazil, vylétne mimo svou slupku. Když elektron vylétne mimo oblast silového pole atomu, dojde k ionizaci, v případě, že elektron zůstane v silovém poli atomu, dostane se atom do vybuzeného (excitovaného) stavu. Při návratu z vybuzeného do klidového stavu je vyzářena energie tím větší, čím byl elektron vybuzen na vyšší energetickou hladinu atomu. Znamená to, že při absorpci se tvoří sekundární záření.

1.2.8 Rozptyl klasický a Comptonův

Při klasickém rozptylu dochází ke srážce rentgenového kvanta (fotonů) a obíhajícího elektronu. Při srážce se vychýlí kvantum záření z původního směru, ale neztratí žádnou energii a elektron se pouze vychýlí ze své původní dráhy.

U Comptonova rozptylu se srazí kvantum záření (primární záření) s elektronem, záření se vychýlí z původního směru a ztrácí část své energie (záření pokračuje dále jako kvantum - sekundární záření - o větší vlnové délce a nižší energii). Srážkou postižený elektron je vyražen z oběhové hladiny.

Jak při klasickém, tak i Comptonově rozptylu vzniká sekundární záření. Čím kratší je vlnová délka primárního záření, tím více sekundárního záření vzniká a probíhá ve směru primárního záření.

1.3 Filtrace

Měkké X záření delších vlnových délek a nízké energie fotonů na začátku spojitého spektra nemá pro diagnostiku žádný význam. Absorbuje se většinou již v kůži a způsobuje jen nežádoucí radiační zátěž pacienta. Proto se používá filtrace.

Vhodnou filtrací je pak zachycena nízkooenergetická složka spektra, která by byla bez vlastního podílu na získaném obrazu.

Každý rentgenový přístroj musí mít pevně zabudovanou základní filtraci, jejíž minimum je pro různé aplikace a zařízení definováno. Vedle této základní filtrace může být zařízení doplněno o filtrace přídavné.

1.4 Biologické účinky záření

Rentgenové záření má velký vliv na živé organismy. Účinky ionizujícího záření se projevují poškozením biologických struktur.

Toto působení se dělí na genetické a somatické.

1.4.1 Genetické působení

je působení na chromozomy buněk, které jsou velmi citlivé již na malé dávky záření. Toto záření může vyvolat smrt buňky nebo mutaci genů, která pak vede k různě závažným anomáliím.

1.4.2 Somatické působení

Je poškození, které působí na jednotlivé tkáně. Citlivost jednotlivých tkání a orgánů na záření je různá. Mluví se zde o tzv. radiosenzitivitě, čímž se myslí zpravidla vnímavost k vyvolání akutních klinicky významných příznaků. Ke vnímavým systémům patří z tohoto hlediska lymfatická tkáň, červená kostní dřeň, výstelka tenkého střeva a některých jiných orgánů, mužské pohlavní orgány a oční čočka. Lidský organismus patří k spíše sensitivním druhům.

1.5 *Vztah dávky a účinku záření*

Rozlišují se dva základní typy účinků, a to deterministické a stochastické účinky.

1.5.1 *Deterministické účinky*

Deterministické účinky jsou takové, k nimž dochází v důsledku smrti velkého počtu buněk s následnou ztrátou funkce tkání a orgánů. Jejich závažnost stoupá s prahovou dávkou tzn., že změny nastávají až po dosažení určitého prahu dávky.

S růstem dávky se zvyšuje závažnost změn. Ochrana proti deterministickým účinkům tedy spočívá v zamezení dosažení prahových dávek pro jednotlivé tkáně a orgány a ve stanovení závazných limitů pro tkáňové dávky.

1.5.2 *Stochastické účinky*

Stochastické účinky jsou takové, pro něž se předpokládá bezprahový vztah mezi dávkou a účinkem. Mohou nastat i při velmi nízkých dávkách, přičemž s rostoucí dávkou roste i pravděpodobnost jejich vzniku. Vznik poškození po ozáření tedy nemůžeme nikdy zcela vyloučit, ale můžeme omezit pravděpodobnost jejich vzniku na míru pokládanou za přijatelnou pro jednotlivce a společnost.⁽¹³⁾

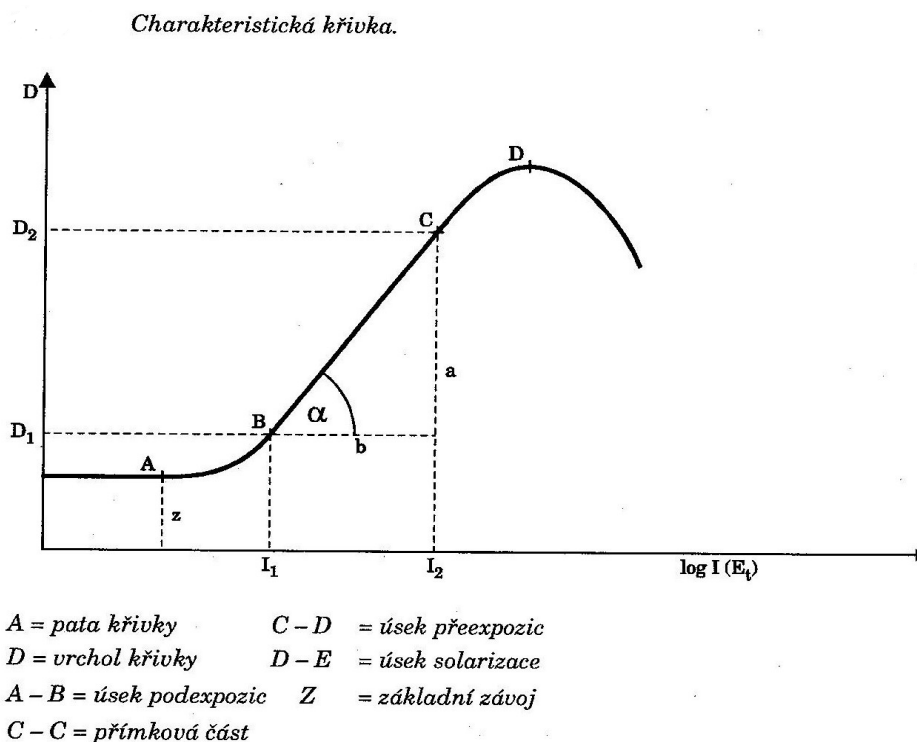
1.6 *Záznam rentgenového obrazu*

1.6.1 *Analogová skiografie*

Při analogové skiografii se záznam rtg obrazu provádí na speciálně upravený film, který se pak dále zpracovává na výsledný hodnotitelný obraz. K tomu slouží foliové filmy, které jsou senzibilizované na světlo emitující ze zesilovacích folií, které jsou součástí kazety.

1.6.1.1 Tvorba latentního obrazu

Rentgenové záření vyvolá ve filmovém materiálu změny, které po vyvolání manifestující zčernání filmu, které je úměrné intenzitě a kvalitě záření. Záření vyvolá změny na krystalech bromidu stříbrného AgBr, kde dojde k naštěpení Ag^+ a Br⁻ a stanou se neutrálními.



Obr. 1.

Obr.1. Charakteristická křivka nám udává základní vlastnosti materiálu:

1. Citlivost filmu – Film je citlivější, čím menší intenzitou docílíme žádané zčernání. Citlivost filmu se projeví na charakteristické křivce tím, že křivka je buď blíže nebo dále od osy y. Čím blíže, tím je filmový materiál citlivější.
2. Kontrast – je určen strmostí přímkové části křivky. U rentgenových filmů je veliká. Kontrast se odvíjí od procesu vyvolávání.
3. Expoziční šíře – je průmět přímkové části křivky na ose x. Expoziční šíře je tím menší, čím kontrast je větší.

1.6.1.2 *Proces vyvolávání*

Vyvolávací automaty zefektivnily proces vyvolávání, ustalování a sušení filmového materiálu. Na místech filmu, kde došlo k průchodu rtg záření objektem a „rozsvícení“ zesilovací folie, vzniklo určité množství molekulárního stříbra, které je úměrné množství světla. Aby byla získaná informace dokonale uchována je nutno film rychle zpracovat a to pomocí vývojky a ustalovače. Vývojka je roztok různých látek v alkalickém prostředí a hlavní její součástí je vyvolávací látka schopná uvolňovat elektrony a tím redukovat všechny stříbrné ionty. Tento proces se musí omezit na dobu nezbytně nutnou aby místa s nulovým osvitom byly co nejsvětlejší a místa s maximálním osvitom zčernala. Po ukončení vyvolávání získáme skutečný viditelný latentní obraz, tvořený kovovým stříbrem v prostředí nezreagovaného halogenidu stříbrného. Ten má schopnost na světle dále redukovat a tak je důležité ho odstranit. To je úkolem ustalovače. Ustalovač je roztok thiosíranu amonného nebo sodného, schopného vázat ionty Ag^+ do komplexních sloučenin. Dojde k rozpuštění halogenidu stříbrného a k vyjasnění obrazu. Ustálený materiál je nutno zbavit zbytku thiosíranu. Ten odstraníme ve vodě. Po tomto procesu následuje sušení. Do vývojky a ustalovače se přidávají také tvrdící látky, aby nedošlo k nabobtnání emulzní vrstvy. Výsledný skiagram musí splňovat kvalitativní parametry a to ostrost a kontrast, které určují rozlišovací schopnost rtg obrazu a také věrnost objektu. ⁽²⁰⁾

1.6.2 *Digitální skiografie*

S narůstající kvalitou technologie jsou jednotlivé prvky analogového systému nahrazovány čipy citlivými na světlo nebo rtg záření. V současné době existuje více způsobů jejich zhotovení. Pro skiografii jsou k dispozici dvě řešení místo rentgenového filmu. Prvním řešením je selenová deska a druhým flat panel – panel detektoru. Systém se selenovou deskou je určený pouze pro skiografii. Po expozici vznikne latentní obraz, který je nejprve přečten ve speciálním čtecím zařízení a obraz je následně převeden do digitální podoby. Deska se po přečtení ve čtecím zařízení „vybije“ a je připravená pro novou expozici. Desky mají stejné rozměry jako rentgenové kazety s filmy.

Mnohem výhodnějším řešením jsou flat panely. Rentgenové záření po průchodu snímkováným objektem dopadá na polovodičové obrazové elementy (čipy), které jsou v panelu sestaveny do matrice. Na výstupu je pak elektrický signál veden přímo do analogově digitálního převodníku a je připraven k dalšímu zpracování na obraz v počítači.

1.6.2.1 *Nepřímá digitalizace (computed radiographie)*

1.6.2.1.1 *Paměťové fólie*

Paměťové fólie nahrazují v RTG kazetě film a po expozici zářením uchovávají latentní elektronový obraz. Citlivá vrstva většinou obsahuje atomy europia BaFCl:Eu^{2+} , (místo Cl může být jód nebo brom). Dopadem fotonů X-záření dochází v citlivé vrstvě fólie k excitaci. Z atomů europia se uvolňují elektrony, které jsou zachyceny v tzv. "elektronové pasti" a k jeho zviditelnění pak dochází fotostimulací pomocí infračerveného laserového paprsku. Poté následuje uvolnění elektronu v luminiscenčním centru s následnou deexcitací elektronu, které je doprovázeno emisí fotonů světla. Vzniká latentní elektronový obraz. Toto světlo je registrováno citlivým fotonásobičem, vzniklé elektrické impulzy jsou převáděny analogově digitálním převodníkem na digitální obrazovou informaci. Zařízení, které provádí čtení a digitalizaci se nazývá digitizér.

Proti rtg filmu je u paměťové folie obrazový záznam lineární. Obraz je v celé škále denzit, počet stupňů šedi je 1024 i více. U film - foliové kombinace je to jen asi 100 – 200 stupňů šedi. Potřebná dávka záření pro expozici se pohybuje v rozmezích od 10 do 100 μGy , je tedy nižší než u film – foliové kombinace, ⁽²¹⁾

1.6.2.2 *Přímá digitalizace (Direct radiography)*

1.6.2.2.1 *Ploché Flat panely*

Moderními a dokonalejšími zobrazovacími detektory X-záření jsou tzv. ploché **flat panely**, které poskytují signály pro přímý digitální rtg obraz. Detekční panel se skládá z

velkého počtu elementů - buněk, **pixelů**, sestavených do **obrazové matice** cca 2000×2000 obrazových elementů, i více. Úroveň elektrického signálu z každého obrazového elementu je úměrná počtu fotonů X-záření, dopadajících do daného místa flat-panelu. Z hlediska způsobu převodu X-záření na elektrický signál se konstruuji flat-panely dvojího druhu:

1.6.2.2.2 *Nepřímá konverze*

Nastává, když fotony X-záření dopadají nejprve na vrstvu scintilační látky (nejčastěji se používá CsI:Tl), v níž vzbuzují záblesky viditelného světla. Toto světlo pak vstupuje do polovodičových fotodiod, u kterých se používá amorfni křemík. Scintilátor je na bázi cesia – iodidu, dopovaného například tháliem – CsI (Tl) nebo Gd_2O_2S fosfor nebo také amorfni křemík (a-Si). Fotodiody jsou například TFD (thin film diode).⁽²¹⁾

Vnitřním fotoefektem se v nich uvolňuje elektrický náboj a světlo je takto převáděno na elektrický signál.

1.6.2.2.3 *Přímá konverze*

Fotony X-záření dopadají rovnou do polovodičových detektorů tvořených Se, kde svou interakcí uvolňují elektrické náboje a jsou tak přímo převáděny na elektrický signál. Využívají vzniku náboje zářením bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě. Konstrukce detektoru s přímou konverzí rentgenového záření na elektrický signál je velmi jednoduchá. Obrazové detektory jsou uspořádané do ploché matrice (panelu) s potřebnými vodiči, sběrnými a výstupními tranzistory.

Činnost scintilátoru, fotodiody s nepřímou konverzí i detektoru rentgenového záření s přímou konverzí na elektrický signál je založen na interakci fotonové energie s elektrony v atomové mřížce příslušného materiálu.⁽²¹⁾ Konstruuji se též v menších rozměrech (řádově centimetrů) s velmi vysokou hustotou miniaturních obrazových elementů (vysokým obrazovým rozlišením) a používají se ve speciálních laboratorních metodách jako je rentgenová mikroskopie a mamografie.

1.6.2.3 *Zpracování obrazu*

1.6.2.3.1 *Postup zpracování obrazu*

Skiagramy pořízené na filmový materiál se archivují na místech k tomu určených. U digitálního zpracování obrazu jsou data uložena v paměti počítače a pak se přenášejí do paměti vzdáleného zálohovacího počítače, kde jsou dlouhodobě archivována. Systém umožňuje zpracování, prohlížení a zasilání souborů na pracoviště nemocnice a označuje se jako *pacs*.

1.6.2.3.2 *PACS (Picture archiving and communication system)*

Digitalizace obrazu včetně jejich integračního procesu je v nemocnicích přirozený a z řady hledisek nevyhnutelný trend rozvoje. Nutným požadavkem digitalizace obrazových metod je budování informačních systémů, sloužících pro archivaci a další zpracování obrazových dat.

PACS poskytuje lékařům a dalším uživatelům okamžitý přístup ke všem archivovaným snímkům a jiným údajům o pacientovi. Prostřednictvím informačního systému lze digitalizované snímky snadno vyhledávat, vyhodnocovat, srovnávat data z různých modalit.

1.6.2.3.3 DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*)

Zajišťuje univerzální kompatibilitu pro všechny uživatele a všechny modalitty. Každý obraz je doprovázen informacemi o modalitě vyšetření a jeho parametrech, označením provedené studie a číslem snímku, daty pacienta a informací pro přenos přes síť. Všechny digitální přístroje jsou se systémem DICOM kompatibilní a spolupracují s ním. Jeho největší předností je, že má kompatibilitu s typem PACS a RIS určité nemocnice. ⁽²²⁾

1.6.2.3.4 RIS (*Rentgenový informační systém*)

Obsahuje textové informace o pacientech medicínské informace, výsledky laboratorních metod. PACS a RIS tvoří základ informačních systémů, všechny informace lze získat v elektronické podobě. Dává tak možnost vzniku bezpapírové nemocnice.

1.7 Legislativní předpisy

1.7.1 Vyhláška SUJB č. 307/2002 Sb, o radiační ochraně

(ruší vyhlášku č. 184/1997 Sb) ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb., kterou se mění vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SUJB) č. 307/2002 Sb.,

1.7.1.1 Výtah z atomového zákona

V hlavě I. vymezuje podmínky bezpečného provozu pracovišť kde se vykonávají radiační činnosti, Jednou z obecných podmínek je i zavedení systému jakosti s požadavky stanovenými právním předpisem – Vyhláškou 214/1997 SUJB a vybavení pracovišť přístroji, zařízení a pomůckami množství a kvalitě dostatečné k zabezpečení všech měření uvedených v programu monitorování, ve vnitřním havarijním plánu, v programu zabezpečení jakosti a k zabezpečení všech měření prováděných v rámci zkoušek provozní stálosti a jejich udržování v řádném technickém stavu.

1.7.1.1.1 *Zkoušky dlouhodobé stability*

Zkoušky dlouhodobé stability pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření se provádí v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje ionizujícího záření a způsobem odpovídajícím českým technickým normám, a to na základě návrhu výrobce nebo dovozce zařízení. Rozsah zkoušky se upřesňuje při přijímací zkoušce nebo při prvně vykonané zkoušce dlouhodobé stability nazvané výchozí zkouška dlouhodobé stability.

Zkouška dlouhodobé stability se provádí, pokud SUJB nestanoví v povolení nebo v rámci kontrolní činnosti jinak

- a) Při každém důvodném podezření na špatnou funkci zařízení, jehož součástí je zdroj ionizujícího záření.
- b) Po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit vlastnosti nebo parametry ověřovány při zkoušce dlouhodobé stability.
- c) Kdykoliv výsledky zkoušek provozní stálosti signalizují, že charakteristické provozní vlastnosti a parametry zdroje ionizujícího záření vybočují pro daný účel použití s mezí stanovených v českých technických normách nebo v technické dokumentaci od výrobce nebo dovozce.
- d) Nejpozději před uplynutím od poslední zkoušky, tj. 12 měsíců u významných zdrojů.

Zajišťuje ten držitel povolení nakládání se zdrojem, který má zdroj v držbě. Provádět tyto zkoušky mohou jako specifický způsob nakládání se zdroji ionizujícího záření jen osoby mající příslušné povolení SUJB a řídit a vykonávat je mohou jako činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany pouze fyzické osoby se zvláštní odbornou způsobilostí podle právních předpisů. Výsledky zkoušky dlouhodobé stability se zaznamenávají do protokolu o této zkoušce, jehož stejnopis obdrží každý, kdo je držitelem povolení k nakládání s daným zdrojem ionizujícího záření. Kopii protokolu zasílá osoba provádějící zkoušku SUJB do jednoho měsíce od provedení zkoušky. ⁽³⁾

1.7.1.1.2 §72 Zkouška provozní stálosti

Zkouška provozní stálosti zahrnuje pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném českými technickými normami nebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje záření podle § 23 zákona, a to na základě návrhu výrobce nebo dovozce zařízení. Rozsah zkoušky se upřesňuje při přijímací zkoušce a při zkouškách dlouhodobé stability.

Zkouška provozní stálosti se provádí periodicky v intervalech stanovených při přijímací zkoušce nebo na základě doporučení uvedeného výrobcem v technické dokumentaci zdroje ionizujícího záření a vždy po údržbě a opravě, která by mohla ovlivnit zkoušenou vlastnost nebo parametr.

Zkoušky provozní stálosti provádí nebo zajišťuje ohlašovatel nebo držitel povolení v nakládání s daným zdrojem, který má zdroj ionizujícího záření včetně dalších zkoušených zařízení v držbě. O provedení periodické zkoušky provozní stálosti se pořizuje zkušební zpráva, která se ukládá na příslušném pracovišti po dobu nejméně jednoho roku a poté se archivuje dle archivního řádu.

2 Cíl práce a hypotéza

2.1 Cíl práce

Cílem této práce je:

- a) Optimalizovat dávku rentgenového záření pro pacienta při skiagrafickém vyšetření ve Fakultní nemocnici Královské Vinohrady Praha, při zachování nejvyšší možné diagnostické hodnoty skiagramu
- b) Porovnat radiační zátěž pacientů při analogové a digitální skiografii při použití standardních ochranných pomůcek
- c) Analyzovat radiační zátěž pacientů při skiagrafických vyšetřeních
- d) Navrhnout optimální řešení ve vztahu k usměrňování expozice populace (ALARA „As Low As Reasonably Achievable“ to znamená, tak nízké, jak je rozumně dosažitelné)

2.2 Hypotéza

Radiační zátěž vyšetřovaných pacientů lze snížit nastavením vhodných expozičních parametrů.

3 Metodika

Informace a podklady pro zpracování bakalářské práce jsem čerpala z odborné literatury, odborných článků, dostupných internetových dokumentů a z praktických zkušeností na pracovišti s digitálním i analogovým systémem zpracování obrazu.

Pro zjištění a vyhodnocení radiační zátěže pacientů byla vybrána dvě pracoviště na radiodiagnostické klinice FNKV. Podkladem pro výpočty byly protokoly zkoušek dlouhodobé stability (ZDS) pro jednotlivé rentgenové přístroje tj. Chirana MP 15 a Canon CXDI – 40. Ze vzorku 10 pacientů o hmotnosti 70 – 80 kg o výšce 170 – 180 cm byla podle vzorce uvedeného v protokolech umístěných v kapitole **č. 4** vypočtena vstupní povrchová kerma na pacienta. Parametry pro výpočty pocházely z let 2008 - 2009. Byla vybrána dvě nejčastější skiagrafická vyšetření, která jsou uvedena i v protokolech ZDS - nativní snímek břicha a snímek plic.

3.1 Radiační ochrana

3.1.1 Diagnostické referenční úrovně

K diagnostickým vyšetřením nejsou doporučeny žádné dávkové limity, pouze se klade důraz na dodržení dávkových referenčních hodnot jako návod pro optimalizaci ochrany při lékařských expozicích. Referenční hodnoty jsou poskytnuty pro vstupní povrchové dávky pacientovi standardních rozměrů pro každý typ snímkování. Vstupní povrchová dávka je vyjádřena jako absorbovaná dávka ve vzduchu (mGy) v místě, kde osa rentgenového svazku protíná povrch dospělého pacienta standardních rozměrů (tělesná hmotnost 70 kg) a zahrnuje zpětné rozptýlené záření.

Odvození referenčních hodnot dávky bylo provedeno ze souboru pozorování dávek v evropských nemocnicích v průběhu posledních deseti let. Referenční hodnoty byly stanoveny přibližně na hodnotě $\frac{3}{4}$ z tohoto souboru pozorování. Předpokládalo se, že pokud 75 % pracovišť je schopno úspěšně pracovat pod touto úrovní dávky, pak zbylých 25 % pracovišť by si mělo uvědomit, že nepracuje při optimálních podmínkách a mělo by zlepšit

svoji techniku či svoje vybavení tak, aby dosáhlo úrovně dávky srovnatelné s ostatními pracovišti.⁽¹⁷⁾

3.1.2 *Radiační ochrana pacientů*

Pro rentgenové vyšetření je třeba používat odpovídající rentgenové zařízení a věnovat zvláštní pozornost používaným vyšetřovacím postupům, způsobu hodnocení dávek a programům zabezpečení jakosti. Také aplikující odborníci musí absolvovat odpovídající odbornou přípravu. Tyto požadavky jsou legislativně zakotveny ve Vyhlášce č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně ve znění pozdějších předpisů. Vyšetřovací postupy jsou popsány v doporučení Evropské komise a „European Guide lines Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images“ a v návrhu dokumentu „Národní radiologické standardy – radiodiagnostika a intervenční radiologie. Státní ústav radiační ochrany vypracoval „Návrh metodického listu pro snímkování“, ve kterém jsou doporučené parametry vyšetření, expoziční parametry a také návod, jak stanovit ve zdravotnickém zařízení místní diagnostickou referenční úroveň pro vyšetření. Tento metodický list byl zpracován na základě poznatků získaných z celonárodní studie týkající se přístrojového vybavení, postupů a správného způsobu hodnocení patientských dávek při vyšetřování.

Indikace k diagnostickým vyšetřením musí být uvážlivé a úkony musí být prováděny s využitím všech dostupných ochranných opatření, to znamená, že diagnostický přínos musí převyšovat riziko radiační zátěže pacienta.⁽¹⁸⁾

3.1.3 *Radiační zátěž pacientů při skiagrafickém vyšetření*

S rentgenovou diagnostikou se setkáváme ve zdravotnických zařízeních opakovaně všichni, proto je technická kvalita zdrojů přísně kontrolována a sledována. Na jedné straně je snaha o redukci a minimalizaci radiační zátěže jen na skutečně nejnutnější míru a na straně druhé je zde riziko, v důsledku zhoršené kvality snímku, kdy nejsou rozpoznány změny, které

mohou mít dopad na zdraví vyšetřovaného. Je tedy nutné zdůraznit, že k získání lepší diagnostické informace může být v odůvodněných případech nadřazeno velikosti dávky.

Inspektoři SÚJB pak podle zákona kontrolují, zda expozice byly odůvodněné a dávka optimalizovaná, to znamená nejnižší, jaké lze rozumně dosáhnout při uvážení všech ekonomických a sociálních hledisek.

U běžné skiografie v posledních letech došlo k převratným změnám, které vedly k podstatnému snížení dávky.

Jedná-li se o diagnostické vyšetření, mezinárodní komise pro radiologickou ochranu nedoporučuje žádné dávkové limity, ale klade důraz na použití diagnostické referenční úrovně hodnot jako nástroj pro optimalizaci při lékařských expozicích.

Indikace k diagnostickým vyšetřením musí být uvážlivé a výkony musí být prováděny s využitím všech dostupných ochranných opatření, to znamená, že diagnostický přínos musí převyšovat radiační riziko.

Podle mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP) je celoživotní riziko výskytu fatálního nádoru v populaci všech věkových kategorií, vyplývající z efektivní dávky 1mSv 5%.

3.1.4 *Princip limitování*

Na lékařské ozáření se nevztahují limity tj. nelze použít princip nepřekročení limitů. V opačném případě by limity omezovaly indikaci a provádění potřebných vyšetření. Důležitá je povinnost respektovat při lékařských ozářeních dva základní principy radiační ochrany – princip zdůvodnění a princip optimalizace.

3.1.5 *Princip zdůvodnění*

Princip zdůvodnění spočívá v tom, že žádná metoda, která vede k ozáření lidí, nesmí být použita, pokud z ní neplyne dostatečný prospěch ozářeným jedincům nebo společnosti,

který vyrovnává zdravotní újmu způsobenou tímto ozářením. Do procesu zdůvodnění lékařského ozáření musí být v souladu s principy klinické odpovědnosti zapojen jak indikující lékař, tak i aplikující odborník, kteří berou v úvahu odpovědnost za účinky, přínosy a rizika.

3.1.6 *Princip optimalizace*

Při činnostech doprovázených ionizačním ozářením je nutno dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko škodlivých účinků bylo optimálně nízké, nalik je lze rozumně dosáhnout z hlediska technických a ekonomických hledisek.⁽⁸⁾

Je omezením rizika pro pacienty, vyhýbat se opakovanému snímkování, které bylo způsobeno selháním lidského faktoru, a to buď výběrem nesprávné expoziční dávky nebo špatné centrace.

Pro hodnocení úrovně radiační ochrany pacienta, který podstupuje vyšetření s využitím účinků ionizujícího záření, lze použít tzv. kritérium dávky pacienta, což znamená hodnota dávky, která je nezbytná pro získání požadované diagnostické informace.

3.2 *Kategorie ozáření*

Profesní ozáření (profesionální expozice, occupational exposure) – veškerá expozice pracovníků v důsledku jejich práce, osoby vystavené profesní expozici = radiační pracovníci - kategorie A a B):

Pracovníky kategorie A jsou radiační pracovníci, kteří by mohli obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku vyšší než tři desetiny limitu ozáření pro oční čočku, kůži a končetiny; ostatní radiační pracovníci jsou pracovníky kategorie B.

Lékařské ozáření pacientů (medical exposure) - ozáření pacientů při diagnostických, screeningových nebo léčebných výkonech, ozáření je zde záměrné a děje se pro přímý prospěch pacienta.

Ozáření obyvatelstva (public exposure) - zahrnuje všechny expozice mimo profesní a mimo lékařské expozice pacientů, včetně ozáření plodu těhotné radiační pracovníce nebo těhotné pacientky při lékařském radiologickém výkonu.⁽¹⁴⁾

3.3 *Expozice*

je definována jako poměr absolutní hodnoty ΔQ celkového *elektrického náboje* iontů jednoho znaménka, které byly uvolněny při interakci fotonů (X nebo gama) v hmotnostním elementu *vzduchu* o hmotnosti m , při úplném zabrzdění všech vzniklých elektronů a pozitronů: $\Delta Q/\Delta m$, vztažený na jednotku hmotnosti tohoto vzduchu. Jednotkou expozice je coulomb na kilogram [$C \cdot kg^{-1}$] (dřívější jednotkou byl *rentgen*, přičemž $1R=0,258 C \cdot kg^{-1}$).

Podobně jako u radiační dávky, i u kermy a expozice se definuje *kermový příkon* a *expoziční příkon*, jakožto přírůstek kermy či expozice za jednotku času (1sekundu); místo slova "příkon" se dříve používal výraz "rychlost".⁽¹²⁾

3.4 *Optimalizace radiační ochrany*

(§17 vyhl. 307/2002 Sb.) Princip optimalizace vychází ze současných poznatků o pravděpodobnosti (riziku) stochastických účinků, které je vyjadřováno Pravděpodobností účinku vztaženou na jednotku kolektivní efektivní dávky v jednotkách ($10^{-2}Sv^{-1}$).

Pro praxi to znamená, že pravděpodobnost vyjádřená v těchto jednotkách se číselně rovná procentuálnímu počtu případů ve skupině, z nichž každý jedinec je ozářen efektivní dávkou 1 Sv.

Jako součást optimalizace se uplatňuje princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable), Evropská komise vypracovala doporučení a kritéria pro zobrazení

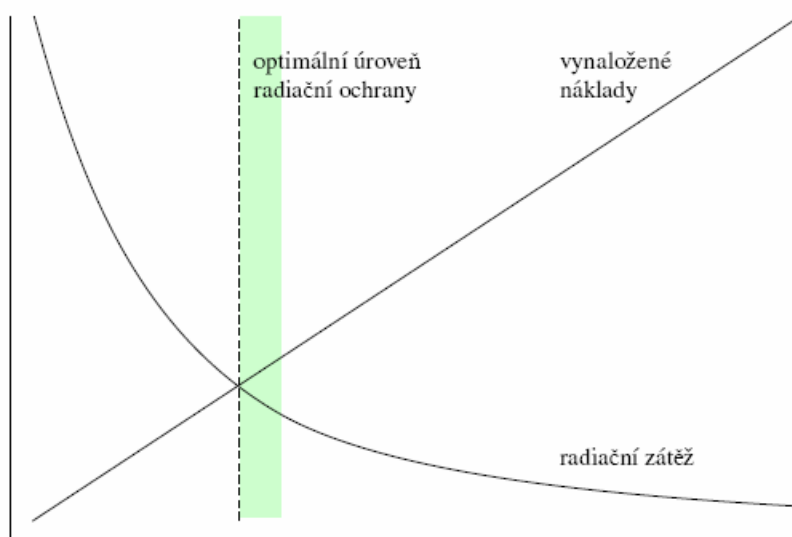
Smyslem je, aby při provozování zdrojů záření velikosti individuálních dávek, počet ozářených osob a pravděpodobnost ozáření byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek.⁽⁶⁾ Z toho plyne, že přínos vyšetření by měl převážit náklady (včetně rizika ozáření), které vyšetření přináší.

Od roku 1980 je princip ALARA obsažen v European Basic Safety Standards. Ve směrnici Euratomu 96-29 byl označen jako základní kámen systému radiační ochrany. Po celá osmdesátá léta a začátek let devadesátých byl integrován do mnoha národních předpisů a

programů radiační ochrany, zejména v jaderném průmyslu. V roce 1996 se Evropská komise rozhodla založit European ALARA Network, aby tak podpořila výzkumné programy zabývající se optimalizací všech typů profesionálních expozic, a aby usnadnila šíření zkušeností a osvědčených praktik ve všech oblastech průmyslu a výzkumu v Evropě.

Hlavním úkolem EAN je vydávat každý rok dvě čísla „European ALARA Newsletter” a organizovat jeden seminář. ⁽²³⁾

Obečně se v rámci optimalizace radiační ochrany využívá tzv. principu ALARA „As low as reasonably achievable.“ Radiační zátěž by měla být jen tak nízká, jak je to rozumně dosažitelné při respektování hospodářských a sociálních hledisek (obr. 3).⁽¹⁹⁾



Obr. 3: Systém ALARA

(24)

3.5 *Princip omezení dávky*

Kontroluje pravidelně, zda dávky absorbované pacientem nepřekračují DRL(diagnostic reference level) dávek doporučených pro danou studii.

Dodržování pravidel radiační ochrany, spolu se zvýšením technologické úrovně nových zobrazovacích systémů, přístrojů a metod, vedlo k podstatnému snížení radiační zátěže u pacienta.

4 Pomocné údaje k výpočtům a vlastní výpočty

4.1 *Parametry a veličiny ovlivňující radiační zátěž pacienta*

Pro hodnocení a optimalizace radiační zátěže spojené s diagnostickými postupy v radiodiagnostice je důležité znát vlastní aplikované dávky a dále parametry charakterizující jakost a rozsah aplikace ionizujícího záření.

Napětí (U) – napětí na rentgence (anodové napětí) udává potenciální rozdíl mezi katodou a anodou rentgenky, určuje kvalitu rtg záření charakterizovanou energetických složením fotonového spektra, ovlivňuje kontrast, radiační zátěž a množství sekundárního záření.

Proud (I) – je hodnota proudu určující hustotu toku fotonů rtg záření.

Expoziční čas (t) – délka expozičního času je přímo úměrná velikosti pohybové neostrosti, expoziční čas je třeba volit v závislosti na rychlosti pohybu vyšetřovaného orgánu, obecně je výhodné zkrátit expoziční čas na minimum.

Elektrické množství (Q) - elektrické množství je násobkem proudu a expozičního času, $Q = I \cdot t$. Elektrické množství určuje celkovou velikost signálu nesoucího obrazovou informaci. V kombinaci s použitým napětím se významně podílí na radiační zátěži spojené s rtg vyšetřením.

Filtrace – filtrace ovlivňuje kvalitu záření a složení jeho energetického spektra zeslabuje nízkenergetickou složku, která se vzhledem ke své nízké penetrační schopnosti nepodílí na vzniku rtg obrazu, pouze zvyšuje radiační zátěž.

Vzdálenost ohnisko / povrch pacienta (FSD) – vzhledem k významnému růstu povrchové dávky se snižující se vzdáleností ohnisko / povrch pacienta jsou vzdálenosti

ohnisko / receptor obrazu pro konkrétní radiologické projekce stanoveny v rámci návrhu národních radiologických standardů.

Vymezení svazku rtg záření – Je jedním z nejdůležitějších parametrů ovlivňujících radiační zátěž spojenou s rtg vyšetřením. S velikostí pole rtg záření roste radiační zátěž pacienta a současně se zvyšuje i množství vzniklého sekundárního záření, které negativně ovlivňuje kvalitu rtg obrazu a současně zvyšuje i radiační zátěž obsluhy.

Sekundární clona – zachycením části sekundárního záření zvyšuje kvalitu rtg obrazu, současně však vyžaduje navýšení expozičních parametrů.

Citlivost receptoru obrazu – vhodná volba citlivosti receptoru obrazu významným způsobem ovlivňuje nejen radiační zátěž, ale i kvalitu obrazové informace.

Výška a váha pacienta – patří mezi parametry důležité pro výpočet efektivních dávek spojených s rtg vyšetřením. Souvisí s hodnocením dodržování diagnostických referenčních úrovní.

4.2 Dozimetrické veličiny

4.2.1 Kerma ve vzduchu / *K_{air}* / Air Kerma

Tato veličina je základní veličinou v radiologii a je měřena v referenční vzdálenosti od ohniska d_{ref} volně ve vzduchu.

4.2.2 Dopadová kerma

Dopadová kerma K_i je měřena ve vzduchu ve vzdálenosti od ohniska d odpovídající místu vstupu záření do pacienta bez započtení zpětného rozptylu. Veličina používaná ve výpočetních programech pro stanovení efektivních dávek je ale vstupní povrchová kerma K_e

(Entrance Surface Air Kerma). Je definovaná pro vzdálenost ohnisko – kůže, d , se započtením zpětného rozptylu. Jednotkou K_i a K_e je Gy (Gray).

$$K_e = K_i \cdot BSF = K_{air} \cdot (d / d_{ref})^2 \cdot BSF$$

K_{air} je kerma měřená ve vzduchu v libovolné referenční vzdálenosti d_{ref} , tak aby se neprojevil vliv sekundárního záření a zpětný rozptyl. Dopadovou kermu K_i ve vstupní rovině získáme přepočtem kvadrátů vzdáleností na vzdálenost vstupní d . Vstupní povrchová kerma je pak dopadová kerma násobená faktorem zpětného rozptylu v anglosaské literatuře označovaném zkratkou BSF.

Veličina K_{air} je často vyjadřována v normalizované formě jako výtěžnost záření K/Q (mGy/mAs), kde Q je elektrické množství, v tomto případě odpovídá expozičnímu množství. Libovolnou dopadovou kermu lze pak získat jednak přepočtem vzdálenosti, ale musí být násobena skutečnou hodnotou Q (mAs), kterou byla nebo je prováděna expozice.

4.2.3 *Součin Kermy ve vzduchu a plochy/ KAP / Air Kerma Area Produkt*

Součin Kermy ve vzduchu a plochy svazku (S) je integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé na osu svazku měřené ve stejné vzdálenosti od ohniska. Tato veličina je nezávislá na vzdálenosti ohnisko – detektor. V praxi se používá jednotka Gy.cm² a cGy.m².

$$KAP = \int_S K(x, y) dx dy$$

4.2.4 *Efektivní dávka /E/ Effective Dose*

Vyjadřuje celkovou míru závažnosti ozáření i velmi nehomogenního ozáření člověka, jako by se jednalo o celotělové ozáření. W_T (tkáňový váhový faktor) představuje relativní příspěvky tkání a orgánů, které vykazují rozdílnou radiosenzitivitu. V praxi používanou

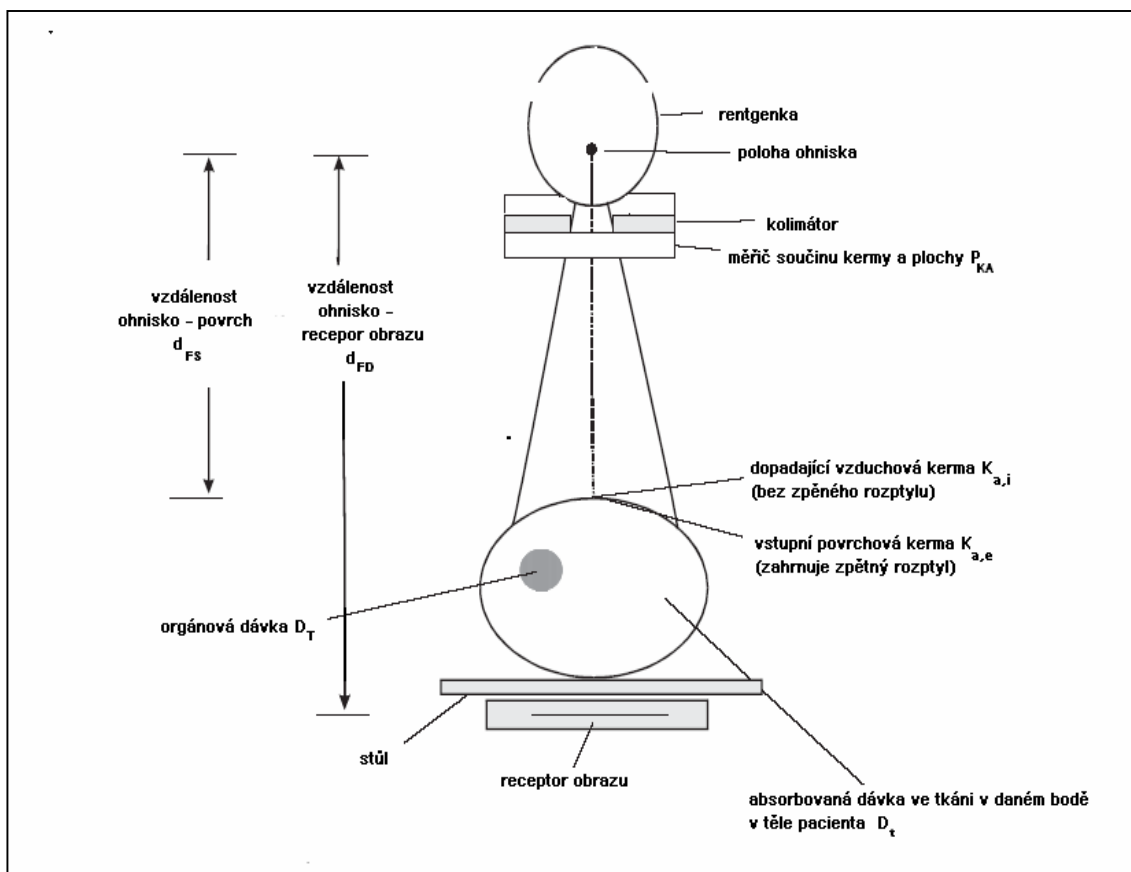
jednotkou je Sv. Vstupní povrchová Kerma se z KAP vypočítá vydělením velikosti (S) radiačního pole a vynásobením BSF. Vstupní povrchová Kerma je základní veličinou pro výpočet efektivní dávky E.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{R,T} w_T w_R D_{T,R}$$

kde H_T je ekvivalentní dávka v ozářených tkáních a orgánech

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Nejpoužívanější metodou je program Monte Carlo např. PCXMC.



Obr. 3 Měření dozimetrických veličin ve svazku rtg záření, které se používají ve vyjádření DRÚ v radiodiagnostice

4.2.5 Dozimetrické veličiny- tabulka

Kerma	K (Gy)	$K = \frac{d\bar{E}_k}{dm}$ $K = \Psi \cdot \mu_{m,K}$ např. $K_a = \Psi \cdot (\mu_{m,K})_a$	J.kg ⁻¹	Popisuje přenos energie částic bez náboje na částice s nábojem - závisí na fluenci energie nenabitých částic a na hmotnostním součiniteli přenosu energie Je rovna kinetické energii nabitých částic uvolněných částicemi bez náboje v elementu hmoty daného prostředí. Je vázána na dané prostředí a musí se uvádět (např. vzduch)
Expozice	X (C.kg⁻¹)	$X = \frac{ dQ }{dm}$ $X = \Psi \cdot \mu_{m,K} \frac{e}{W_a}$	C.kg ⁻¹	Omezena na záření X s energií do 3 MeV a vzduch „Ionizační ekvivalent kermy ve vzduchu“ ($K_a = X \cdot W_a / e$) W_a -střední energie potřebná na vytvoření iontového páru 33, 97 eV $e - 1,602 \cdot 10^{-19} C$
Absorbovaná dávka	D (Gy)	$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$ $D = \Psi \cdot \mu_{m,E}$ např. $D_t = \Psi \cdot (\mu_{m,E})_t$	J.kg ⁻¹	Kvantifikuje předání (absorpci) střední energie $d\bar{\varepsilon}$ v objemovém elementu o hmotnosti dm v daném bodě Je vázána na dané prostředí , vždy je nutná specifikace látky, ve které je stanovována (např. tkáň). Při interakci nenabitých primárních částic je pro stejný materiál za podmínky elektronové rovnováhy a zanedbatelného podílu vzniku brzdného záření přenos i absorpce energie v rovnováze ($D = K = \Psi \cdot \mu_{m,K} = \Psi \cdot \mu_{m,E}$)

4.2.6 Veličiny vztažené k radiobiologickým účinkům

Orgánová dávka	D_T (Gy)	$D_T = \frac{d\bar{\varepsilon}_T}{dm_T}$	Gy	Střední dávka v dané tkáni Indikátor pro možnost vzniku deterministických nebo pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. T označuje tkáň (orgán) ve kterém se počítá střední dávka
Ekvivalentní dávka	H_T (Sv)	$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$	Sv	w_R radiační váhový faktor daného druhu záření hodnoty w_R jsou uvedeny dále v samostatné tabulce D_{TR} střední absorbovaná dávka ve tkáni způsobená zářením druhu R
Efektivní dávka	E (Sv)	$E = \sum_T w_T H_T$	Sv	Součet ekvivalentních dávek H_T v jednotlivých tkáních či orgánech, vážených tkáňovým váhovým faktorem w_T w_T vyjadřuje míru závažnosti ozáření toho kterého orgánu v celotělovém ozáření hodnoty w_T jsou uvedeny dále v samostatné tabulce

4.2.7 (Operační) dozimetrické veličiny pro vyjadřování DRÚ v rtg diagnostice

Název veličiny	Symbol [jednotka]	Význam	Zobrazovací modalita	Vhodná metoda stanovení
Vstupní povrchová kerma	K_e [Gy]	kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu	Obecná skiografie, radiofotografie	Protokoly ZDS v kombinaci se záznamem expozičních parametrů , měření ionizační komorou na fantomu na pracovištích
Dopadající kerma	K_i [Gy]	kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu	zubní intraorální skiografie	TLD měření korespondenční metodou
Součin kermy a plochy	P_{KA} [Gy.m ²]	integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé k ose svazku	Obecná skiografie, skiaskopie	Měření indikátorem součinu kermy a plochy na pracovištích

4.3 Popis pracovišť

4.3.1 Pracoviště Chirana MP 15

Chirana MP 15 je multipulsní rtg diagnostický přístroj určený k základnímu vybavení pracovišť provádějící rutinní rtg diagnostiku. Skládá se ze dvou základních částí z ovladače a z přepojovače vysokého napětí. Ovladač je ocelová skříňka obsahující následující funkční bloky. Blok sítě soustřeďuje veškeré síťové obvody zejména spínání a vyrovnávání síťového napětí. V bloku náradí jsou soustředěny obvody zajišťující spolupráci rentgenového přístroje s rentgenovým náradím. Ovladač je připojen do síťové připojovací desky.

Na pracovišti se nachází stacionární skiagrafické zařízení se stropním závěsem Medicor, vyšetřovacím stolem Tablix, generátorem Mp 15 o výkonu 15 kW. Rentgenka obsahuje rotační anodu pro diagnostiku s ohniskem 1,0/1,0 s celkovou filtrací 3mm Al a primární clonu. Pro měření radiační zátěže pacientů při snímkování film fóliovou technikou byly použity kazety značky Okamoto - lus s univerzální zesilovací fólií s faktorem zesílení 400. Pro zpracování výsledných skiagramů byl využit vyvolávací automat značky Hope.

Maximální provozní hodnoty při 120 mA jsou 125kV, při 148 mA 102 kV, při 250 mA 60kV a při 350mA 40kV. Doba rozběhu rentgenky je 1,2 s, teplota oleje může být maximálně 80°C. Celková vnitřní filtrace je 1,5 mm Al. Je možné připojit 2 rentgenové zářiče.

Celé pracoviště bylo v druhé polovině roku 2008 převedeno z analogového systému na nepřímou digitalizaci (CR). K vybavení pracoviště s analogovým přístrojem se připojil také zobrazovací řetězec pro nepřímou digitalizaci. Proto jsem mohla od roku 2008 používat skiagrafické kazety Kodak PQ, zesilovací fólie Storage Phosphor screen, vyhodnocovací jednotku Kodak direct view elite, které se staly součástí pracoviště s nepřímou digitalizací.

4.3.2 Pracoviště přímé digitalizace (DR)

Pracoviště přímé digitalizace (DR) se skládá ze stacionárně skiagrafického zařízení značky Herkules – 80 – S s DDR detektorem canon CXDI 40 EG ve stole i ve vertigrafu a z jednoho volného detektoru, ze stropního závěsu – stůl firmy Suinsa, indikátoru plošné kermy PTW, rentgentky E 7254 od společnosti TOSHIBA s ohniskem 1,2/0,6 a s celkovou filtrací 2,5+2,0 mm Al + 0,1 mm Cu, + 0,2 mm Cu. Detektor je tvořen scitilátorem a amorfním křemíkem (a-Si). Každý z pixelů na amorfním silikonovém plochém panelu je konfigurován s amorfní silikonové fotodiody a amorfní silikonové spínací diody. Byly provedeny klinické testy na citlivost 400 (redukce dávky při úrovni detektoru se rovná 2,5 μ Gy). Rozsah napětí je 40 – 150 kV. Zobrazovací stanice se skládá z monitoru s dotykovou obrazovkou, klávesnice a pracovního seznamu DICOM prostřednictvím RIS. Parametry expozice mohou být nastaveny manuálně nebo lze použít AEC (automatické ovládání expozice). Anatomické naprogramování může být nastaveno pro různé druhy vyšetření. Nejméně 1600 obrazů může být uloženo pro opětovný přenos nebo pro opětovně zpracování. Náhled obrazu je k dispozici přibližně za 3-5s po expozici.

Zobrazení náhledu obrazu nám umožňuje oříznutí obrazu, přidání značky pro označení stran, otáčení obrazu, vložení komentáře, optimalizaci stupnice šedi obrazu, použití rozšířené specifikace nelineárních okrajů s vestavěným zpracováním vnímané škály odstínů. Podporuje výstupní rozhraní služby DICOM store, DICOM worklist.

Polohy sestavy stropního závěsu rtg stolu a vertigrafu lze nastavit automaticky do jakékoli z přednastavených poloh.

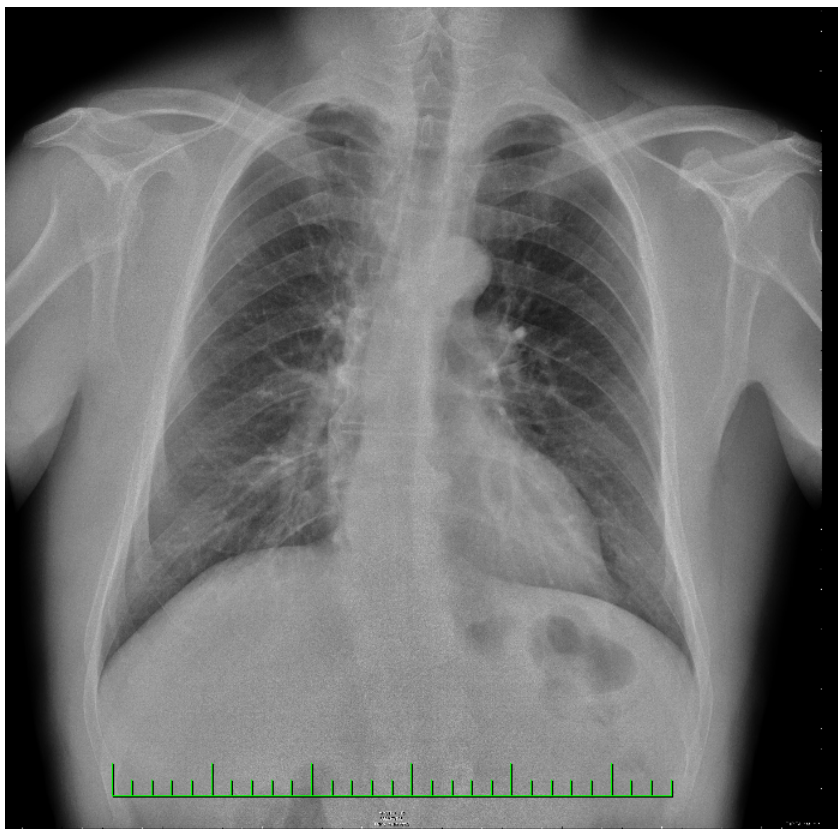
4.4 Použitá vyšetření

4.4.1 Snímek plic

Plice PA (zadopřední projekce)

Pacient stojí nebo sedí obličejem k vertigrafu . Použijeme kazetu formátu 35x35 cm a nebo formátu 35x43 cm dle velikosti hrudníku. Centrální paprsek zaměříme do středu na hrudní páteř do výše TH4 – TH 6. Ohnisková vzdálenost je 150 cm Stranové označení snímku je zrcadlově. Expozujeme v maximálním nádechu.

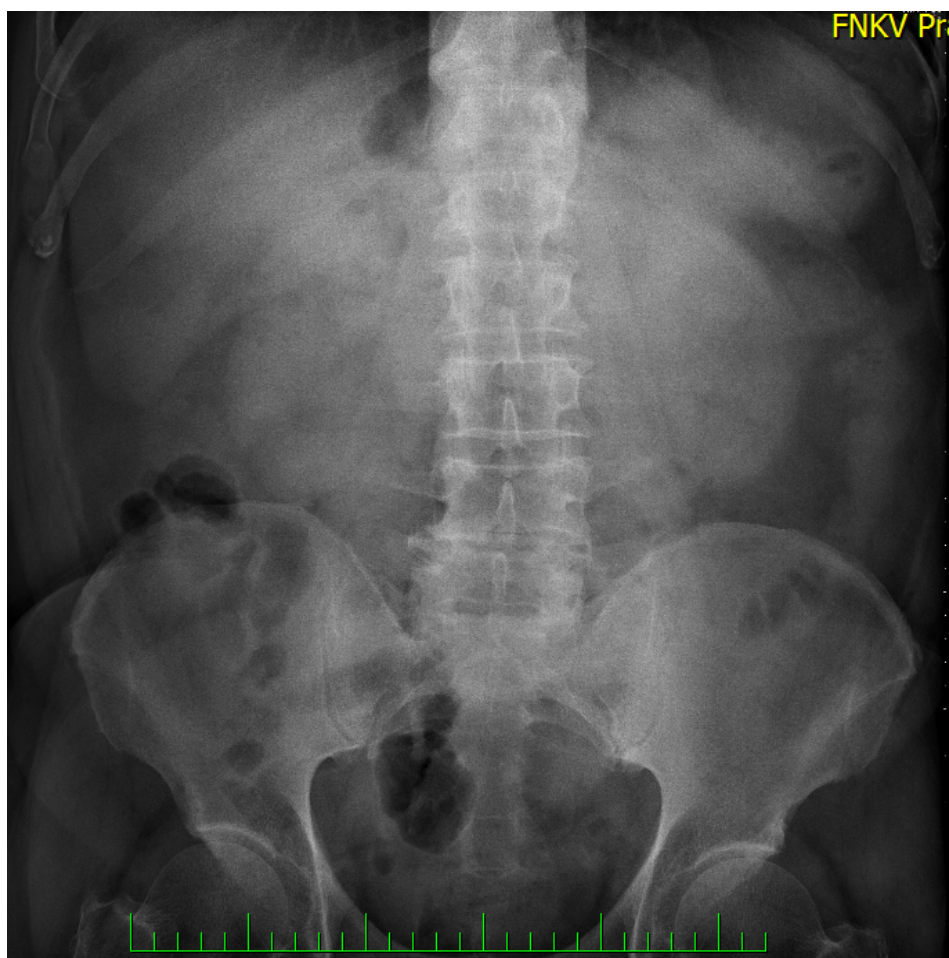
Expoziční parametry jsou nastavené na tvrdou vyšetřovací techniku: 110-125 kV.



Obr. 4 Snímek plic

4.4.2 *Nativní snímek břicha*

Příprava pacienta k vyšetření: pokud to stav dovoluje na vyšetření by měl přicházet pacient vyprázdněn, aby střevní obsah nestínil vyšetřovanou oblast. Nemocný leží na zádech nebo stojí u vertigrafu. Centrální paprsek míří do střední čáry uprostřed spojení mezi processus xiphoideus a symphysou, a 2 prsty nad bikristální čáru. Snímkuje se po výdechu na kazetu velikosti 30x40cm nebo 35x43 cm z ohniskové vzdálenosti 100 cm a napětí: 70kV



Obr. 5 Nativní snímek břicha

4.5 *Protokol ZDS*

Protokol uvádí buď dopadovou kerma bez fantomu nebo vstupní povrchovou kerma s fantomem pro konstantní expoziční množství $Q = 10 \text{ mAs}$, v závislosti na rozsahu používaných napětí na rentgence.

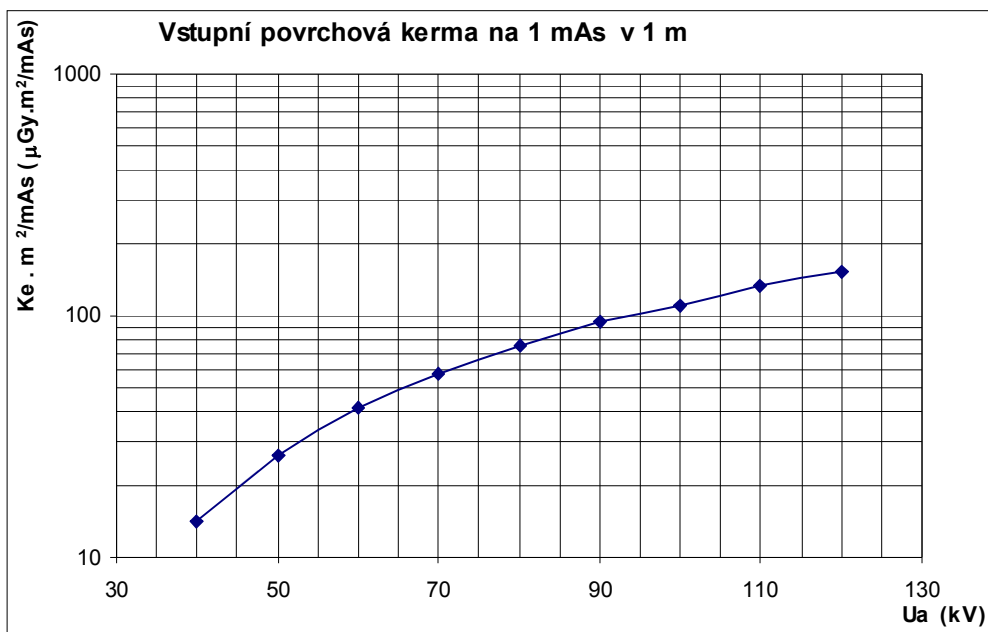
$U_a = 40 - 100 \text{ kV}$ je měřená pro běžné snímkování a pro tvrdou techniku snímkování plic je $U_a = \text{do } 120 \text{ kV}$.

Vstupní povrchová kerma bez použití AEC je měřená konstantně pro 10 mAs a vyplívá z toho jednoduchý vstupní výpočet kermy pro konkrétní expoziční parametry.

$$K_{ipac} = K_i \cdot Q_{pac} / Q$$

4.5.1 *Měření vstupní povrchové kermy na fantomu pro nativní snímek břicha na rentgenovém nářadí MP 15.*

Měření se provádí na fantomu formátu $20 \times 20 \text{ cm}$ naplněného vodou. Vzdálenost ohnisko – detektor je nastavená na ohniskovou vzdálenost 67 cm . Expozice se provádí na kazetu velikosti $24 \times 30 \text{ cm}$, s koeficientem zesilovací folie 400 . Nastavené expoziční hodnoty jsou $U_a = 70 \text{ kV}$ a $Q = 40 \text{ mAs}$. Pomocí dozimetrického přístroje Unidos se změří povrchová kerma K_i [mGy], která by měla odpovídat diagnostické referenční úrovni vstupní povrchové kermy pro nativní snímek břicha. Při použití zesilovacích folií se zesilovacím koeficientem 400 je $\text{DRU} = 5 \text{ mGy}$, naopak při použití folie s koeficientem 200 je $\text{DRU} = 10 \text{ mGy}$.



Obr. 6 *Graf vstupní povrchové kermy na 1 mAs v 1m.*

Měřená kerma v definované vzdálenosti pro konstantní mAs a nejužívanější rozsah napětí. Korekce na vzdálenost vstupní roviny je třeba zahrnout do výpočtu odhadu vstupní povrchové dávky konkrétní tkáně a projekce. Zpětný rozptyl B bývá 1,2 až 1,3 a měřením na vodním fantomu je zahrnut v měřené hodnotě kermy.

4.5.2 *Měření vstupní povrchové kermy pro plíce na rentgenovém nářadí MP 15*

Podmínky pro měření vstupní povrchové kermy pro plíce se mění pouze velikostí fantomu a ohniskovou vzdáleností. Vzdálenost ohnisko – detektor je 121cm, použitý vodní fantom má hloubku 15x15 cm. Nastavené expoziční hodnoty jsou $U_a = 102$ kV a $Q = 5$ mAs. Pomocí dozimetrického přístroje Unidos se změří povrchová kerma K_i [mGy], která by měla odpovídat diagnostické referenční úrovni vstupní povrchové kermy pro snímek plic. Koeficient zesilovací folie je 400 a diagnostická referenční úroveň vstupní povrchové kermy je 0,2 mGy. Při použití film-folie se zesilovacím koeficientem 200 je $DR\dot{U} = 0,4$ mGy.

4.5.3 Měření vstupní povrchové kermy na rentgenovém nářadí Canon CXDI-40

RTG nářadí pro přímou digitalizaci má zabudovaný indikátor plošné kermy PTW, rentgenkou E 7254 s ohniskem 1,2/0,6 a s celkovou filtrací 2,5+2,0 mm Al + 0,1 mm Cu, + 0,2 mm Cu.

Metodika je stejná jako v předchozím bodě, mění se pouze expoziční nastavení, kde $U_a = 125$ kV a $Q = 10$ mAs, pro vyšetření plic. Pro vyšetření břicha jsou hodnoty odlišné $U_a = 80$ kV a $Q = 10$ mAs.

4.6 Výpočet dopadové kermy

Výpočet dopadové kermy (Kip) při vyšetření konkrétního pacienta vychází ze zaznamenaných parametrů expozice. V protokolu ZDS pro daný rentgenový přístroj si v tabulce najdeme odpovídající napětí a hodnotu K_i . Tuto hodnotu přepočteme pro zaznamenané elektrické množství [mAs]. Výslednou hodnotu je třeba ještě přepočítat na skutečnou vzdálenost ohnisko – vstupní rovina záření do pacienta.

Kerma klesá s druhou mocninou vzdálenosti, tzn., že výslednou hodnotu vynásobíme podílem druhých mocnin vzdáleností – do čitatele dosadíme druhou mocninu vzdálenosti ohnisko – komůrka (OK) a do jmenovatele druhou mocninu skutečné vzdálenosti, tj. ohnisko – vstupní rovina záření do pacienta. Nyní jsme získali dopadající Kerma (Kip) na pacienta.

4.7 Metoda výpočtu vstupní povrchové kermy.

Vstupní povrchová kerma K_e je kerma měřená ve vzduchu na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta, přičemž se započítává příspěvek zpětného rozptýleného záření. Faktory zpětného rozptylu závisí na napětí, celkové filtraci a velikosti pole. Pohybují se v rozmezí od 1,20 pro plíce a pro nativní snímek břicha do 1,30.

4.7.1 Vstupní povrchovou kerma K_e pro konkrétní skiagrafickou projekci vypočítáme následujícím způsobem:

- Z příslušného místního standardu a záznamu o provozu zdroje zjistíme
 - Hodnotu použitého napětí v kV
 - Hodnotu použitého elektrického množství (mAs)
 - Vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a povrchem pacienta (cm)
- V protokolu ZDS skiagrafického přístroje
 - Nalezneme hodnotu vstupní povrchové kermy pro odpovídající napětí
- Ze získaných hodnot provedeme následující výpočet

$$K_{e_v} = K_{e_{ZDS}} \cdot \frac{Q_v}{Q_{ZDS}} \cdot \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2$$

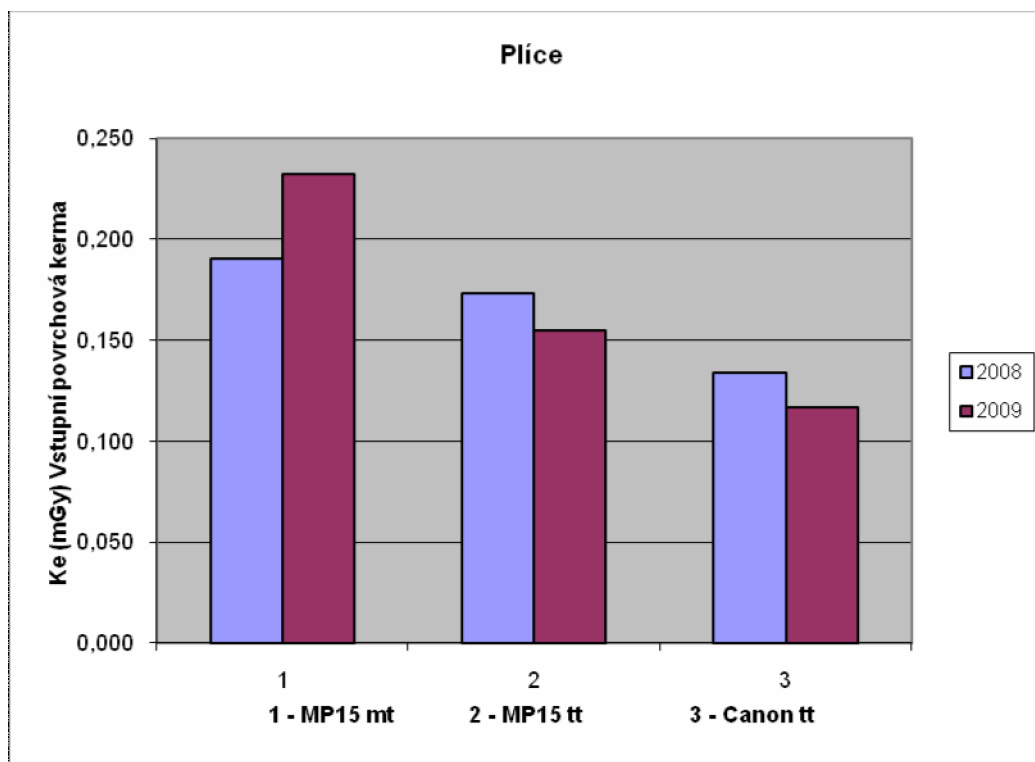
K_e je vstupní povrchová kerma

Q je elektrické množství

FSD je vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a povrchem pacienta, hodnoty uvedené s indexem v získáme z provozních záznamů o vyšetření.

Hodnoty s indexem ZDS ze zkoušky dlouhodobé stability

4.8 Výsledky měření



Graf srovnání hodnot vstupní povrchové kermy u vyštření plic na všech 3 typech přístrojů v letech 2008 a 2009

Komentář:

MP15 - 1 - mt měkká technika

Nárůst je způsoben výměnou zářiče, přecejchováním.

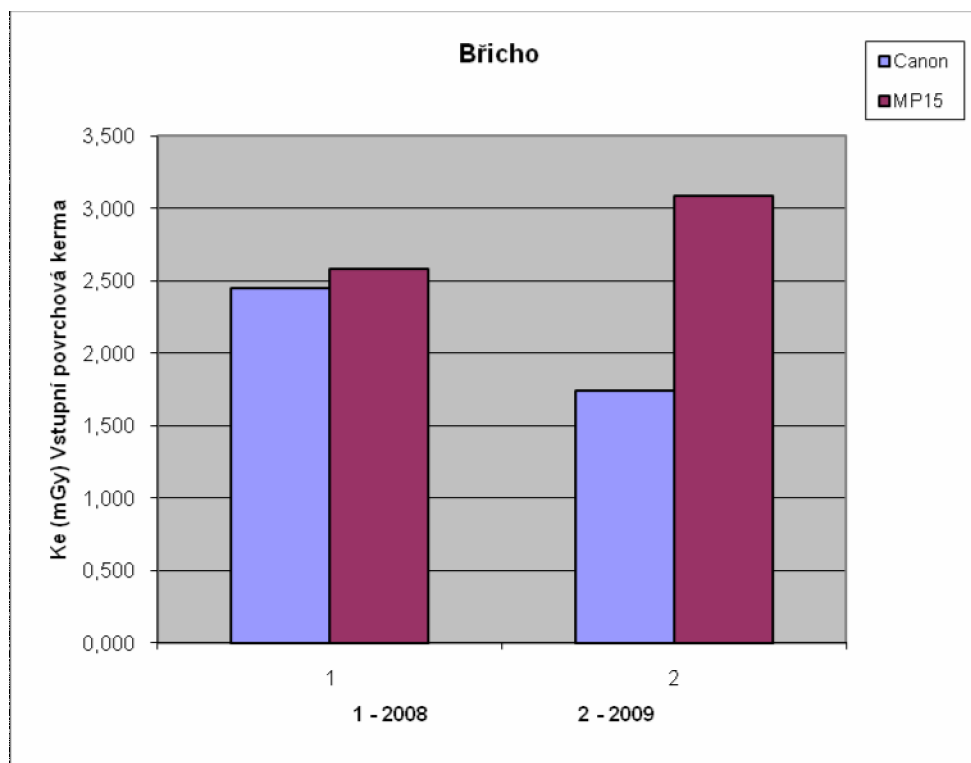
2- tt tvrdá technika

Z výsledku je patrné snížení vlivem užití tvrdé techniky.

Pro pracoviště se doporučuje testovat expoziční parametry a další snížení užitím přídavné Cu filtrace.

Canon 3 - tt Zde platí také doporučení přídavné Cu filtrace.

DPR Vykazuje nižší dávku, ale nesnižuje se výrazně kvůli rozlišení, které je zde horší než u film – folie.



Graf srovnání hodnot vstupní povrchové kermy u vyštření nativního snímku břicha na v letech 2008 a 2009

Komentář:

MP15 - Zvýšení je způsobeno výběrem nebo změnou průměrných expozičních hodnot. V roce 2009 jsou nižší průměrné kV a vyšší mAs, což bez dalších možných vlivů samo o sobě znamená zvýšení vstupní povrchové kermy. Je také třeba ověřit expoziční index a případnou změnu parametrů čtečky.

4.8.1 Porovnání zobrazovacích systémů

Snímek plic

Přístroj		2008 Ki [mGy]	2009 Ke[mGy]
MP15	MT	0,191	0,232
	TT	0,173	0,155
Canon		0,134	0,117

MP 15 měkká vyšetřovací technika plic oproti roku 2008 zvýšení vstupní povrchové kermy o 21 %.

MP 15 tvrdá vyšetřovací technika plic oproti roku 2008 snížení o 10,5 % vstupní povrchové kermy

Canon (DR) tvrdá vyšetřovací technika plic oproti roku 2008 snížení o 12 % vstupní povrchové kermy

Nativní snímek břicha

Přístroj		2008 Ki [mGy]	2009 Ke[mGy]
MP15	Analog	2,915	-
	CR	2,453	3,088
Canon		2,453	1,720

MP 15 zvýšení vstupní povrchové kermy u nativního snímku břicha o 16,5 %
Canon (DR) snížení vstupní povrchové kermy o 28 %

4.9 *Shrnutí výpočtů*

4.9.1 *Porovnání radiační zátěže pacientů při analogové a digitální skiografii při použití standardních ochranných pomůcek.*

Z výpočtu sledovaného vzorku pacientů bylo zjištěno, že vstupní povrchová kerma u vyšetření plic měkkou technikou na rentgenovém náradí MP15 v roce 2009 vzrostla o 21% oproti roku 2008. Tento procentuální nárůst byl způsoben přechodem na nový zobrazovací systém nepřímé digitalizace. Při použití tvrdé techniky vyšetření plic bylo oproti roku 2008 o 10,5%.

Z výpočtu sledovaného vzorku pacientů pro nativní snímek břicha na náradí MP15 vrostla vstupní povrchová kerma o 16,5% oproti roku 2008. Naopak u Canonu v roce 2009 klesla o 28%. Z porovnání výsledků, lze konstatovat očekávaný rozdíl pro nativní snímek břicha a jejich výrazné snížení užitím systému DR. Z těchto měření vyplynula i úprava hypotézy, kdy se snížení radiační zátěže nedosáhne pouze nastavením vhodných expozičních parametrů, ale především pomocí jiných systémů zobrazení a jejich optimalizace.

Optimalizace je kompromis mezi snížením vstupní povrchové kermy a expozičními parametry, při zachování rozlišovací schopnosti obrazu. Je třeba zdůraznit, že na správné technické provedení výsledného zobrazení přináší potřebu komplexního přístupu ke kontrole a hodnocení všech parametrů, které ovlivňují kvalitu snímku i dávku pacienta.

5 Diskuze

Kriteria pro hodnocení dávek pacientů jsou stanovována pro jednotlivé typy vyšetření, vždy na základě hodnocení dávek u velkého souboru pacientů.

Průměrná referenční hodnota však nevyhovuje všem pacientům, v některých případech (např. obézní lidé) musí být překročena, aby bylo možné diagnostickou informaci získat. Jestliže je tato hodnota překročena výrazně, nebo jestli se na určitém pracovišti tyto případy dlouhodobě opakují u většího počtu pacientů, musí se provést šetření, jestli je taková úroveň ozáření oprávněná nebo je třeba provést optimalizaci.

V současnosti jsou za optimalizační kritéria dávek při radiodiagnostických vyšetřeních považovány diagnostické referenční úrovně, jejichž překročení se za standardních podmínek neočekává.

Diskuze se v současné době týká výhod a nevýhod digitálního zobrazování v porovnání s filmovým. Filmové zobrazování má stále jednu výhodu, a to, že má vyšší rozlišovací schopnost. Avšak technologie výroby matice obrazových bodů Flat-panelů (DR) a paměťových folií (CR) pokračuje velmi rychle a lze očekávat, že v dohledné době budou k dispozici systémy s vyšší rozlišovací schopností za dostupnou cenu.

Pro základní skiografii je však rozlišení dostatečné již při nynější technologii DR a CR a dosahuje pro velká ohniska 2mm hodnoty line pair 2,5 - 3,1 lp/mm a pro ohniska 0,6mm hodnotu 3,1 – 4,0 lp/mm.

Snížení ozáření užitím CR a dále i DR systému není jediným přínosem. Dalším je odstranění mokrého vyvolávacího procesu a zrychlení přístupu na místě i na dálku k obrazové informaci. Tyto přínosy nám umožňují novou organizaci práce na rentgenových pracovištích.

Diskuze se však vede zejména kvůli problematice snímkování plic, kde vzhledem k rozlišovací schopnosti a šumu v obraze nedochází k výraznému snížení expozičních parametrů užitím CR a DR systémů, ale užitím tvrdé techniky s přídavnou filtrací.

Další výhodou je možnost postprocessingu - následného zpracování obrazu, který výrazně zvyšuje možnosti získání diagnostické informace i u snímků externě distribuovaných, protože většina exportních procesů zaznamenává také jednoduchou verzi prohlížečích programů.

Lze doufat, že kódovaný přístup k dalším rtg vyšetřením umožní snížit radiační zátěž zbytečnou duplicitou vyšetření.

Moderní zdravotnická zařízení jsou dnes napojena elektronickou počítačovou sítí tzv. e-PACSem, který umožňuje přenést daná vyšetření. Velká výhoda tkví hlavně v tom, že není nutné pacienta opakovaně vystavovat radiační zátěži. Malá zdravotnická zařízení ovšem nejsou napojeny na e-PACS a zdravotnický personál by měl mít tudíž na paměti, že pokud pacienta posílá k dovyšetření či k léčbě (např. v případě zlomenin) na jiné pracoviště, je nutné pacientovi předat zhotovenou rentgenovou dokumentaci pro nového lékaře, aby se předešlo zbytečnému opakování vyšetření.

Dalším již výše nastíněným problémem zůstává technická vybavenost pracovišť, přestože mnohá pracoviště byla zmodernizována a ruční vyvolávání bylo nahrazeno jiným zobrazovacím systémem, některá rentgenová nářadí byla ponechána, i když jejich technické parametry splňují jen taktak přísně nastavené podmínky a byla doplněna pouze tzv. nepřímou digitalizací.

Zkušenosti radiologičtí asistenti svými dovednostmi, znalostmi a dodržováním všech zásad a pravidel mohou přispět ke snížení míry lékařského ozáření populace.

6 Závěr

V počátcích užívání rentgenového záření se ochrana před účinky ionizujícího záření příliš neřešila. Hlavním důvodem pro zavedení a dodržení ochrany před účinky rentgenového záření byl časný a pozdní výskyt trvalého poškození. Ochrana před účinky ionizujícího záření má velký význam pro celou populaci vzhledem k radiodiagnostickému vyšetření, proto je nutné použít opatření k zajištění ochrany před sumačními vlivy ionizujícího záření.

V mé práci jsem se zaměřila na posouzení radiační zátěže pacientů a optimalizaci radiační ochrany a dodržování dávkových limitů. Posuzovala jsem optimalizaci radiační zátěže výběrem vzorku pacientů a expozičních parametrů u nativního snímku břicha a snímku plic, měkkou a tvrdou vyšetřovací technikou. Použila jsem tři dostupné zobrazovací systémy: film/folie, CR, DR ve FNKV. Snímkování plic v roce 2009 měkkou technikou na přístroji MP 15 výpočtem mírně překračoval diagnostickou referenční úroveň. Situace se zlepšila využitím tvrdé vyšetřovací techniky, která vedla k poklesu dávky o 10,5 %. Užitím DR systému bylo dosaženo snížení dávky u pacientů o 12 % oproti systému CR. Přístroj obecně přispěl k dalšímu snížení dávky u dalších vyšetření na pracovišti. Dále jsem se pokusila navrhnout optimální řešení ve vztahu usměrnění expozice a vybrat nejvhodnější zobrazovací systém, který nám umožní co nejnižší dávku záření na pacienta při diagnosticky hodnotitelném, diagnostickému skiagramu.

Hypotéza byla částečně potvrzena, ale vyplývá z ní její úprava. Snížení radiační zátěže nedosahujeme pouze nastavením vhodných expozičních parametrů, ale především pomocí jiných systémů zobrazení a jejich optimalizací.

7 Přílohy

7.1 Porovnání zobrazovacích systémů

A) Modrý program

5.11 Vstupní povrchová kerma pro nativní snímek břicha

Podmínky měření:	U _a	70	kV	32,0	mAs		zeslabovací vrstva H ₂ O:	20	cm
	U _a	102	kV	4,0	mAs		plíce:	15	cm
formát pole na výstupu z fantomu:	20 x 20				cm		vzdálenost ohnisko detektor:	67	cm
							plíce	129	cm
exp. automat:	<input type="checkbox"/>					nastaven stupěn zčernání:	<input type="checkbox"/>	aktivní senzor:	<input type="checkbox"/>

Změřeno			Kazeta číslo:	1	Rozměr:	24x30
Kerma K _a [mGy]	Optická hustota	Soulad	Film:	Foma Medix XBU		
3,197	1,34	Ano	Fólie:	Retina RB 400	Koef.	400
0,184	1,53	Ano		plíce		

Požadavky: Diagnostická referenční úroveň vstupní povrchové kermy pro nativní snímek

břicha mGy plíc mGy

B) Zelený program

5.11 Vstupní povrchová kerma pro nativní snímek břicha

Podmínky měření:	U _a	70	kV	aut	mAs	zeslabovací vrstva H ₂ O břicho	20	cm
		109	kV	5,6	mAs	zeslabovací vrstva H ₂ O plíce	15	cm
formát pole na výstupu z fantomu:		20 x 20		cm		vzdálenost ohnisko detektor:	69	cm
						plíce:	118	cm
exp. automat:	ano				nastaven stupěn zčernání:	4		aktivní senzor:
							L+P	

Změřeno			Kazeta číslo:	21	Rozměr:	24x30
Kerma K _a [mGy]	Optická hustota	Soulad	Film:	MEDIX XG		
2,936	1,23	Ano	Fólie:	FG-8	Koef.	400
0,179	1,46	Ano	břicho			
			plíce	bez AEC		

Požadavky: Diagnostická referenční úroveň vstupní povrchové kermy pro nativní snímek
 břicha mGy plíc mGy

C) CR

Vstupní povrchová kerma pro snímek břicha a plic - AEC a manuální

Podmínky měření: formát pole na výstupu z fantomu: 25 x 25 cm

zeslabovací vrstva H₂O břicho 20 cm zeslabovací vrstva H₂O plíce 15 cm

vzdálenost ohnisko detektor: 71 cm plíce 129 cm

exp. nastaven stupěn

AEC automat: ano zčernání: 0 břicho -2 plíce

senzor: L+P

exp. parametry břicho U_a 70 kV 23,4 mAs Kazeta číslo: Rozměr: 24x30

plíce U_a 110 kV 2,2 mAs Fólie: 050322237525023

MAN břicho U_a 70 kV 22,0 mAs Koef. 400

plíce U_a 110 kV 2,2 mAs

Pokud nelze v rovině receptoru měřit se mezi fantomem a úložnou deskou.

	K _e	K _a	S	Soulad
	[mGy]	[μGy]		
AEC břicho	2,594		399	Ano
plíce	0,184		542	Ano
MAN břicho	2,424		405	Ano
plíce	0,185		604	Ano

Požadavky: Diagnostická referenční úroveň vstupní povrchové kermy pro nativní snímek

břicha 5 mGy plic 0,2 mGy

D) DR

Vstupní povrchová kerma pro snímek břicha a plic - AEC a manuální

Podmínky měření:		formát pole na výstupu z fantomu:		25 x 25	cm
zeslabovací vrstva H ₂ O břicho		20	cm	zeslabovací vrstva H ₂ O plíce	
vzdálenost ohnisko detektor:		71	cm	15	
exp.			plíce		129
AEC automat:	ano	nastaven stupěn			
senzor:	L+P	zčernání:		0	plíce
				0	plíce
exp. parametry	břicho	U _a	70	kV	20,4
	plíce	U _a	110	kV	2,2
				Kazeta	
				číslo:	
				Rozměr:	24x30
				Fólie:	
MAN	břicho	U _a	70	kV	
	plíce	U _a	110	kV	
				Koef.	400

Pokud nelze v rovině receptoru měřit se mezi fantomem a úložnou deskou.

		K _e	K _a	index	Soulad
		[mGy]	[μGy]		
AEC	břicho	2,191		1276	Ano
	plíce	0,141		1294	Ano
MAN	břicho				
	plíce				

Požadavky: Diagnostická referenční úroveň vstupní povrchové kermy pro nativní snímek

břicha 5 mGy

plíc 0,2 mGy

7.2 Tabulky

Vyšetření plíce 2008 MP15

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]	
60	20	0,170	0,204	0,31
65	12,5	0,133	0,160	0,39
57	16	0,131	0,158	0,3
70	10	0,131	0,158	0,48
60	16	0,136	0,163	0,31
68	20	0,252	0,302	0,46
102	3,2	0,128	0,154	
102	3,2	0,128	0,154	
102	4	0,160	0,192	
102	4	0,160	0,192	
63,33	15,750		0,191	měkká
102,00	3,467		0,173	tvrdá
protokol	102kV	10 mAs	1,22	mGy

Vyšetření plíce 2009 MP15 (CR)

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]	
60	20	0,214	0,257	0,391
65	12,5	0,166	0,199	0,484
57	16	0,166	0,200	0,38
70	10	0,158	0,190	0,578
60	16	0,171	0,205	0,391
68	20	0,286	0,343	0,522
102	3,2	0,128	0,154	
102	3,2	0,128	0,154	
102	4	0,160	0,192	
102	2,5	0,100	0,120	
63,33	15,750		0,232	měkká
102,00	3,225		0,155	tvrdá

Vyšetření plíce PA projekce Canon (DR) 2008

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
120	2,68	0,149	0,178
120	1,7	0,094	0,113
120	2,28	0,127	0,152
120	2,65	0,147	0,176
120	1,6	0,089	0,107
120	2,4	0,133	0,160
120	2,23	0,124	0,148
120	1,27	0,070	0,085
120	1,32	0,073	0,088
120	1,96	0,109	0,131
120,000	2,009		0,134

protokol 120kV 10 mAs 2,028 mGy

Vyšetření plíce PA projekce Canon (DR) 2009

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
120	1,18	0,065	0,079
120	1,95	0,108	0,130
120	1,87	0,104	0,125
120	1,65	0,092	0,110
120	1,8	0,100	0,120
120	1,3	0,072	0,087
120	2,13	0,118	0,142
120	1,98	0,110	0,132
120	2,34	0,130	0,156
120	1,35	0,075	0,090
120,000	1,755		0,117

Vyšetření nativní snímek břicha Canon 2008

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
80	17,53	1,550	2,015
80	19,31	1,707	2,219
80	20,94	1,851	2,406
80	29,21	2,582	3,357
80	14,04	1,241	1,613
80	31,2	2,758	3,586
80	22,93	2,027	2,635
80	22,71	2,008	2,610
80	14,22	1,257	1,634
80	29,08	2,571	3,342
80,000	22,117		2,453

Vyšetření nativní snímek břicha Canon 2009

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
80	24,82	1,688	2,194
80	12,56	0,854	1,110
80	27,21	1,850	2,405
80	16,55	1,125	1,463
80	18,28	1,243	1,616
80	14,53	0,988	1,284
80	18,65	1,268	1,649
80	19,68	1,338	1,740
80	24,82	1,688	2,194
80	21,41	1,456	1,893
80,000	19,851		1,740

Vyšetření nativní snímek břicha AP MP15 2008

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
57	40	1,117	1,452
63	50	1,462	1,901
66	40	1,811	2,354
70	40	1,912	2,486
73	64	2,898	3,767
60	40	1,170	1,521
66	50	2,264	2,943
77	40	2,679	3,483
81	50	3,349	4,354
73	40	1,181	1,535
68,600	45,400		2,580

Vyšetření nativní snímek břicha AP MP15 2009

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
57	40	1,475	1,918
63	50	1,854	2,410
66	40	2,181	2,835
70	40	2,181	2,835
73	64	2,361	3,069
60	40	1,475	1,918
66	50	2,727	3,545
77	40	3,253	4,229
81	50	4,066	5,286
73	40	2,181	2,835
68,600	45,400		3,088

8 Použitá literatura

- (1) <http://www.vf.cz/data/files/katalogovylist-sluzbyvro-162.pdf>
- (2) Věstník, MZ ČR, návrh k 15.11.2007, Standardy zdravotnické péče
- (3) Vyhláška č. 307/2002 Sb. o požadavcích na zajištění radiační ochrany, která novelizuje vyhlášku č. 184/1997 a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů
- (4) Vyhláška 13/2002 Sb., kterým se mění zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů
- (5) Česká společnost fyziků v medicíně, o.s.
<http://www.csfm.cz/narodni-radiologicke-standardy-radiologiccka-fyzika.html>
- (6) Konečný Jiří, Ing, CSc. Radiační ochrana doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „Ochrana obyvatelstva“
- (7) Rndr. Ullman, V.: Jaderná a radiační fyzika, *Radiační ochrana*, Ostrava 2009, ISBN 978-80-7368-669-7
- (8) <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
- (9) Čeleda J., Kuba J., Cesta do nitra hmoty, SNTL, 1981
- (10) <http://e-liska.cz/draci/rad1.htm>
- (11) http://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/rtg_a_pristroje.ppt
- (12) <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
- (13) Kurz radiační ochrany při nakládání se zdroji IZ ve zdravotnictví, SÚRO, Praha 2003
- (14) Ing. Metzner, J.: Radiační ochrana, doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia
- (15) Lékařská fakulta, klinika nukleární medicíny, <http://www.upol.cz/index.php?id=4925>
- (16) http://cs.wikipedia.org/wiki/Wilhelm_Conrad_R%C3%B6ntgen

- (17) European Commission. Kriteria kvality pro radiodiagnostická zobrazení. Překlad Praha 1998
- (18) Ing. Novák, L.: Vyšetření plic novorozenců – zprávná praxe. Radiologické listy 1 březen 2008
- (19) Rndr. Ullman, V.: detekce a aplikace ionizujícího záření, kapitola 3.2. X-záření - rentgenová diagnostika
- (20) Svoboda, M.: Základy technikx vyšetřování rentgenem, Avicenum, Zdravotnické nakladatelství, N. P, Praha, 1973. 581 s., 08-048-73
- (21) Šmoranc, P.: Rentgenové přístroje pro medicínu, Hradec Králové, 2002, 264 s.
- (22) Krejčí, P.: digitální radiologie, počítačová prezentace
- (23) <http://www.suro.cz/cz/odkazy/alara>
- (24) www.crs.cz [on line].[cit.2008-2-12.].URL:
http://radiologienplzen.eu/Standardy_RDG_150905.pdf> *Narodni radiologicke standardy – radiodiagnostika a intervencni radiologie – navrh věstníku MZ ČR ze dne 31.ledna 2007*

9 Klíčová slova

Radiační zátěž

Diagnostická referenční úroveň

Zkoušky dlouhodobé stability

Dopadová kerma

Analogová skiografie

Digitální skiografie

Optimalizace