

**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. Jan Šprindrich , 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:

1	Úvod.....	9
2	Současný stav	10
2.1	Standardy zdravotnické péče.....	10
2.2	Rentgenové záření.....	11
2.2.1	Vznik záření	11
2.2.2	Brzdné záření.....	12
2.2.3	Charakteristické záření.....	12
2.2.4	Rentgenka.....	13
2.2.5	Primární záření	13
2.2.6	Sekundární záření	13
2.2.7	Absorpce	14
2.2.8	Rozptyl klasický a Comptonův	14
2.3	Filtrace	15
2.4	Biologické účinky záření.....	15
2.4.1	Genetické působení.....	15
2.4.2	Somatické působení	15
2.5	Vztah dávky a účinku záření	16
2.5.1	Deterministické účinky	16
2.5.2	Stochastické účinky	16
2.6	Záznam rentgenového obrazu.....	16
2.6.1	Analogová skiografie	16
2.6.1.1	Tvorba latentního obrazu.....	17
2.6.1.2	Proces vyvolávání.....	18
2.6.2	Digitální skiografie.....	18
2.6.2.1.1	Paměťové fólie.....	19
2.6.2.2.1	Ploché Flat panely.....	19
2.6.2.3.2	PACS (Picture archiving and communication system).....	20
2.6.2.3.2	DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).....	21

3	Cíl práce a hypotéza.....	22
3.1	Cíl práce	22
3.1.1	Radiační ochrana	22
3.1.1.1	Diagnostické referenční úrovně.....	22
3.1.1.2	Radiační ochrana pacientů	23
3.1.1.3	Radiační zátěž pacientů při skiagrafickém vyšetření.....	23
3.1.1.4	Princip limitování	24
3.1.1.6	Princip optimalizace	25
3.1.2	Kategorie ozáření.....	25
3.1.3	Expozice	26
3.1.4	Optimalizace radiační ochrany	26
3.1.5	Princip omezení dávky.....	26
3.2	Hypotéza	27
4	Metodika	28
4.1	Dozimetrické veličiny	28
4.1.1	Kerma ve vzduchu / Kair / Air Kerma.....	28
4.1.2	Dopadová kerma.....	28
4.1.3	Součin Kermy ve vzduchu a plochy/ KAP / Air Kerma Area Produkt	29
4.1.4	Efektivní dávka /E/ Effective Dose	29
	Obr. 2 Měření dozimetrických veličin ve svazku rtg záření, které se používají ve vyjádření DRÚ v radiodiagnostice	30
	Kerma.....	31
	K	31
	Expozice.....	31
	D	31
4.1.5	Dozimetrické veličiny- tabulka	31
4.1.6	Veličiny vztažené k radiobiologickým účinkům	32
	Orgánová dávka.....	32
	Ekvivalentní dávka	32

Efektivní dávka.....	32
4.1.7 (Operační) dozimetrické veličiny pro vyjadřování DRÚ v rtg diagnostice	33
4.2 Popis pracovišť.....	34
4.2.1 Pracoviště Chirana MP 15.....	34
4.2.2 Pracoviště přímé digitalizace (DR).....	34
4.3 Použitá vyšetření.....	34
4.3.1 Snímek plic.....	34
4.3.2 Nativní snímek břicha	35
4.4 Protokol ZDS.....	36
4.4.1 Měření vstupní povrchové kermy na fantomu pro nativní snímek břicha na rentgenovém nářadí MP 15.	36
4.4.2 Měření vstupní povrchové kermy pro plíce na rentgenovém nářadí MP 15.....	37
4.4.3 Měření vstupní povrchové kermy na rentgenovém nářadí Canon CXDI-40 ...	38
4.5 Výpočet dopadové kermy.....	38
4.5.1 Výsledky měření.....	39
4.5.2 Porovnání zobrazovacích systémů.....	41
4.6 Shrnutí výpočtů.....	42
4.6.1 Porovnání radiační zátěže pacientů při analogové a digitální skiografii při použití standardních ochranných pomůcek.	42
5 Diskuze.....	43
6 Závěr	45
7 Přílohy.....	46
8 Použitá literatura.....	54
9 Klíčová slova.....	56

1 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 skiagrafičtých 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.

2 Současný stav

2.1 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⁾

2.2 Rentgenové záření

2.2.1 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.

2.2.2 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.

2.2.3 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.

2.2.4 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.

2.2.5 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.

2.2.6 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 které 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)

2.2.7 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.

2.2.8 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.

2.3 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.

2.4 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.

2.4.1 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.

2.4.2 Somatické působení

je poškození, které působení 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.

2.5 Vztah dávky a účinku záření

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

2.5.1 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.

2.5.2 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)

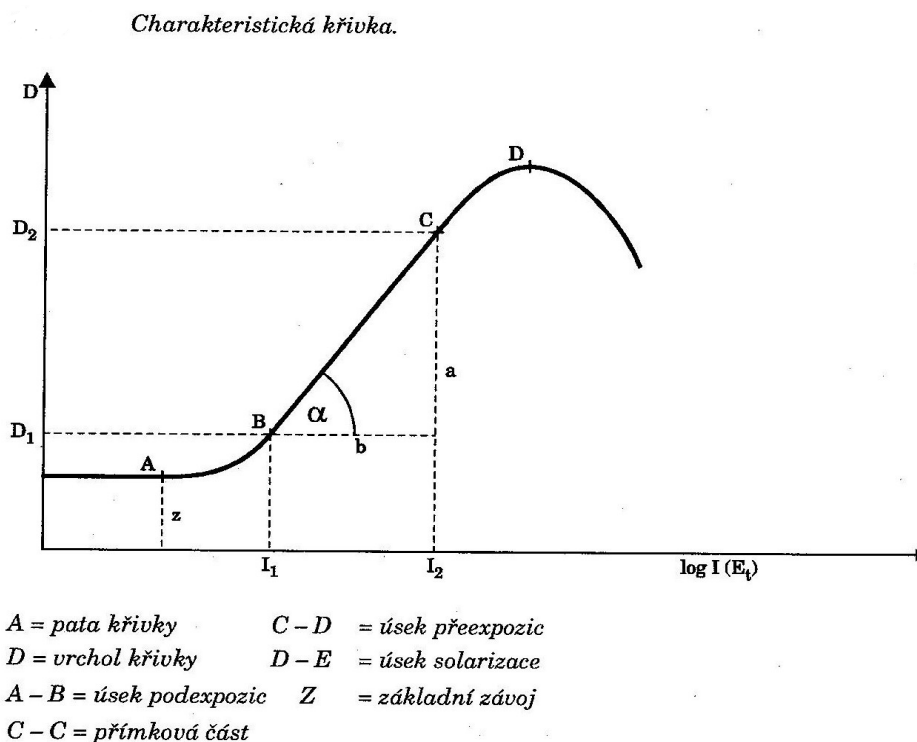
2.6 Záznam rentgenového obrazu

2.6.1 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.

2.6.1.1 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.

2.6.1.2 *Proces vyvolávání*

Vyvolávací automaty zefektivněly 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.

2.6.2 *Digitální skiografie*

S narůstající kvalitou technologie jsou jednotlivé prvky analogového systému nahrazovány čipy citlivými na světlo nebo rtg záření. Pro všechny digitalizované rtg obrazy jsou charakteristické dva způsoby zpracování obrazu – on-line processing (přímé) a postprocessing (nepřímé). Účelem digitalizace není jenom možnost archivace rentgenových obrazů, ale i pozdější počítačové zpracování. V digitální radiografii není přímá souvislost mezi dávkou (expozicí) a denzitou radiogramu.

Zobrazovací systém automaticky nebo manuálně dokáže upravit výsledný radiogram v závislosti na použité expozici.

2.6.2.1 *Nepřímá digitalizace (computed radiographie)*

2.6.2.1.1 *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.

2.6.2.2 *Přímá digitalizace (Direct radiography)*

2.6.2.2.1 *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 konstruují flat-panely dvojího druhu:

2.6.2.2.1.1 *Nepřímá konverze*

Nastává, když fotony X-záření dopadají nejprve na vrstvu scintilační látky (nejčastěji se používá CsI:TI), v níž vzbuzují záblesky viditelného světla. Toto světlo pak vstupuje do polovodičových fotodiod, u kterých se používá amorfní křemík. Vnitřním fotoefektem se v nich uvolňuje elektrický náboj a světlo je takto převáděno na elektrický signál.

2.6.2.2.1.2 *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. Konstruují 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.

2.6.2.3. *Zpracování obrazu*

2.6.2.3.1 *Postup zpracování obrazu*

- Akvizice (pořízení snímku a digitalizace)
- Zpracování
- Archivace
- Přenos
- Výstup

2.6.2.3.2 *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.

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

Slouží pro distribuci a zobrazování medicínálních snímků RTG, CT, MRI, US. Soubor DICOM obsahuje hlavičku, která obsahuje informace o pacientovi, druhu snímku, velikosti obrazu, datové a obrazové informace do samostatných souborů. Zároveň ukládá a komprimuje jednotlivé soubory. Umožňuje tato data správně zobrazit na různých počítačových platformách.

3 Cíl práce a hypotéza

3.1 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)

3.1.1 Radiační ochrana

3.1.1.1 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⁾

3.1.1.2 *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⁾

3.1.1.3 *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%.

3.1.1.4 *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.

3.1.1.5 *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.

3.1.1.6 *Princip optimalizace*

Při činnostech doprovázených ionizačním ozářením je nutno dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko škodlivých účinků bylo optimálně nízké, nakořik 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.

3.1.2 *Kategorie ozáření*

Profesní ozáření (profesionální expozice, occupational exposure) – veřkerá 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 pracovnice nebo těhotné pacientky při lékařském radiologickém výkonu.⁽¹⁴⁾

3.1.3 *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⁾

3.1.4 *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 převážet náklady (včetně rizika ozáření), které vyšetření přináší.

3.1.5 *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.

3.2 Hypotéza

Radiační zátěž vyšetřovaných pacientů lze snížit nastavením vhodných expozičních parametrů.

4 Metodika

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. 7 vypočtena dopadová kerma na pacienta. Byla vybrána dvě nejčastější skiagrafická vyšetření, která jsou uvedena i v protokolech ZDS - nativní snímek břicha a snímek plic.

4.1 Dozimetrické veličiny

4.1.1 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.

4.1.2 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).

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

K_{air} je kerma měřená ve vzduchu v libovolné referenční vzdálenosti d_{ref} , tak aby se neprojevil vliv sekundárního záření a zpětný rozptyl. Dopadovou kerma 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.

4.1.3 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.

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

4.1.4 Efektivní dávka /*E/ Effective Dose*

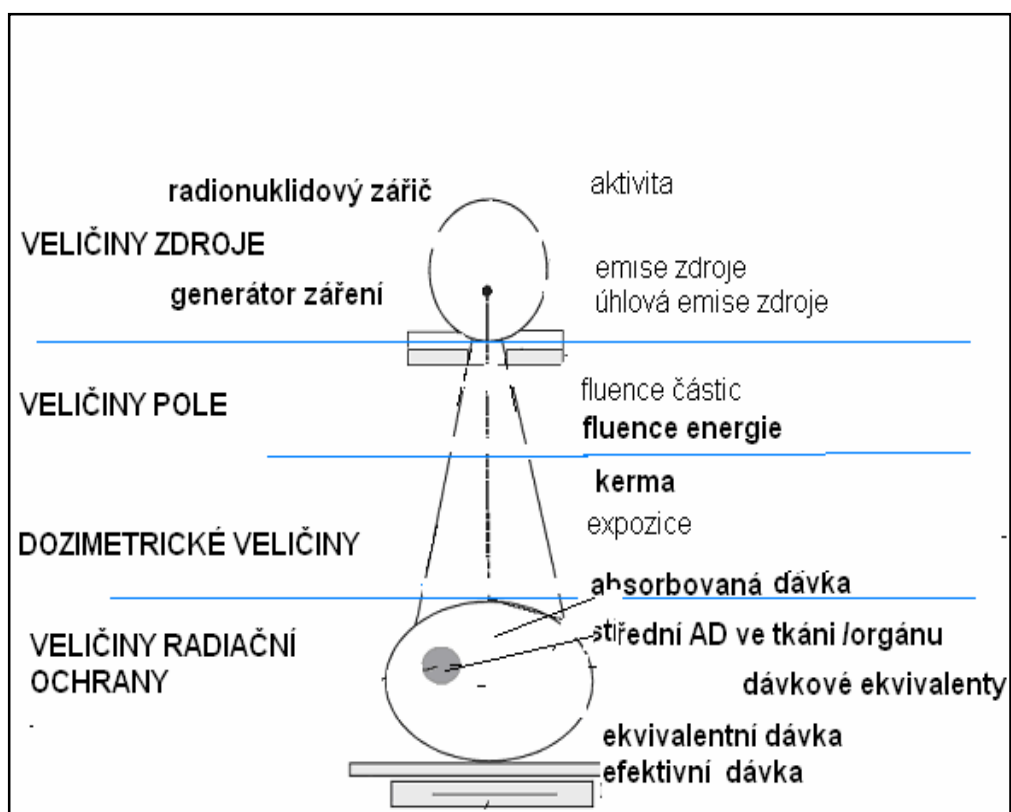
Vyjadřuje celkovou míru závažnosti ozáření i velmi nehomogenního ozáření člověka, jako by se jednalo o celotělové ozáření. w_T (tkáňový váhový faktor) představuje relativní příspěvky tkání a orgánů, které vykazují rozdílnou radiosenzitivitu. V praxi používanou jednotkou je Sv. Vstupní povrchová Kerma 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. 2 Měření dozimetrických veličin ve svazku rtg záření, které se používají ve vyjádření DRÚ v radiodiagnostice

4.1.5 Dozimetrické veličiny- tabulka

<p>Kerma</p>	<p>K (Gy)</p>	$K = \frac{dE_k}{dm}$ $K = \Psi \cdot \mu_{m,K}$ <p>např.</p> $K_a = \Psi \cdot (\mu_{m,K})_a$	<p>J.kg⁻¹</p>	<p>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)</p>
<p>Expozice</p>	<p>X (C.kg⁻¹)</p>	$X = \frac{ dQ }{dm}$ $X = \Psi \cdot \mu_{m,K} \frac{e}{W_a}$	<p>C.kg⁻¹</p>	<p>Omezena na záření X s energií do 3 MeV a vzduch „Ionizační ekvivalent kermy ve vzduchu“ (K_a = X · W_a / e) W_a -střední energie potřebná na vytvoření iontového páru 33, 97 eV e - 1,602 · 10⁻¹⁹ C</p>
<p>Absorbovaná dávka</p>	<p>D (Gy)</p>	$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$ $D = \Psi \cdot \mu_{m,E}$ <p>např.</p> $D_t = \Psi \cdot (\mu_{m,E})_t$	<p>J.kg⁻¹</p>	<p>Kvantifikuje předání (absorbci) 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 = $\Psi \cdot \mu_{m,K}$ = $\Psi \cdot \mu_{m,E}$)</p>

4.1.6 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

4.1.7 (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

4.2 Popis pracovišť

4.2.1 Pracoviště Chirana MP 15

Stacionární skiografické zařízení se stropním závěsem Medicor, vyšetřovacím stolem Tablix, generátorem Mp 15 o výkonu 15 kW, rentgenkou s rotační anodou s ohniskem 1,0/1,0 s celkovou filtrací 3mm Al a primární clonou. Pro měření radiační zátěže pacientů při snímování film fóliovou technikou byly použity kazety značky Okamoto s univerzální zesilovací fólií s faktorem zesílení 400. Pro zpracování výsledných skiagramů byl využit vyvolávací automat značky Hope. Součástí zobrazovacího řetězce pro nepřímou digitalizaci (CR) jsem použila skiografické kazety Kodak PQ, zesilovací fólie Storage Phosphor screen, vyhodnocovací jednotka Kodak direct view elite.

4.2.2 Pracoviště přímé digitalizace (DR)

Stacionárně skiografické zařízení značky Herkules – 80 – S s DDR detektorem canon CXDI 40 ve stole i ve vertigrafu, stropní závěs – stůl firmy Suinsa, 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.

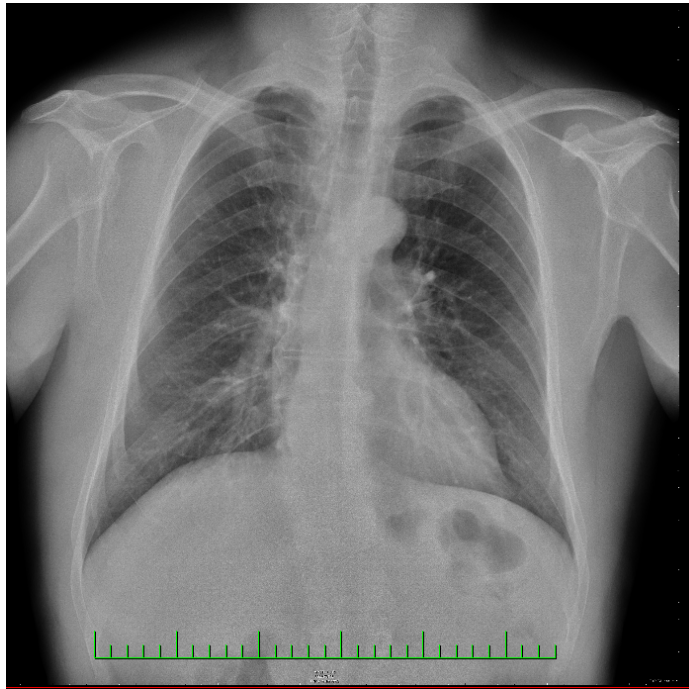
4.3 Použitá vyšetření

4.3.1 Snímek plic

Plíce 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. Exponujeme v maximálním nádechu.

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

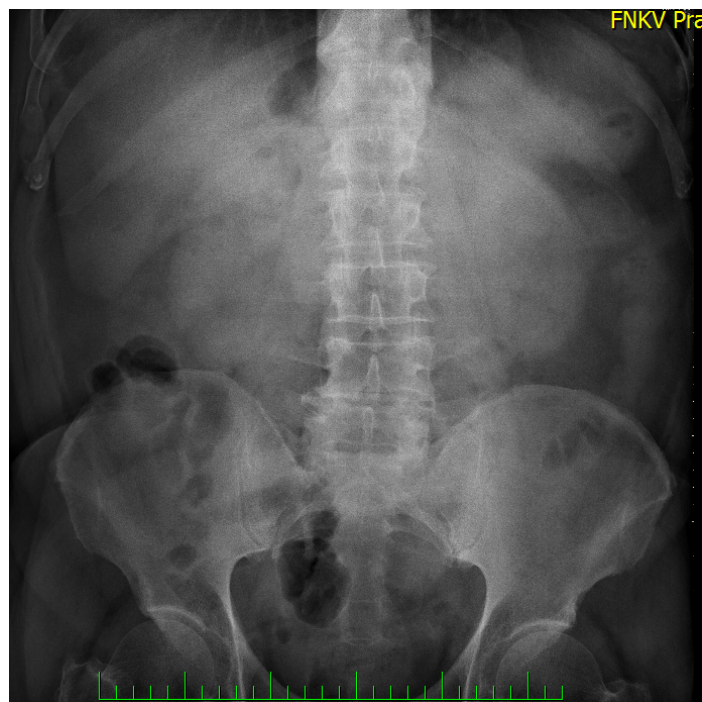


Obr. 3 Snímek plic

4.3.2 *Nativní snímek břicha*

Příprava pacienta k vyšetření: pokud to stav dovoluje na vyšetření by měl přicházet pacient vyprázdněn., aby střeční obsah nestínil vyšetřovanou oblast. Nemocný leží na zádech nebo stojí u vertigrafu. Centrální paprsek míří do střední čáry uprostřed spojení mezi processus xyphoideus 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. 4 Nativní snímek břicha



4.4 Protokol ZDS

Protokol uvádí vstupní povrchovou kerma pro konstantní expoziční množství $Q = 10$ mAs, v závislosti na rozsahu používaných napětí na rentgence.

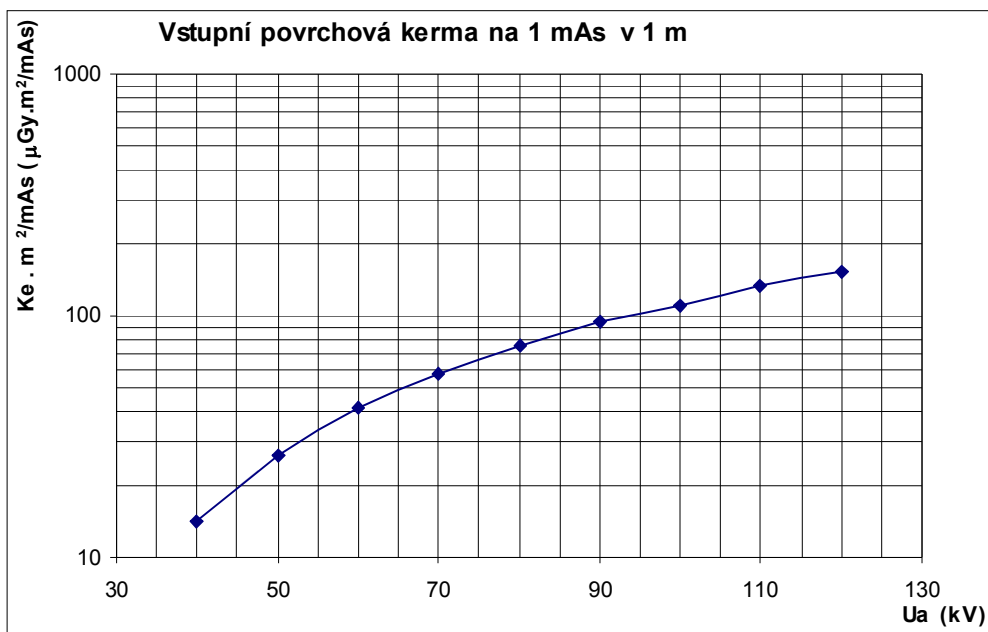
$U_a = 40 - 100$ kV je měřená pro běžné snímkování a pro tvrdou techniku snímkování plic je $U_a =$ do 120 kV.

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

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

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

Měření se provádí na fantomu formátu 20x20 cm naplněného vodou. Vzdálenost ohnisko – detektor je nastavená na ohniskovou vzdálenost 67cm. Expozice se provádí na kazetu velikosti 24x30cm, s koeficientem zesilovací folie 400. Nastavené expoziční hodnoty jsou $U_a = 70$ kV a $Q = 40$ 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 DRU = 5mGy, naopak při použití folie s koeficientem 200 je DRU = 10mGy.



Obr. 5 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 tkáňe a projekce. Zpětný rozptyl B bývá 1,2 až 1,3 a měřením na vodním fantomu je zahrnut v měřené hodnotě kermy.

4.4.2 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 velikost 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 $DRÚ = 0,4$ mGy.

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

RTG nářadí pro přímou digitalizaci má zabudovaný indikátor plošné kermy PTW, rentgentkou 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.

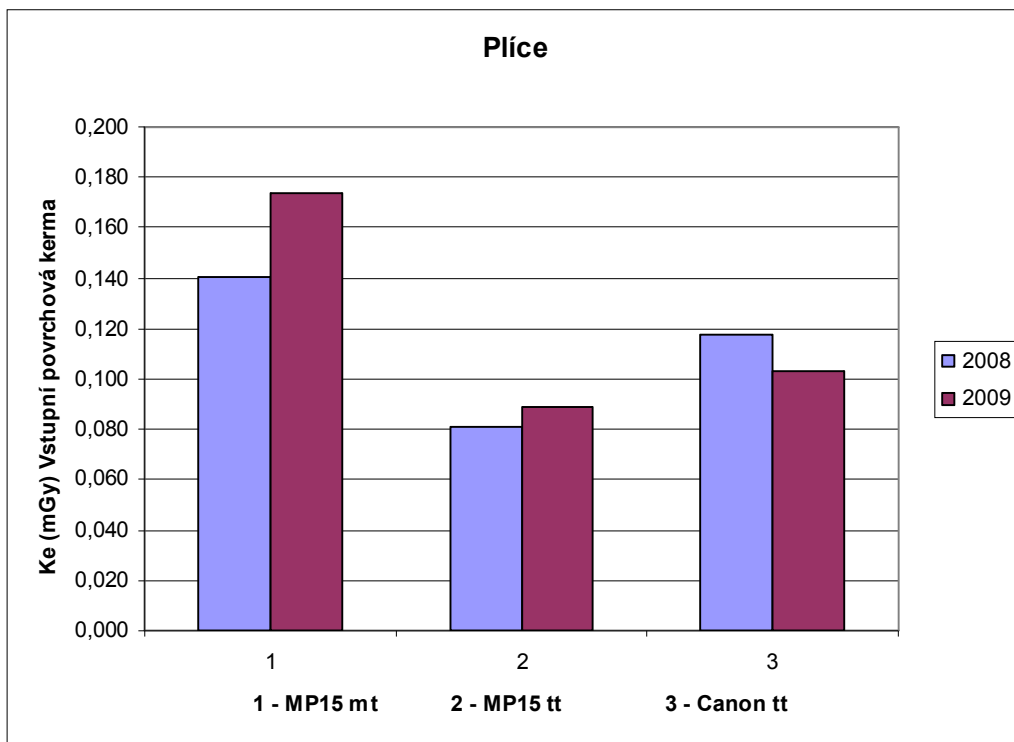
4.5 Výpočet dopadové kermy

Výpočet dopadové kermy (K_{ip}) 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 (K_{ip}) na pacienta.

Vstupní povrchovou Kerma (K_e) získáme vynásobením hodnoty K_{ip} faktorem zpětného rozptylu. 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.

4.5.1 Výsledky měření



Komentář:

MP15 - 1 - mt měkká technika

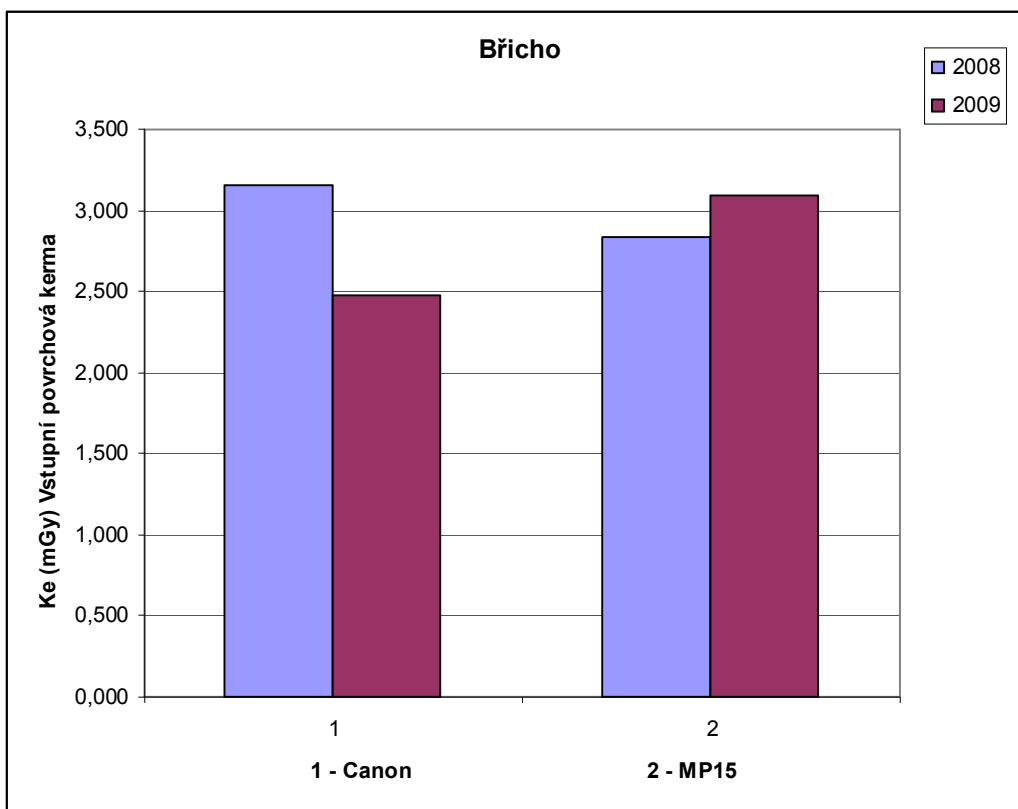
Nárůst je způsoben požadavkem na zlepšení rozlišení oproti roku 2008.

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 Zařízení dosahuje vyššího rozlišení, ale zde platí stejné doporučení přídavné Cu filtrace.



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.

4.5.2 Porovnání zobrazovacích systémů

Plíce

Přístroj		2008 Ki [mGy]	2009 Ke[mGy]
MP15	MT	0,125	0,137
	TT	0,080	0,090
Canon		0,129	0,116

Nativní snímek břicha

Přístroj		2008 Ki [mGy]	2009 Ke[mGy]
MP15	Analog	2,915	-
	CR	2,765	3,200
Canon		3,207	2,765

4.6 Shrnutí výpočtů

4.6.1 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 nářadí MP15 v roce 2009 vzrostla o 20% oproti roku 2008. Tento procentuální nárůst byl způsoben přechodem na nový zobrazovací systém nepřímé digitalizace. Při použití tvrdé techniky vyšetření plic byl nárůst oproti roku 2008 o 10%.

Z výpočtu sledovaného vzorku pacientů pro nativní snímek břicha na nářadí MP15 vrostla vstupní povrchová kerma o 14% oproti roku 2008. Naopak u Canonu v roce 2009 klesla o 13%. 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.

Kritéria však nevyhovují všem pacientům, v některých případech (např. obézní lidé) musí být daná hodnota překročena, aby bylo možné požadovanou 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. Pokud ne, je nutné přijmout opatření, která ke snížení dávek povedou.

Hodnota efektivní dávky, kterou pacient při daném vyšetření obdrží, vždy souvisí s hodnotami jiných veličin a parametrů, které je možné snáze a přesněji stanovovat – např. vstupní povrchovou dávkou (mGy) na jeden snímek u skiagrafického vyšetření.

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

Přínos užití ionizačního záření v radiodiagnostice je nepopiratelný, přesto používané metody a technické parametry zařízení nejsou optimální a vedou často k zbytečné radiační zátěži pacientů.

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 a vyhotovovat duplicitní vyšetření. 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 pacienta odesílat se zhotovenou rentgenovou dokumentací, 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, některé rentgenové nářadí byly ponechány, i když jejich technické parametry splňují jen taktak přísně nastavené podmínky a byly doplněny pouze tzv. nepřímou digitalizací.

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

6 Závěr

Již brzy po objevu „záračných“ paprsků X 8. listopadu 1895 Wilhelmem Konrádem Röntgenem, byly jejich účinky využity v medicíně. Koncem roku 1896 bylo po celém světě vydáno nesčetné množství knih a publikováno mnoho článků o vlastnostech nedávno objeveného záření a o možnostech jeho využití v mnoha oborech, ale především v medicíně. V počátcích užívání rentgenového záření se ochrana před jeho účinky moc neřešila, hlavním důvodem pro zavedení a dodržování ochrany před účinky rentgenových paprsků byl četný výskyt lokálního poškození kůže, popřípadě krevetvorných orgánů.

Ochrana před účinky ionizujícího záření má velký význam pro celou populaci, proto je nutné použít jakýchkoliv opatření k zajištění ochrany před sumačními účinky ionizujícího záření.

V mé práci jsem se zaměřila na posouzení radiační zátěže a možnosti její redukce a snažila jsem se navrhnout optimální řešení ve vztahu k usměrňování expozice populace.

Tato bakalářská práce je retrospektivní studií za poslední dva roky, kdy z provozního deníku byly vybíráni pacienti, kteří podstoupili vyšetření na radiodiagnostickém oddělení FNKV Praha. Podstatou mého průzkumu je poukázání na možnost snížení dopadové dávky striktním dodržováním správných expozičních parametrů.

Pro potřeby vyhodnocení získaných výsledků měření v rámci práce jsem z celkového počtu sledovaných radiodiagnostických vyšetření, vybrala jen v současnosti nejfrekventovanější typy vyšetření.

V práci jsem porovnávala radiační zátěž pacientů při analogové a digitální radiologii, zanalyzovala radiační zátěž pacientů při radiodiagnostickém vyšetření a navrhla optimální řešení ve vztahu k usměrňování expozice, což bylo cílem.

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

7 Přílohy

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	
exp. automat:					nastaven stupěn zčernání:		plíce	129
					aktivní senzor:			

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

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	Fólie:	FG-8
2,936	1,23	Ano	břicho		plíce	bez AEC
0,179	1,46	Ano				
						Koef. 400

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

C) CR

5.11 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
plíce	U _a	110	kV	2,2	mAs

Kazeta číslo: 24x30

Rozměr: 24x30

Fólie: 050322237525023

MAN

břicho	U _a	70	kV	22,0	mAs
plíce	U _a	110	kV	2,2	mAs

Koef. 400

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

plíc 0,2 mGy

D) DR

5.11 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: 0 0 plíce

AEC automat: ano zčernání: 0 břicho 0 plíce

senzor: L+P

exp. parametry břicho U_a 70 kV 20,4 mAs Kazeta číslo: Rozměr: 24x30

plíce U_a 110 kV 2,2 mAs Fólie: Koef. 400

MAN břicho U_a 70 kV mAs

plíce U_a 110 kV mAs

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

2.

Vyšetření plíce 2008 MP15
(CR)

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]	
60	20	0,127	0,171	
65	12,5	0,079	0,107	
57	16	0,101	0,137	
70	10	0,098	0,132	
60	16	0,101	0,137	
68	20	0,196	0,265	
90	3,2	0,060	0,078	
102	3,2	0,080	0,108	
96	2,5	0,062	0,084	
85	2,5	0,036	0,049	
63,33	15,750		0,158	měkká
96,00	2,967		0,090	tvrdá

Vyšetření plíce 2009
MP15 (CR)

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]	
60	20	0,160	0,216	
65	12,5	0,100	0,135	
57	16	0,128	0,173	
70	10	0,118	0,159	
60	16	0,128	0,173	
68	20	0,236	0,319	
90	3,2	0,0714	0,096	
102	3,2	0,0960	0,129	
96	2,5	0,0558	0,075	
85	2,5	0,042	0,061	
63,33	15,750		0,196	měkká
96,00	2,967		0,100	tvrdá

Vyšetření plíce PA projekce Canon (DR) 2008

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]	
128	1	0,0554	0,075	
128	2	0,1109	0,130	
128	1,1	0,0610	0,082	
127	2	0,1109	0,150	
128	1,9	0,1054	0,142	
127	1,8	0,0998	0,135	
128	1,7	0,0943	0,127	
128	2,1	0,1165	0,151	
128	2,3	0,1276	0,172	
128	1,7	0,0943	0,123	0,014
127,800	1,760		0,129	

Vyšetření plíce PA projekce Canon (DR) 2009

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]	
128	1	0,0489	0,066	
128	2	0,0978	0,132	
128	1,1	0,0538	0,073	
127	2	0,0978	0,132	
128	1,9	0,0929	0,125	
127	1,8	0,0880	0,119	
128	1,7	0,0831	0,112	
128	2,1	0,1027	0,139	
128	2,3	0,1125	0,152	
128	1,7	0,0831	0,112	
127,800	1,760		0,116	

Vyšetření břicho AP MP15
 2008

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
57	40	1,117	1,579
63	50	1,462	1,974
66	40	1,811	2,444
70	40	1,912	2,523
73	64	2,898	3,913
60	40	1,170	1,579
66	50	2,264	3,057
77	40	2,679	3,617
81	50	3,349	4,522
73	40	1,181	2,445
68,600	45,400		2,765

Vyšetření břicho AP MP15 2009

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
57	40	1,475	1,991
63	50	1,854	2,503
66	40	2,181	2,945
70	40	2,181	2,946
73	64	2,361	3,187
60	40	1,475	1,991
66	50	2,727	3,681
77	40	3,253	4,392
81	50	4,066	5,49
73	40	2,181	2,945
68,600	45,400		3,207

Vyšetření břicho Canon 2008

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
82	14	1,1677	1,576
71	40	2,445	3,302
82	30	2,502	3,378
81	40	3,336	4,504
82	16	1,334	1,802
82	53	4,420	5,968
82	26	2,1687	2,928
71	28	1,712	2,311
82	33	2,752	3,716
82	78	6,506	8,784
79,700	35,800		3,276

Vyšetření břicho Canon 2009

U [kV]	Q [mAs]	Ki [mGy]	Ke [mGy]
82	14	0,898	1,213
71	40	2,068	2,792
82	30	1,924	2,598
81	40	2,566	3,465
82	16	1,026	1,386
82	53	3,400	4,591
82	26	1,668	2,252
71	28	1,447	1,955
82	33	2,117	2,859
82	78	5,004	6,776
79,700	35,800		2,568

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-radiologicka-fyzika.html>
- (6) Konečný Jiří, Ing, CSc. Radiační ochrana doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „Ochrana obyvatelstva“
- (7) Rndr. Vojtěch Ullman, 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) Metzner Jan, Ing, 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. Leoš Novák, Vyšetření plic novorozenců – zprávná praxe. Radiologické listy
1 březen 2008
- (19) Rndr. Vojtěch Ullman: detekce a aplikace ionizujícího záření, kapitola 3.2. X-záření -
rentgenová diagnostika

9 Klíčová slova

Radiační zátěž

Diagnostická referenční úroveň

Zkoušky dlouhodobé stability

Dopadová kerma

Analogová skiografie

Digitální skiografie

Optimalizace