

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH

Zdravotně sociální fakulta

Radiační zátěž pacientů při RTG vyšetření plic

Bakalářská práce

Adéla Pokorná

Vedoucí práce: prom.fyz. Otokar Vojtíšek

2010

Abstrakt

The goal of this paper was to compare the radiation load of patients on the RTG examination of lungs by different screening methods used at the Radio-diagnostic Clinic of the Faculty Hospital Královské Vinohrady in Prague.

I chose the examination of lungs for the reason of the frequency of such examination which is indicated on every day basis, and most patients encounter it.

The doses were measured on examination on the portable as well as stationary X-ray device on screening by the hard as well as soft method, with the application of direct radiography (DR) or computed radiography (CR) and on the CT screening of lungs. The measurement was made using thermo-luminescence dosimeters (TLD) located in the anthropomorphic phantom. From the values measured, the effective doses were calculated and the values obtained were compared both to each other, and to the data available in the literature.

The results confirmed that the use of the soft method leads to a significant increase of both the surface dose (the dose on the skin), and the effective dose. Therefore, it is necessary to give preference, on screening lungs, exclusively to the hard screening method with an anode voltage higher than 110 kV.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Radiační zátěž pacientů při RTG vyšetření plic 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

Mnohokrát děkuji prom.fyz. Otokaru Vojtíškovi za cenné rady, pomoc a odborné vedení mé bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Leoši Novákovi za zapůjčení fantomu, TL dozimetrů a za umožnění vyhodnocení těchto dozimetrů ve Státním ústavu radiační ochrany. Ráda bych poděkovala také Doc. MUDr. Václavu Janíkovi za umožnění měření na radiodiagnostické klinice Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. V neposlední řadě děkuji také Ing. Antonínu Koutskému za poskytnutí informací o používaných expozičních hodnotách při vyšetření plic na jiných pracovištích.

Seznam zkratk:

- AP** Anterio - posteriorní projekce
(Předozaďní)
- CCD** Charged Coupled Device
(Zařídění s vázanými náboji)
- CP** Centrální paprsek
- CR** Computed Radiography
(Výpočetní radiografie)
- CT** Computer Tomography
(Výpočetní tomografie)
- DR** Direct Radiography
(Přímá digitalizace)
- DRÚ** Diagnostické referenční úrovně
- FNKV** Fakultní nemocnice Královské Vinohrady
- HRCT** High Resolution Computer Tomography
(CT s vysokým rozlišením)
- IZ** Ionizující záření
- PA** Posterio - anteriorní projekce
(Zadopřední)
- TLD** Termoluminiscenční dozimetrie

Obsah

1. Úvod.....	8
2. Současný stav.....	9
2.1 RTG vyšetření plic.....	9
2.1.1 Tvrdá snímkovácí technika.....	9
2.1.2 Měkká snímkovácí technika.....	10
2.2 CT vyšetření plic.....	10
2.3 Digitalizace rentgenového obrazu.....	11
2.3.1 Nepřímá digitalizace.....	11
2.3.2 Přímá digitalizace.....	12
2.3.3 Základní parametry zobrazovacích systémů.....	13
2.4 Základní principy ochrany před zářením.....	15
2.4.1 Diagnostické referenční úrovně.....	18
3. Cíle práce a hypotéza	20
3.1. Cíle práce.....	20
3.2. Hypotéza.....	20
4. Metodika.....	21
4.1. Použité radiologické přístroje.....	21
4.2. Antropomorfní fantom.....	25
4.3 Termoluminiscenční dozimetrie.....	25
4.3.1 Termoluminiscenční dozimetry.....	26
4.4 Použitý vyhodnocovací přístroj pro TLD.....	27
4.4.1 Princip vyhodnocení v TL readeru.....	31
4.5 Veličiny a jednotky používané v ochraně před zářením.....	33
5. Výpočty.....	37
5.1 Stanovení kalibrační křivky.....	37
5.2. Výsledky měření při snímkování měkkou technikou.....	37
5.2.1 Snímkovna s CR systémem.....	37
5.2.2 Výsledky měření na pojízdném rentgenu.....	39
5.3 Výsledky měření při snímkování tvrdou technikou.....	41
5.3.1 Snímkovna s DR systémem.....	41
5.4 Výsledky měření na CT.....	43
5.5 Shrnutí výsledků.....	45

6. Diskuze.....	48
7. Závěr.....	49
8. Seznam použité literatury.....	50
9. Klíčová slova.....	52

1. Úvod

Rentgen plic je jedním ze základních a nejčastěji indikovaných vyšetření. Jejich snímkování je nutné k odhalení jakýchkoliv odchylek od normy. Provádí se v případě obtíží i preventivně, např. v rámci předoperačního vyšetření. Výhodou rentgenového snímku je, že často dokáže odhalit onemocnění už v případech, kdy nemocný ještě nemá obtíže. Indikace k rentgenové diagnostice plic stále narůstá a s ní i dávky pacientovi. Proto je důležité volit takové vyšetřovací postupy a expoziční hodnoty, které nezvyšují dávku pacientovi a přitom zachovají kvalitu rentgenového snímku.

Existují správné vyšetřovací postupy, jak provádět různá rentgenová vyšetření. Takové postupy, tzv. standardy kvality, zajišťují optimální kvalitu rentgenového snímku a zároveň minimální ozáření pacienta. Standard pro vyšetření plic doporučuje používat vysoké napětí na rentgence (tzv. tvrdá technika). V České republice se však v praxi často používá nízké napětí (tzv. měkká technika), které vede k výraznému zvýšení dávky pacientovi a také ke zhoršené kvalitě snímku. Mou snahou bylo v této práci zjistit rozdíly v dávkách, které pacient obdrží při používání tvrdé a měkké techniky na pracovišti s přímou i nepřímou digitalizací a současně porovnat tyto dávky se zátěží pacienta při CT vyšetření plic.

2. Současný stav

2.1 RTG vyšetření plic

Standartní snímek plic se provádí ve stoje v zadopřední projekci u vertigrafu, a to při nádechu. Pacient je přitisknut přední stranou hrudníku k desce. Brada je zdvižena a opřena o horní okraj kazety, ruce v bok. Ohnuté lokty pacient tlačí dolů a dopředu, aby se docílilo co největšího oddálení lopatek. Pokud snímujeme na kazetu, použijeme velikost 35 x 35 či 35 x 43 cm dle velikosti hrudníku. Postavíme se za pacienta a zkontrolujeme, zda kazeta přesahuje na obou stranách obrysy hrudníku. Ohnisková vzdálenost se používá obvykle u snímků plic 150 cm. Centrální paprsek míří kolmo do středu hrudníku a kazety. Pokud je nemocný příliš zesláblý, provedeme vyšetření vsedě v zadopřední projekci. Při snímování plic na lůžku nebo u nemocných v bezvědomí snímujeme pojízdným rtg přístrojem, podkládáme kazetu pod pacienta a snímujeme v předozadní projekci.

Další projekcí je snímek boční, laterolaterální. Pacient stojí vyšetřovaným bokem ke kazetě, ruce má vzpaženy a fixovány buď o hlavu, nebo na speciálním držáku vertigrafu. Stojí vzpřímeně, mírně předkloněn. Horní okraj kazety probíhá ze zadního pohledu s konturou ramen, z předního pohledu je asi dva prsty nad jugulární jamkou. Centrální paprsek míří do středu hrudníku a kazety. Snímky provádíme opět v nádechu.

2.1.1 Tvrdá snímková technika

Tvrdou snímkovací technikou pořizujeme snímky s napětím vyšším než 100 kV. Na většině rtg přístrojů je horní hranice napětí 125 kV, jsou však i přístroje a rentgenky, které dovolují použít až 150 kV. Výhodou této metody je, že šetří kůži vyšetřovaného, rentgenku a zkracuje expozici. Možnost zkrácení expoziční doby snižuje významně riziko pohybové neostrosti, se kterou musíme při vyšetřování vnitřních orgánů vždy počítat. Když zvyšujeme kV v oblasti nad 100 kV, můžeme pronikavě zkrátit čas a změnit proud. Při tvrdé snímkovací technice vzniká větší množství sekundárního záření než při běžné snímkovací technice. Z toho vyplývá nutnost používat sekundárních clon i při tvrdé snímkovací technice.

Při užití tvrdé snímkovací techniky se snižuje rozdíl v absorpci záření X mezi tkání s vysokou a nízkou specifickou vahou, respektive atomovým číslem, tedy například mezi žebry a plíci.

Znamená to, že snímky pořízené tvrdou technikou jsou méně kontrastní. Na snímku plic, který byl pořízen touto technikou, vidíme dobře plynem vyplněnou průdušnici a kmeny hlavních průdušek, snímek je ostrý, žebra nejsou tak hustá jako při běžné technice

2.1.2 Měkká snímkovací technika

Pro vyšetření plic znamená měkká technika použití přibližně nižšího napětí než 100 kV, obvykle 60 – 80 kV. Záření je tedy málo pronikavé, jeho velká část se absorbuje v těle pacienta, a tudíž pro dosažení optimální dávky v rovině receptoru obrazu musí být pacient vystaven vyšší dávce záření. Nutné násobné prodloužení expoziční doby zvyšuje též riziko pohybové neostrosti zobrazení.

2.2 CT vyšetření plic

Toto vyšetření je indikováno při podezření na tumory mediastina, pleury, stěny hrudní, abscesu, hodnocení mediastinálních uzlin, suspektní ložiskové či infiltrativní postižení plicního parenchymu (především susp. meta).

Rozsah vyšetřované oblasti je od bazálních částí plic po jejich vrchol. Šířka vrstvy je 5 – 10 mm, pitch 1,0 – 1,5. Vyšetření se provádí při zadržení dechu v inspiriu nebo při klidném minimálním dýchání, podle spolupráce pacienta a rychlosti přístroje. Základní rutinní vyšetření se provádí nativně a postkontrastně. O případném neprovedení kontrastního vyšetření rozhodne radiolog. Kontrastní látka je ionická či neionická, 300mgJ/ml a podává se 100 – 120 ml, a to 2ml/s injektorem. Směr skenování je kraniokaudální, který je vhodnější pro redukci artefaktů z koncentrované KL v horní duté žíle. Zpoždění zahájení spirálního skenu je 30 s.

Při procesech zasahujících do plicního parenchymu je vhodné doplnit několik tenkých HRCT skenů přes oblast léze.

2.3 Digitalizace rentgenového obrazu

V současné době již na většině pracovišť byly nahrazeny filmové zobrazovací systémy digitálními, založenými na počítačovém zpracování obrazu. Většina výrobců rentgenové techniky prosazuje bezfilmovou technologii a uvádí na trh jednak zařízení pro nepřímou radiografii (CR), která je založená na paměťových fóliích, a jednak pro přímou radiografii (DR), založenou na velkoplošných snímacích detektorech. Technologii doplňují systémy umožňující prohlížení, úpravu a archivaci snímků, jejich posílání po síti, tisk, integraci do libovolného informačního systému zdravotnického zařízení.

2.3.1 Nepřímá radiografie

Názvem nepřímá radiografie se obvykle označuje počítačová radiografie (Computed Radiography, CR), která používá velmi podobný systém zobrazení jako konvenční radiografie, kromě toho, že místo filmu se k vytvoření obrazu používá speciální paměťová fólie na bázi fluorescenčních materiálů ze vzácných zemin. Paměťová fólie je umístěna ve světlotěsné kazetě, která je tvarem i velikostí shodná s kazetami pro filmový materiál.

Záznamu obrazu v paměťové fólii se dosáhne po expozici rentgenovým zářením, kdy dopadající fotony způsobí excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině (elektronové pasti). Postupným ozářením (skenováním) jednotlivých bodů fólie červeným laserovým světlem se elektrony převedou zpět, přitom uvolněná energie se vyzáří ve formě světelného záření, úměrného intenzitě dopadajícího rentgenového záření. Světelný signál je nejprve převeden na elektrický signál a následně digitalizován. Obraz je zaznamenán ve standardní matici o velikosti jednoho pixelu okolo 100 μm .

Paměťová fólie se po přečtení vymaže intenzivním světlem a je připravena pro další použití. Životnost fólie, a tím i násobnost použití, je ovlivňována řadou faktorů, zejména mechanickým namáháním v konkrétním čtecím zařízení a vlhkostí. Obvykle lze fólii opakovaně použít v řádu několika tisících expozic.

2.3.2 Přímá radiografie

Pod pojmem přímá radiografie je obvykle vnímán systém digitálního zobrazení, kdy se snímek objeví na monitoru po několika sekundách. Mluví se o digitální radiografii (Direct Radiography – DR), avšak i zde musíme fyzikálně rozlišit, zda jde o přímou nebo nepřímou digitalizaci, přesněji o digitalizaci s přímou konverzí fotonového záření v elektrický signál, nebo o digitalitaci s nepřímou konverzí, kdy je nejprve fotonové záření přeměněno ve světelné záření a teprve potom dochází k přeměně světelného záření v elektrický signál.

Vzhledem k rychlému vývoji zobrazovacích technologií se pomalu stírá rozdíl mezi současným vnímáním přímé a nepřímé digitalizace a více se uplatňuje termín „kazetová“ nebo „bezkaetová“ digitalizace.

U bezkaetové digitalizace je rentgenový obraz snímán detektorem zabudovaným přímo v rentgenovém přístroji. K detekci se používají polovodičové systémy (ploché detekční panely - flat panel detectors) obsahující speciální čip tvořený maticí světlocitlivých polovodičových elementů. Počet a velikost těchto prvků ovlivňuje rozlišovací schopnost snímače, dobu potřebnou k přečtení informace a pořizovací cenu. Těchto světlocitlivých elementů (pixelů) detektor obsahuje několik miliónů, proto jsou uspořádány do matice, buzené po sloupcích se čtením pomocí přenosu náboje v (CCD) řádcích. Polovodičové detektory se používají buď s přímou nebo nepřímou konverzí rentgenového záření.

Nepřímá konverze

Systémy s nepřímou konverzí obsahují amorfní křemík (a-Si) a převod rentgenového záření na viditelné světlo se zde provádí pomocí scintilační vrstvy. Viditelné světlo je pak detekováno pomocí matice fotodiod nebo tranzistorů.

Přímá konverze

Systémy s přímou konverzí využívají ke vzniku náboje záření amorfní selen (a-Se) bez pomocného scintilátoru ve fotovodivé selenové vrstvě. Urychlení je zde pomocí napětí vloženého na elektrodu, a náboj se zde snímá tranzistorovým polem.

2.3.3 Základní parametry zobrazovacích systémů

Různé obory kladou odlišné požadavky na zobrazovací detektory, proto je složité jednoznačně rozhodnout, který detektor je pro danou aplikaci nejvhodnější.

Nejdůležitější parametry obecně:

- **Rozeř detektoru** – určuje, zda bude vhodný pro danou aplikaci. Pro medicínální zobrazovací systémy je nutno uvažovat s maximálním rozměrem 17“ x 17“ (43 cm x 43 cm).
- **Rozlišovací schopnost** (též prostorová rozlišovací schopnost, rozlišení při vysokém kontrastu) – rozhoduje o rozlišení požadovaných detailů. Udává se v počtu párů čar na 1 mm. V poslední době se vyskytuje velké množství literatury, kde se porovnávají digitální metody s klasickou filmovou radiografií pro různé oblasti medicínální diagnostiky. Z provedených zkoušek vyplývá, že detektory s velikostí obrazového bodu < 200 μm, ve všech případech dávají stejné nebo lepší diagnostické výsledky jako filmové systémy.
- **Citlivost** – určuje dávku a tím ovlivňuje radiační zátěž pacienta a délku expozice. Pokládáme-li za standart zesilující fólii se zesilujícím koeficientem 400 pak digitální systémy, v závislosti na přijatelné úrovni šumu, dovolují expoziční dobu i zkrátit.
- **Rychlost záznamu a čtení** - v porovnání s potřebným chemickým zpracováním filmů, které trvá u automaticky zpracovávaných filmů minimálně 90 sekund, spíše však déle, je obraz v případě nepřímé radiografie k dispozici na diagnostickém monitoru za 40 až 50 sekund, v případě přímé digitalizace za méně než 10 sekund. Výhodou je také to, že expozici je možno v případě potřeby zopakovat bez nutnosti změny polohy pacienta.

- **Dynamický rozsah** - pro digitální systémy v medicíně se za standard považuje 14 bitový rozsah, tj. více než 16 000 šedých odstínů. Udává se, že lidské oko je schopné rozlišit maximálně několik set odstínů šedi. Rovněž dynamický rozsah rentgenového filmu je nižší a lineární oblast senzimetrické křivky je omezená.

V podstatě to znamená, že snímky podexponované i přeexponované budou na monitoru dobře čitelné, pouze s nutnou změnou jasu, zatímco na filmu jsou světlé a tmavé oblasti snímku mimo lineární oblast senzimetrické křivky deformovány jejími zakřivenými částmi.

- **Dosažitelný kontrast snímku** - (rozlišení detailů s malou odchylkou hustoty). Jak jas, tak kontrast digitálního snímku je možno dodatečně měnit v širokém rozsahu, což u filmových systémů lze jen v malém rozsahu při zpracování, poté už ne. Vhodným nastavením je možno odlišit detaily v celém dynamickém rozsahu, což je u filmu nemyslitelné. Dalšího rozlišení lze dosáhnout přiřazením nepravých barev různým optickým hustotám, neboť lidské oko rozpozná lépe jemné barevné odstíny, než malé rozdíly stupňů šedi.
- **Pořizovací náklady a náklady související s provozem.** Na rozdíl od filmových systémů, které vyžadují spotřební materiál – filmy a zpracovatelskou chemii u digitálních systémů tato položka odpadá. Odpadá zde také nutnost pořízení temné komory a jejího vybavení, zpracovatelského automatu, senzimetrické kontroly zpracování ale i náklady na likvidaci zpracovatelských roztoků a skladovací prostory pro hotové snímky. Na druhou stranu je potřeba vybavení navíc: počítač(e), software, diagnostický monitor, atd. Dále je potřeba jednorázová investice do obrazového receptoru (DR) nebo čtečky paměťových fólií (CR). U DR žádné další požadavky nejsou, u CR přistupují ještě paměťové fólie, jejichž životnost je omezena na několi tisíc expozic v závislosti na mechanickém namáhání jak při čištění, tak ve čtecím zařízení samém.

2.4 Základní principy ochrany před zářením

Z hlediska dávky a účinku ionizujícího záření na lidský organizmus je třeba rozlišovat dva základní typy účinku:

- Nestochastické účinky - k nimž dochází v důsledku smrti části ozářené buněčné populace. Jejich závažnost vzrůstá s dávkou od určitého dávkového prahu.
- Stochastické účinky - (pozdní nádorové projevy a geneticky podmíněné změny u potomstva) – k nimž dochází v důsledku vyvolaných změn v genetické informaci buňky. Předpokládá se pro ně bezprahový lineární vztah mezi dávkou a účinkem.

Cílem ochrany před zářením je zcela vyloučit nežádoucí nestochastické účinky a omezit výskyt stochastických účinků na tak nízkou úroveň, aby byla přijatelná pro společnost a jednotlivce.

Dosažením uvedeného cíle je dosahováno uplatňováním následujících principů radiační ochrany:

- Princip zdůvodnění
- Princip optimalizace
- Princip limitování dávek

Princip zdůvodnění

Kterékoliv rozhodnutí, které mění radiační expoziční situaci, např. uvedením nového zdroje záření nebo snižováním existující expozice, mělo by způsobit více užitku než škody, tj. přinést individuální nebo společenský přínos, který je větší než újma, kterou způsobuje.

Specifické je zdůvodnění lékařské expozice pacientů, které můžeme rozdělit do tří úrovní.

1. použití záření (je přijímáno jako prospěšné pro pacienta a jeho zdůvodnění se nyní pokládá za prokázané);
2. definování a zdůvodnění konkrétní procedury se specifickým zaměřením;
3. zdůvodnění aplikace příslušné procedury individuálnímu pacientovi.

Základním cílem lékařských expozičních je přínos daného vyšetření pacientovi z pohledu stanovení správné diagnózy a dalšího léčebného postupu. Vedlejší význam se přikládá radiační újmě z expozičních radiologickému personálu a jiným jedincům. Odpovědnost za zdůvodnění aplikace konkrétní procedury připadá příslušným praktikujícím lékařům.

V atomovém zákoně je princip zdůvodnění uzákoněn povinností: „Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout“.

Zdůvodnění činnosti pro lékařské ozáření je uvedeno v § 60 vyhlášky č.307/2002 Sb.:

Lékařské ozáření jednotlivých osob se odůvodňuje očekávaným individuálním zdravotním prospěchem pacienta. V případě preventivní péče, včetně vyhledávaných vyšetření, je lékařské ozáření možné uskutečnit pouze pokud je zdůvodněno očekávaným přínosem pro jedince, u něhož bude nemoc odhalena, s uvažováním možnosti léčebného ovlivnění nemoci. V některých případech může být důvodem vyhledávacích vyšetření ochrana obyvatelstva.

Do procesu odůvodnění lékařského ozáření musí být v souladu s principy klinické odpovědnosti zapojen jak indikující lékař, tak aplikující odborník, kteří :

- a) vždy vezmou v úvahu účinky, přínosy a rizika dostupných jiných metod, které vedou k témuž cíli, avšak nezahrnují ozáření ionizujícím zářením.*
- b) před každým použitím zdroje ionizujícího záření k lékařskému ozáření zjistí u pacienta předchozí významné aplikace radionuklidů a ionizujícího záření, které by mohly mít význam pro uvažované vyšetřování nebo léčbu, u žen v reprodukčním věku zjistí možnost těhotenství nebo kojení dítěte: tyto údaje zaznamenají do zdravotnické dokumentace pacienta,*

c) *u těhotných žen provedou vyšetření spojené s ozářením pouze v neodkladných případech nebo z důvodů porodnické indikace: přitom je nezbytné vždy zvlášť pozorně zvažovat nutnost získání požadované informace s pomocí použití zdrojů ionizujícího záření a volit jen takovou techniku, která zajistí maximální ochranu plodu; u kojících žen musí být při nukleárně-medicínském vyšetření věnována obdobná pozornost odůvodnění a posouzení jeho naléhavosti.*

Princip optimalizace ochrany

Ke zdroji vztažený proces směřující k udržování individuálních dávek, počtu exponovaných lidí a pravděpodobnosti, že k expozici dojde tam, kde to není jisté, na úrovni tak nízké jak je to rozumně dosažitelné pod příslušnými dávkovými optimalizačními mezemi s uvážením společenských a ekonomických faktorů.

Pro lékařské expozice optimalizace znamená vhodný výběr citlivosti fólií pro daný typ vyšetření, správné vyclonění pole na zobrazovaný objekt, volbu optimálních expozičních parametrů, případně i použití ochranných pomůcek.

Princip limitování dávek

V plánovaných situacích celková dávka kterémukoliv jednotlivci ze všech kontrolovatelných zdrojů by neměla překročit příslušné limity specifikované Komisí. Jedná se o princip vztažený k jednotlivcům. Dávkové limity se neuplatňují v lékařské expozici pacientů, v nehodových situacích a při existujících expozičních situacích. Při profesní expozici se dávkové limity uplatňují v situacích určených regulačním orgánem.

V atomovém zákoně je princip limitování uzákoněn povinností : *„Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činností vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity“.*

Limity ozáření jsou závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiačních činností, jejichž překročení není ve stanovených případech přípustné. Nevztahují se na přírodní pozadí, lékařské expozice a havarijní ozáření.

Zvlášť se uvádějí limity pro profesní expozice (limity pro radiační pracovníky), zvlášť pro obyvatelstvo (limity obecné). Hodnoty limitů jsou uvedeny v následující tabulce (tab.č.1)

Limitovaná veličina	Obecné limity	Limity pro radiační pracovníky
Efektivní dávka	1 mSv/rok	100 mSv/ 5 roků 50 mSv/ rok
Ekvivalentní dávka v oční čočce	15 mSv/rok	150 mSv/rok
Ekvivalentní dávka v kůži	50 mSv/rok	500 mSv/rok

Tab.č. 1: Limity ozáření

2.4.1 Diagnostické referenční úrovně (DRÚ)

Diagnostické referenční úrovně nesmí být chápány jako limit; jejich překročení je možné u pacientů s hmotností větší než 70 kg a ojediněle i v případech, kdy je to zdůvodněno stavem pacienta (jiná onemocnění, komplikace apod.). a očekávaným diagnostickým přínosem. Optimální hodnoty by měly být v rutinní klinické praxi nižší nebo maximálně rovné DRÚ. Jedním z důvodů pro zavedení diagnostických referenčních úrovní byla skutečnost, že dávky lékařského ozáření představují významný podíl na celkové radiační zátěži populace z přírodních a umělých zdrojů a že se mohou lišit pracoviště od pracoviště pro tentýž typ vyšetření až několikanásobně. V posledních desetiletích se ukázalo, že lékařské ozáření v radiodiagnostice a nukleární medicíně mělo ve světě tendenci k růstu, i přes to, že se uplatňovaly principy zdůvodnění a optimalizace diagnostických postupů.

Diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření

Vyšetření	Projekce	Vstupní povrchová kerma Ke^* (vztažena na 1 snímek) [mGy]
Bederní páteř	AP – projekce předozadní	10
	LAT – projekce boční	30
	LSJ – projekce na lumbosakrální přechod	40
Břicho, intravenosní urografie a cholecystografie	AP – projekce předozadní	10
Pánev	AP – projekce předozadní	10
Kyčelní kloub	AP – projekce předozadní	10
Hrudník	PA – projekce zadopřední	0,4
	LAT – projekce boční	1,5
Hrudní páteř	AP – projekce předozadní	7
	LAT – projekce boční	20
Lebka	PA – projekce zadopřední	5
	LAT – projekce boční	3
Zuby	Intraorální snímek	5
	radioviziografie	1

*Kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu. Hodnoty se tam, kde je používána zesilovací fólie, vztahují na kombinaci film – zesilující fólie s relativním zesílením 200. Pro kombinaci s vyšším zesílením (400, popř. 600 by hodnoty měly být redukovány 2 - krát, popř. 3 - krát.

Tab. č.2: příloha č.9 k vyhlášce č. 307/2002 Sb.

Diagnostické referenční úrovně pro vyšetření výpočetní tomografií

Vyšetření	Vážený kermový index výpočetní tomografie C_w (na jedno tomografické vyšetření) [mGy]
Hlava	60
Bederní páteř	35
Břicho	35

Tab. č.3: DRÚ pro CT

3. Cíle práce a hypotéza

3.1 Cíl práce

Měřit radiační zátěž pacientů při RTG vyšetření plic jednotlivými technikami na CR, DR a CT, porovnat měkkou a tvrdou techniku, vyhodnotit výsledky měření pomocí tabulek a navrhnout opatření, které povede k možnému snížení radiační dávky.

3.2 Hypotéza

Existuje stále velký rozdíl mezi používanými postupy při radiografickém vyšetření plic na jednotlivých pracovištích, a je proto třeba dále věnovat pozornost snižování zátěže pacientů vhodnou volbou techniky zobrazení.

4. Metodika

Praktickou část práce jsem realizovala na radiologické klinice Fakultní nemocnice Královské Vinohrady. Pro měření radiační zátěže pacientů byl použit antropomorfní fantom a termoluminiscenční dozimetry (TLD). Po přípravě fantomu byla pozorovaná oblast ozářena se stejnými expozičními parametry jako se používají pro daný typ vyšetření na pacienta, a to pro každý typ vyšetření několikrát. Expozice byly provedeny postupně na DR snímkovně, CR snímkovně se stacionárním rentgenem, dále na mobilním skiagrafičtém přístroji využívajícím CR zobrazení a na CT zařízení. Po každé expozici na jednotlivých pracovištích byly dozimetry vyhodnoceny v TLD readeru.

4.1 Použité radiologické přístroje

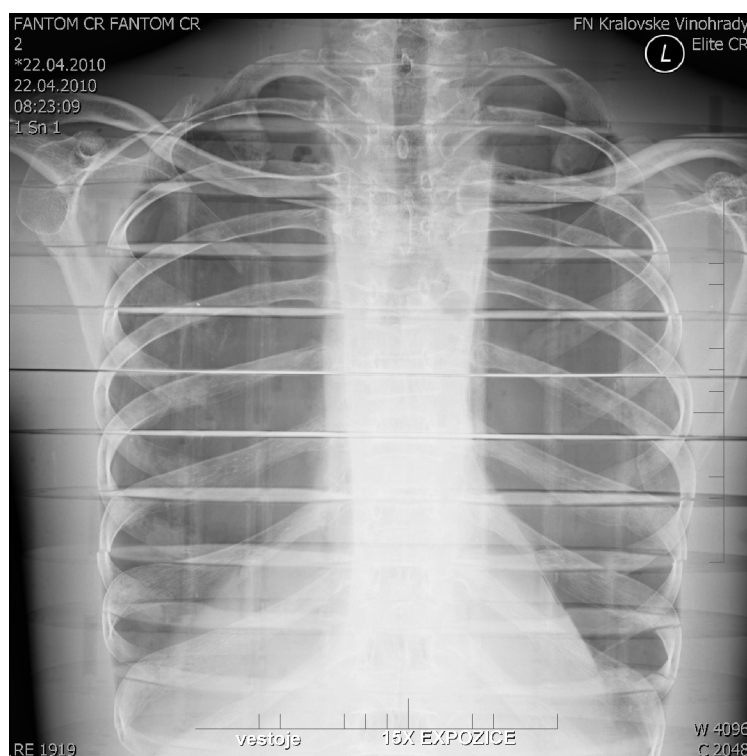
Tvrdou technikou se ve FNKV snímkuje na DR pracovišti, vybaveném rentgenovým systémem Sedecal s detektory Canon. Systém je vybaven vysokofrekvenčním generátorem Herkules 65 s pracovním výkonem 65 kV, pracovní frekvencí 100 kHz, anodovým napětím 40 až 150 kV, elektrickým množstvím 0,5 až 1000 mAs, vysokorychlostní rentgenkou Toshiba s rychlostí otáčení anody 9700 ot/min a s velikostí ohnisek 0,6 a 1,2 mm. Vyšetřovací nářadí tvoří elevační stůl, vertigraf a stropní závěs se systémem Autotracking, který synchronně kopíruje vertikální pohyb stolu a vertigrafu. Kolimace je prováděna automaticky pomocí laserového paprsku, expoziční doba se měří automaticky a DAP metr měří plošnou dávku pacienta během expozice.

Fantom byl snímkován ve standardní PA projekci u vertigrafu (viz. Obr.č. 1).



Obr. 1 Snímkování fantomu na pracovišti DR

Měkkou technikou se ve FNKV snímkuje na pracovišti s nepřímou digitalizací, a to jak na stacionárním rentgenu tak na pojízdném rentgenu. Stacionární rentgen je vybaven starším systémem Chirana, jehož součástí je multipulzní generátor MP15 s volbou anodového napětí 40 až 120 kV, rozsahem elektrického množství 1 až 200 mAs s maximálním výkonem 15 kW.



Obr. 2 Fantom osnímkovaný měkkou technikou na pracovišti CR

Pacienti na lůžku se ve FNKV snímkuji mobilním skiagrafickým zařízením Mobilet Plus od firmy Siemens. Používané napětí lze nastavit v rozsahu 40 až 133 kV, elektrické množství v rozsahu 0,5 až 200 mAs. Rentgenka má velikost ohniska 0,8 mm, celková filtrace svazku je 3,8 mmAl.



Obr. 3 Snímkování fantomu pomocí pojízdného rentgenu

Exponované kazety CR systému byly přečteny pomocí čtečky Direkt View Elite CR systém firmy Kodak (Carestream Health), viz obr.č.4.



Obr. 4 Čtečka Direkt View Elite

Vyšetření CT jsem provedla na spirálním CT přístroji od firmy Siemens Somatom Definition AS+ s rentgenkou Straton MX P o napětí 145 kV a generátorem o rozsahu 80 -140 kV a proudu 10 - 500 mAs. Po nastavení a zhotovení topogramu se provádějí řezy v pětimilimetrových vrstvách od klíční kosti až po bránici. Počet řezů je individuální dle velikosti vyšetřovaného pacienta. Při vyšetření fantomu bylo použito 72 řezů, což je obvyklé pro standardního pacienta. Použitá expozice byla 120 kV a 73 mAs.



Obr.5 Fantom při vyšetření pomocí CT



Obr. 6 Řez fantomem při CT vyšetření

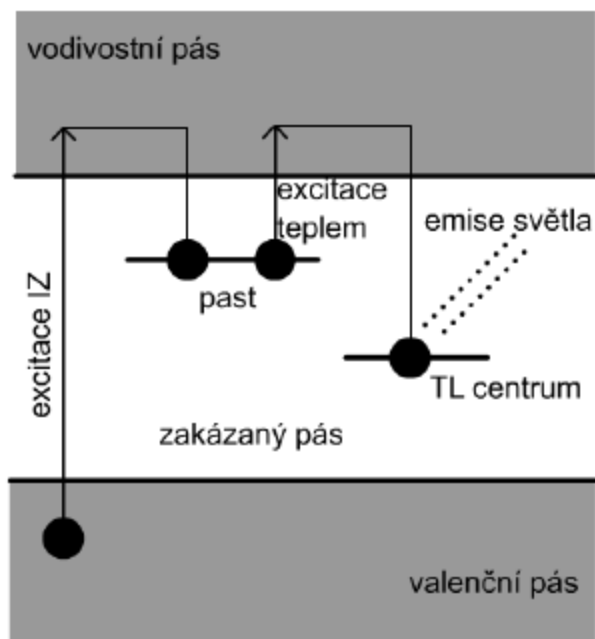
4.2 Antropomorfní fantom

Při měření patientských dávek byl místo pacienta použit antropomorfní fantom ve tvaru lidského těla. Tento fantom simuluje lidské tělo nebo jeho části. Skládá se z různých lidských tkání s ohledem na tvar, velikost, pozici, tkáňovou denzitu a zeslabení záření. Fantom celého těla je seskládán ze 36 transverzálních řezů. V každém řezu je několik desítek otvorů uzpůsobených pro vložení termoluminiscenčních dozimetrů. Otvor, který není zaplněn termoluminiscenčním dozimetrem je zaplněn špalíčkem z tkáňově ekvivalentního materiálu, aby bylo dosaženo homogenní absorpce záření.

K fantomu byl k dispozici plánek jednotlivých řezů z označením poloh dozimetrů. Pomocí atlasu CT řezů jsme přiřadili polohy dozimetrů k jednotlivým orgánům.

4.3 Termoluminiscenční dozimetrie

Ozáření pevné látky (nazývanou fosfor nebo luminofor) ionizujícím zářením může vést k zachycení uvolněných elektronů nebo děr v lokálních poruchách mřížky, které mají povahu elektronových nebo děrových pastí. Pokud je hloubka těchto pastí (tj. energetický rozdíl mezi vodivostním pásem a pastí) dostatečná, zachycené náboje v nich setrvávají po takovou dobu, dokud není nějakým vnějším působením zvýšena pravděpodobnost jejich úniku. Jednou z možností, jak jim dodat dostatečnou energii k opuštění pastí, je ohřev dané látky. Malá část energie, uvolněná při návratu nosičů náboje do stabilního stavu, může být vyzářena ve formě viditelného nebo ultrafialového světla. Je možné dokázat, že počet zachycených (zamrzlých) elektronů je úměrný množství zářivé energie pohlcené v luminoforu, neboli úměrný dávce. Zamrzlé elektrony je ovšem nutno spočítat. Tuto možnost poskytuje prudké vyhřátí detektoru na takovou teplotu, kdy se zachycené elektrony budou uvolňovat a rekombinovat za současného vyzářování rozdílu energií ve formě viditelných fotonů.



Obr. 7 Schéma termoluminiscenčního jevu

4.3.1 Termoluminiscenční detektory (TLD)

Pro TLD dozimetrii se používá nepřeberné množství termoluminiscenčních látek. Pro měření jsem použila TLD LiF:Mg,Cu,P peletky s výškou 0,9 mm a průměrem:4,5 mm vyráběné firmou Harshaw pod značkou TLD-100. Tento syntetický materiál je aktivován hořčíkem a nepatrným množstvím některých dalších prvků. Na vyhřívací křivce má obvykle asi 5 vysokoteplotních maxim, z nichž hlavní leží v okolí teplot 450 - 493° K. Emisní spektrum je v oblasti 400 nm a luminiscenční výtěžek pro fotonové záření je dostatečný pro detekci dávek asi od 10 μ Gy výše. Tento detektor je velmi citlivý na povrchovou čistotu. Kromě čištění a mytí v ultrazvukové pračce se po každém použití musí tepelně popouštět. Smyslem takového tepelného zpracování je uvést vnitřní strukturu detektoru do původního stavu tak, aby byla použitelná kalibrační křivka.

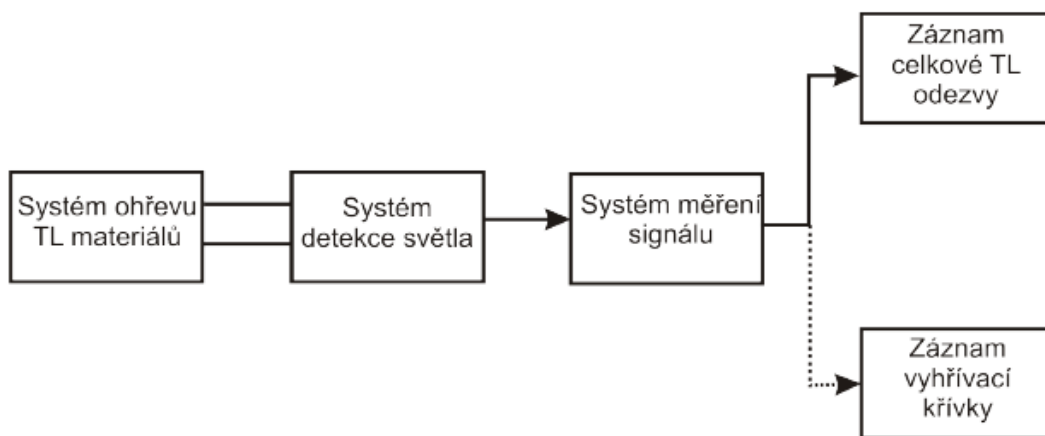


Obr. 8 Termoluminiscenční dozimetry v ochranném platičku

4.4 Použitý vyhodnocovací přístroj pro TLD

Pro vyhodnocování dozimetrů byl použit TLD reader Harshaw 4500.

Funkční schéma TL aparatury je uvedeno na obrázku.



Obr. 9 Schéma zpracování TL dozimetru

Podstata aparatury pro vyvolání a zachycení TL signálu je vcelku velmi jednoduchá. Ozářený detektor je nutno prudce zahřát a uvolněné světlo kvantitativně zachytit. Jednoduchý princip však v praxi vede k poměrně komplikovaným aparaturám. Schéma tohoto zařízení má v podstatě dva okruhy – vyhřívací a detekční. Obě tyto části jsou různě konstrukčně rozvíjeny, obměňovány a doplňovány.



Obr. 10 TLD reader Harshaw 4500

a) Vyhřívací část

Nároky na vyhřívací část jsou celkem značné. Je třeba, aby nárůst teploty vyhřívávaného vzorku byl lineární a měnitelný v širokém intervalu obvykle od $1 \text{ K} \cdot \text{min}^{-1}$ do $10 \text{ K} \cdot \text{s}^{-1}$, a to až do horní hranice potřebných teplot, které činí obvykle 600 – 900 K. Většina aparatur má časový spínač pro časově odstupňované otevírání a zavírání clony vstupu fotonásobiče, čímž je umožněna registrace jen některých, předem zvolených částí vyhřívací křivky. TL aparatura má možnost indikace nebo záznamu okamžité teploty vyhřívávaného detektoru. Vyhřátí detektoru je realizováno proudem horkého dusíku. Samostatným problémem bývá optická část termoluminiscenční aparatury, tj. kombinace světelné clony s tepelným a světelným filtrem. Na optimalizaci této části je do značné míry závislá i účinnost detekce. Celá vyhřívací část pracuje v atmosféře dusíku. Ten jednak zabraňuje vzniku hoření organických nečistot na površích detektorů (tento nežádoucí jev bývá nazýván „combustion – luminiscence“), jednak ventiluje a částečně ochlazuje i čelo fotonásobiče.

Nejsložitější průběh ohřevu se skládá ze tří částí: předohřevu, vlastního ohřevu a annealingu. Předohřev slouží k vyprázdnění mělkých pastí, které se na vyhřívací křivce projeví výskytem nízkoteplotních maxim náchylných k vysokému fadingu i při pokojové teplotě. Během předohřevu se proto nezaznamenává emitované světlo. Následuje ohřev materiálu s odečtem světelného signálu. Během vlastního ohřevu se obvykle nevyprázdní všechny pasti, a proto je k odstranění zbytkového signálu třeba provést annealing, kdy je dozimetr vyhřát na teplotu převyšující maximální teplotu odečtu.

Důležitou součástí vyhřívacího systému jsou regulační, ovládací a kontrolní prvky, které mají zajistit naprostou reprodukovatelnost vyhřívacího cyklu, umožnit volbu jeho průběhu a sledovat důležité parametry mající vliv na stabilitu a reprodukovatelnost měření. Nebude-li toto zajištěno, tak díky závislosti vlastností dozimetrů na způsobu předchozího vyhodnocování získáme postupně dozimetry s neporovnatelnou odezvou. Nárůst teploty u odporového způsobu ohřevu je řízen změnami napětí, teplota je snímána termočlánkem nebo detektorem infračerveného záření, jehož výstupní údaj slouží pro regulaci ohřevu. Reprodukovatelným způsobem musí proběhnout nejenom ohřev, ale i ochlazení dozimetru, jelikož rychlost chladnutí má také vliv na jeho citlivost.

Proud fotonásobiče lze zesílit stejnosměrným zesilovačem, jehož výstup může být spojen se zapisovačem registrujícím vyhřívací křivku nebo s elektrometrem, kterým se stanoví celková odezva pomocí celkového náboje na výstupu zesilovače. Běžnou praxí v nynější době je přímé propojení výstupu readeru s osobním počítačem.

b) Detekční část

Optický signál z dozimetru musí být kvantitativně vyhodnocen. Jelikož světelný tok píku z dozimetru ozářeného dávkou řádově mGy činí 10^{-12} - 10^{-10} lm, je jako detektor světla používán fotonásobič, neboť ostatní detektory světla jsou nedostatečně citlivé. Před fotonásobič je třeba předřadit optický systém, jehož úkolem je potlačit nežádoucí signál zvyšující pozadí a zároveň koncentrovat veškeré luminiscenční světlo na katodu fotonásobiče. Takový optický systém se obecně skládá ze tří částí: komory, ve které je zahřátím detektoru produkován TL signál, optického filtru a světlovod.

Z hlediska sběru luminiscenčního světla by bylo neúčinnější, aby byl TL materiál umístěn co nejbliže fotonásobiči. Díky teplotní závislosti fotokatody však toto není možné, jelikož v takovém uspořádání by docházelo k přílišnému zahřívání fotonásobiče. Proto se mezi TL dozimetr vkládá kromě již zmíněných filtrů také světlovod. Úkolem světlovodu je kromě oddálení obou částí dopravit co nejvíce světla na fotokatodu fotonásobiče a zároveň nebýt dalším zdrojem šumu. Přírodní záření je totiž příčinou scintilací, fosforescence a Čerenkovova záření ve světlovodu, zejména je-li vyroben ze skla, a vše toto způsobuje významné rušivé impulsy. V takovém případě se vkládá optický filtr až mezi světlovod a fotokatodu. Jinou možností je použití duté trubičky s odrazivým vnitřním povrchem. Jako světlovod lze použít také čočku, toto je zvláště vhodné, je-li průměr fotokatody menší než průřez vyhřívací komory.

Výstupní signál fotonásobiče je v podobě elektrického signálu, který není problém dále zpracovat. Nejčastěji se měří proud fotonásobiče, který je úměrný toku luminiscenčního světla. Proud je poté převeden na řadu napěťových impulsů s konstantní amplitudou, jejichž četnost je přímo úměrná proudu a měří se měřičem četnosti, který dává odpovídající stejnosměrný signál pro vstup zapisovače, na němž lze registrovat vyhřívací křivku. Celkový počet pulsů, měřený čítačem dává informaci.

c) Doplňková zařízení

U pevných detektorů používáme přísávací podavač, neboť hrozí znečištění nebo otlačení povrchů, které se projeví zhoršením reprodukovatelnosti. Dalším důležitým prvkem termoluminiterů je kontrolní zdroj světla – obvykle podžhavená žárovka nebo radioluminiscenční preparát, kterým se kontroluje stabilita a nastavení termoluminiteru.

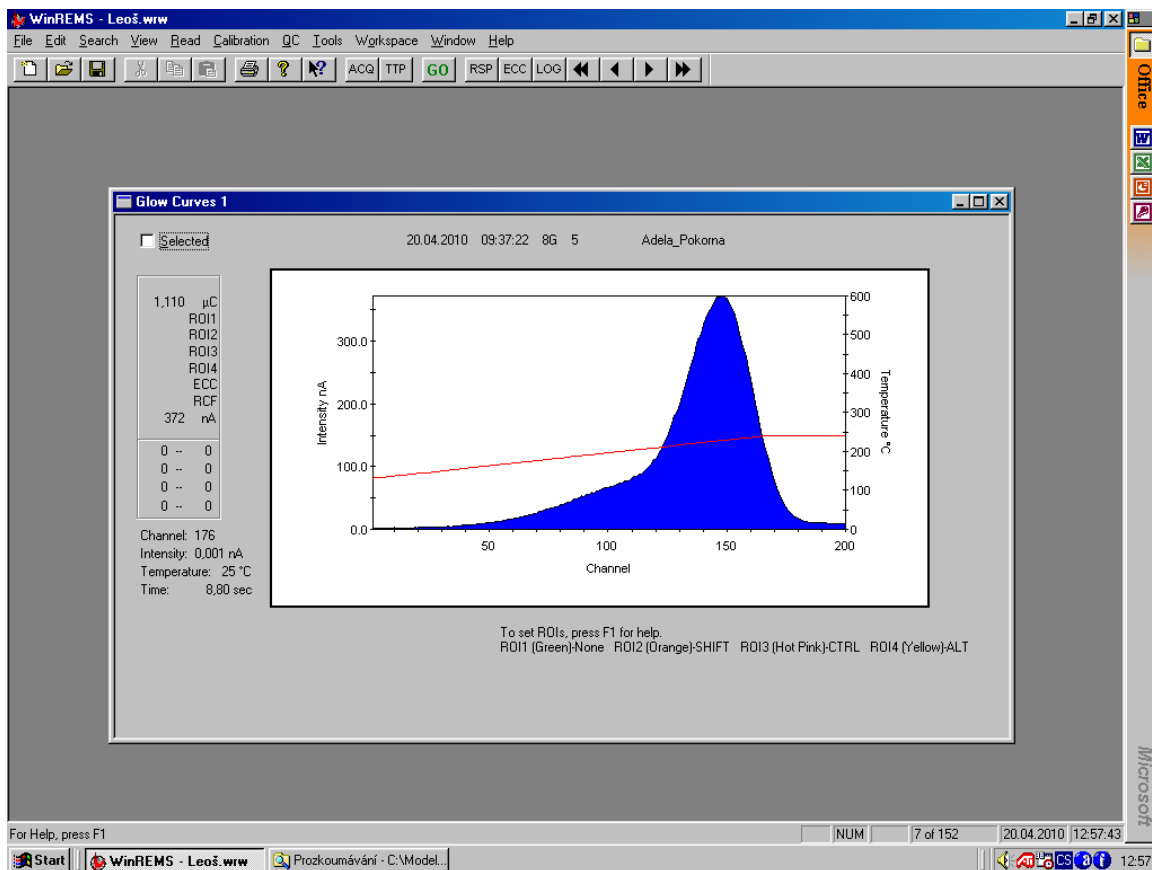
4.4.1 Princip vyhodnocení v TLD readeru

Do vyhodnocovacího zařízení se TL dozimetry v podobě peletky vkládají jednotlivě, a to pomocí savky, která napomůže k přesnému položení peletky. Nesprávné umístění dozimetru může ovlivnit výsledky. Vyhodnocení jedné peletky v přístroji trvá okolo 90 vteřin. Po zahřátí luminoforu v aparatuře přizpůsobené pro záznam množství emitovaných světelných kvant v závislosti na teplotě se projeví toto svícení jako tzv. „vyhřívací křivka“. Jas látky zpočátku exponenciálně roste, neboť vzrůstá pravděpodobnost uvolnění elektronů ze záchytných center. Po dosažení maxima klesá, jakmile se zásoba zamrzlých elektronů vyčerpá.



Tímto získáme křivku, udávající závislost zářivého toku Φ na čase t , přičemž obě závislosti jsou spojeny funkcí udávající průběh teploty s časem $T=T(t)$. Jednotlivá maxima na křivce jsou pro každou termoluminiscenční látku odlišná a jsou pro ni charakteristická. Odpovídají jednotlivým typům pastí, které se vyprazdňují postupně podle své energetické hloubky.

Vyhřívací křivka $\Phi(T)$ závisí kromě dávky D ionizujícího záření i na režimu ohřevu. Při konstantním režimu ohřevu lze však dávce přiřadit jak maximální hodnotu toku záření, tak i integrál z celé křivky.



Obr. 12 Vyhřívací křivka

Po zahřátí se na fotokatodě fotonásobiče mění světelný signál na elektrický, ten je zesilován systémem dynod a zesilovačem pak měřen. Teplota látky je během ohřevu snímána termočlánkem. Emitované světlo prochází tepelnými, popřípadě i optickými filtry a je snímáno fotonásobičem.

Výstupní signál fotonásobiče je v podobě elektrického signálu, který není problém dále zpracovat. Nejčastěji se měří proud fotonásobiče, který je úměrný toku luminiscenčního světla. Proud je poté převeden na řadu napěťových impulsů s konstantní amplitudou, jejichž četnost je přímo úměrná proudu a měří se měřičem četnosti, který dává odpovídající stejnosměrný signál pro vstup zapisovače, na němž lze registrovat vyhřívací křivku. Celkový počet pulsů měřený čítačem dává informaci o celkové TL odezvě.

V této práci bylo pro každé ozáření fantomu použito vždy 120 termoluminiscenčních dozimetrů. Dozimetry byly nejprve ve Státním ústavu radiační ochrany nakalibrovány, aby se zjistil korekční faktor individuální odezvy každého dozimetru na absorbované dávce. Před ozářením fantomu pro každou modalitu vyšetření byly vyčleněny vždy 4 dozimetry jako kalibrační. Ty byly ozářeny přesně stanovenou dávkou při stejné kvalitě svazku (anodové napětí, celková filtrace) jako fantom. Dávka byla měřena přístrojem Radcal 9010 s ionizační komorou 10X5-6 pro přímé svazky záření. Odezva dozimetrů ozářených ve fantomu neznámou dávkou a vyhodnocená na zařízení Harshaw 4500 popsaném v předchozí části byla nejprve upravena korekčním faktorem, a poté pomocí údajů z kalibračních dozimetrů převedena na dávku.

4.5 Veličiny a jednotky používané v ochraně před zářením

Absorbovaná dávka D

je definována jako poměr střední energie $d\varepsilon$ sdělené v objemovém elementu látky a hmotnosti dm tohoto elementu.

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

Jednotkou absorbované dávky v soustavě SI je joule na kilogram ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$), pro který byl zaveden název gray (Gy). Jinými slovy lze říci, že absorbovaná dávka je energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém místě.

Pro sdělenou energii platí vztah

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{\text{in}} - \sum \varepsilon_{\text{ex}} + \sum Q,$$

kde první člen na pravé straně rovnice je součet energií všech přímo a nepřímo ionizujících částic, které do daného objemu vstoupily; druhý člen je součet energií všech částic, které objem opustily; poslední člen představuje součet všech změn (úbytků s kladným a přírůstků se záporným znaménkem) klidových energií jader a elementárních částic při jakýchkoliv jaderných přeměnách, k nimž uvnitř daného objemu došlo.

Dávkový příkon

je poměr přírůstku dávky dD za čas dt . Jednotkou je $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$, lze však používat i jednotky času, které nejsou v mezinárodní soustavě jednotek (SI), např. $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ nebo $\mu\text{Gy}\cdot\text{min}^{-1}$.

Kerma K

je definována jako poměr součtu počátečních kinetických energií dE_k všech nabitých částic uvolněných nenabitými částicemi v V , kde dE_k je součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v objemovém elementu látky a hmotnosti dm tohoto elementu.

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

Jednotkou kermy je, stejně jako jednotkou absorbované dávky, 1 Gy.

Kerma se používá jen v souvislosti s nepřímo ionizujícím zářením (záření fotonů, neutrony). Za podmínky rovnováhy nabitých sekundárních částic se kerma rovná absorbované dávce. Dávka v uvažovaném objemu charakterizuje celkovou energii absorbovanou při ozáření tohoto objemu – rovná se součtu dílčích příspěvků ΔE_D . Kerma charakterizuje energii sdělenou nepřímo ionizujícím zářením při první srážce nabitým částicím (elektronům, protonům). Rovnováha nabitých částic existuje v případě, že energie odnesená nabitými částicemi mimo uvažovaný objem (část energie dE_k) se rovná energii přenesené do tohoto objemu nabitými částicemi, jež do něho vnikly z jeho okolí. Pro fotonové záření je podmínka rovnováhy nabitých částic (v tomto případě elektronů) splněna, je-li energie záření nižší než 3 MeV. Pro většinu praktických situací v ochraně před zářením, stejně jako v rentgenové diagnostice, lze tuto rovnováhu předpokládat.

Kermový příkon K

je přírůstek kermy dK za časový interval dt , tj. $K = dK/dt$. Jednotkou kermového příkonu je $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$.

Ekvivalentní dávka v orgánu nebo tkáni H_T

je součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření typu R,

$$H_T = w_R \cdot D_{TR}$$

Hodnota radiačního váhového faktoru w_R je pro fotony a elektrony 1, pro neutrony 5 až 20 v závislosti na jejich energii, pro protony 5, pro částice alfa, těžká jádra a štěpné fragmenty 20.

Efektivní dávka E

se stanoví jako součet součinů *ekvivalentních dávek* H_T v jednotlivých orgánech a tkáních a příslušných tkáňových váhových faktorů w_T ,

$$E = \sum w_T H_T$$

Váhové faktory w_T vyjadřují rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků (zhoubných nádorů a genetických změn). Tkáňové váhové faktory jsou definovány Mezinárodní komisí pro ochranu před zářením (ICRP) a jsou uvedeny v následující tabulce (tab.č. 4).

Tkáň	w_T	$\sum w_T$
Kostní dřev (červená), tlusté střevo, plíce Žaludek, mléčná žláza, zbytek tkání *	0,12	0,72
Gonády	0,08	0,8
Močový měchýř, jícen, játra, štítná žláza	0,04	0,16
Povrch kostí, mozek, slinné žlázy, kůže	0,01	0,04
Celkem		1

*Zbytek tkání: nadledvinky, horní cesty dýchací, žlučník, srdce, ledviny lymfatické uzliny, svalstvo, sliznice dutiny ústní, slinivka, prostata, tenké střevo, slezina, brzlík, děloha/hrdlo

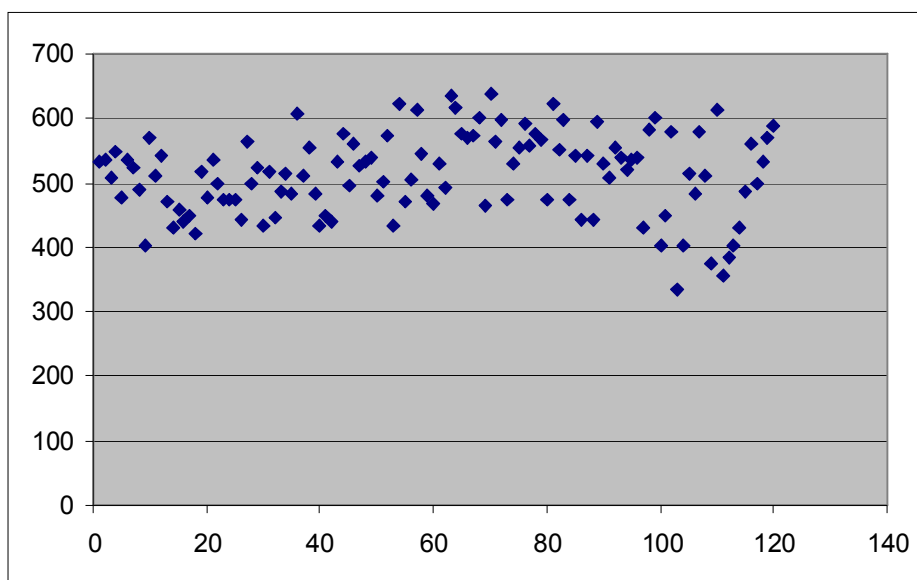
Tab. č. 4: Tkáňové váhové faktory

Součet všech váhových faktorů příslušných jednotlivým orgánům a tkáním je roven 1,0. Jinými slovy, tkáňové váhové faktory vyjadřují podíl jednotlivých orgánů a tkání na celkovém riziku stochastických poškození při celotělovém ozáření. Zásadní výhodou efektivní dávky je možnost vyjádřit – při nerovnoměrném ozáření - radiační zátěž těla jedinou hodnotou; značně nerovnoměrné ozáření těla pacienta je typické pro všechna lékařská vyšetření pomocí ionizujícího záření i pro expozici profesionální.

5. Výpočty

5.1 Stanovení kalibrační křivky

Nejdříve jsme stanovili kalibrační křivku (tj. závislosti odezvy dozimetrů na absorbované dávce IZ), pomocí dozimetrů ozářených známými dávkami.



Graf č. 1: Kalibrační křivka

5.2. Výpočty měření při snímkování měkkou technikou

5.2.1 Snímkovna s CR systémem

Snímek byl proveden v PA projekci za použití expozičních hodnot 57 kV a 16 mAs. Kvůli statistice bylo provedeno celkem 15 expozicí.

Kalibrační dozimetry byly ozářeny dávkou 9 854 μ Gy

Číslo kalibračního TLD	Odezva TLD (nC)	Kalibrační faktor	Odezva TLD s korekcí (nC)
117	9 622	0,97	9 334
118	6 355	1,27	8 071
119	10 655	0,84	8 950
120	9 475	0,87	8 244

Tab. č. 5: Kalibrační TLD pro CR systém

Průměrná hodnota odezvy TLD s korekcí: 8 649 nC

Odezvě 1 nCi odpovídá dávka 1,14 μGy . Tuto hodnotu musíme ještě vydělit počtem provedených expozičních fantomu.

Pro výpočet dávky v jednotlivých orgánech a tkáních byly vždy zprůměrovány hodnoty dávek ze všech dozimetrů umístěných v daném orgánu či tkáni. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce (tab. č.6)

Orgán	Dávka (μGy)
Jícen	20,3
Karotidy	22,5
Štítná žláza	22,8
Srdce	32
Plíce	91,6
Kůže	211
Páteř	33,3
Slinivka	53,0
Játra	13,8
Ledviny	36,1
Žaludek	8,99
Tenké střevo	12,6
Tlusté střevo	3,65
Močový měchýř	1,1
Vstupní dávka	211
Výstupní dávka	3,7

Tab.č .6: Vyšetření měkkou technikou systémem CR v PA projekci

Z hlediska stochastických účinků je relevantní veličinou pro skiagrafické vyšetření efektivní dávka. Proto je třeba k jednotlivým orgánům a tkáním přiřadit tkáňové váhové faktory, přičemž hodnota w_T pro zbytek tkání (0,12) se vztahuje k aritmetickému průměru středních dávek v orgánech a tkáních vyjmenovaných v části 4.5.5, tab. č.4.

Výpočet efektivní dávky :

$$E = \sum w_T H_T$$

Orgán	Dávka (μGy)	Tkáňové váhové faktory W_T	$w_T H_T$
Jícen	20,3	0,04	0,81
Štítná žláza	22,8	0,04	0,91
Plíce	91,6	0,12	11
Kůže	211	0,01	2,1
Játra	13,8	0,04	0,55
Žaludek	8,99	0,12	1,08
Tlusté střevo	3,65	0,12	0,44
Močový měchýř	1,1	0,04	0,04
*Zbytek tkání	31,6	0,12	3,79

*Zbytek tkání: karotidy, páteř, srdce, slinivka, ledviny, tenké střevo

Tab. č. 7: Výpočet efektivní dávky

Výsledná hodnota efektivní dávky při vyšetření plic v PA projekci měkkou technikou pomocí CR systému je 20,7 μSv.

5.2.2 Výsledky měření na pojízdném rentgenu

Snímek byl proveden v AP projekci za použití expozičních hodnot : 58 kV a 18mAs. Kvůli statistice bylo provedeno celkem 10 expozičních.

Pro výpočet dávky v jednotlivých orgánech a tkáních byly vždy zprůměrovány hodnoty dávek ze všech dozimetřů umístěných v daném orgánu či tkáni. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce (tab.č.8).

Kalibrační dozimetry byly ozářeny dávkou 9431 μGy

Číslo kalibračního TLD	Odezva TLD (nC)	Kalibrační faktor	Odezva TLD s korekcí (nC)
117	8414	0,97	8162
118	6043	1,27	7675
119	9617	0,84	8078
120	9129	0,87	7942

Tab. č. 8: Kalibrační TLD pro pojízdný rentgen

Průměr odezvy TLD s korekcí : 7 964 nC

Odezvě 1 nCi odpovídá dávka 1,18 μGy . Tuto hodnotu musíme ještě vydělit počtem provedených expozičních fantomu.

Pro výpočet dávky v jednotlivých orgánech a tkáních byly vždy zprůměrovány hodnoty dávek ze všech dozimetřů umístěných v daném orgánu či tkáni. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce (tab.č. 9)

Orgán	Dávka (μGy)
Jícen	118
Karotidy	120
Štítná žláza	181
Plíce	72,8
Kůže	280
Páteř	24,9
Srdce	132
Žaludek	132
Slinivka	37,9
Játra	160
Ledviny	30,8
Žaludek	132
Tenké střevo	15,5
Tlusté střevo	5,59
Močový měchýř	3,9
Vstupní dávka	280
Výstupní dávka	6

Tab. č. 9: Vyšetření měkkou technikou pojízdným rentgenem se systémem CR v AP projekci

Z hlediska stochastických účinků je relevantní veličinou pro skiografické vyšetření efektivní dávka. Proto je třeba k jednotlivým orgánům a tkáním přiřadit tkáňové váhové faktory, přičemž hodnota w_T pro zbytek tkání (0,12) se vztahuje k aritmetickému průměru středních dávek v orgánech a tkáních vyjmenovaných v části 4.5.5, (tab. č. 4.)

Výpočet efektivní dávky :

$$E = \sum w_T H_T$$

Orgán	Dávka (μGy)	Tkáňové váhové faktory W_T	$w_T H_T$
Jícen	118	0,04	4,72
Štítná žláza	181	0,04	7,25
Plíce	72,8	0,12	8,74
Kůže	280	0,01	2,80
Játra	160	0,04	6,39
Žaludek	132	0,12	15,80
Tlusté střevo	5,59	0,12	0,67
Močový měchýř	3,9	0,04	0,16
*Zbytek tkání	229	0,12	27,48

*Zbytek tkání: karotidy, páteř, slinivka, ledviny, tenké střevo

Tab. č. 10: Výpočet efektivní dávky na pojízdném rentgenu

Výsledná hodnota efektivní dávky při vyšetření plic v AP projekci měkkou technikou pomocí pojízdného RTG je 74,0 μSv .

5.3 Výsledky měření při snímkování tvrdou technikou

5.3.1 Snímkovna s DR systémem

Snímek byl proveden v PA projekci za použití expozičních hodnot : 128 kV a 2 mAs.

Kvůli statistice bylo provedeno celkem 20 expozic.

Kalibrační dozimetry byly ozářeny dávkou 10 798 μGy

Číslo kalibračního TLD	Odezva TLD (nC)	Kalibrační faktor	Odezva TLD s korekcí (nC)
117	7963	0,97	7725
118	5976	1,27	7590
119	8957	0,84	7524
120	8582	0,87	7466

Tab. č. 11: Kalibrační TLD pro vyšetření plic tvrdou technikou se systémem DR

Průměr odezvy TLD s korekcí : 7 576 nC

Odezvě 1 nCi odpovídá dávka 1,42 μGy . Tuto hodnotu musíme ještě vydělit počtem provedených expozičních fantomu.

Pro výpočet dávky v jednotlivých orgánech a tkáních byly vždy zprůměrovány hodnoty dávek ze všech dozimetrů umístěných v daném orgánu či tkáni. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce (tab. č.12)

Orgán	Dávka (μGy)
Jícen	12,6
Karotidy	12,8
Štítná žláza	30,5
Plíce	114
Páteř	75
Srdce	59,2
Žaludek	26,3
Kůže	221
Slinivka	100
Játra	36,2
Ledviny	76,6
Žaludek	26,3
Tenké střevo	17,9
Tlusté střevo	6,31
Močový měchýř	2,4
Vstupní dávka	221
Výstupní dávka	11

Tab. č. 12: Vyšetření tvrdou technikou na snímkovně s DR systémem PA projekci

Z hlediska stochastických účinků je relevantní veličinou pro skiagrafické vyšetření efektivní dávka. Proto je třeba k jednotlivým orgánům a tkáním přiřadit tkáňové váhové faktory, přičemž hodnota w_T pro zbytek tkání (0,12) se vztahuje k aritmetickému průměru středních dávek v orgánech a tkáních vyjmenovaných v části 4.5.5, tab. č.4.

Výpočet efektivní dávky :

$$E = \sum w_T H_T$$

Orgán	Dávka (μGy)	Tkáňové váhové faktory W_T	$w_T H_T$
Jícen	12,6	0,04	0,50
Štítná žláza	30,5	0,04	0,12
Pľíce	114	0,12	13,7
Kůže	221	0,01	2,21
Játra	36,2	0,04	0,15
Žaludek	26,3	0,12	3,16
Tlusté střevo	6,31	0,12	0,76
Močový měchýř	2,4	0,04	0,10
*Zbytek tkání	56,9	0,12	6,83

*Zbytek tkání: karotidy, páteř, slinivka, ledviny, tenké střevo

Tab. č. 13: Výpočet efektivní dávky při vyšetření plic tvrdou technikou pomocí DR v PA projekci

Výsledná hodnota efektivní dávky při vyšetření plic v PA projekci tvrdou technikou pomocí DR systému je 27,5 μSv.

5.4 Výsledky měření na CT

Kalibrační dozimetry byly ozářeny dávkou 4023

Číslo kalibračního TLD	Odezva TLD (nC)	Kalibrační faktor	Odezva TLD s korekcí (nC)
117	3356	0,97	3256
118	2393	1,27	3039
119	3888	0,84	3265
120	3560	0,87	3097

Tab. č. 14: Kalibrační TLD pro CT vyšetření

Průměr odezvy TLD s korekcí : 3164,2475 nC

Odezvě 1 nCi odpovídá dávka 1,27 μGy. Tuto hodnotu musíme ještě vydělit počtem provedených expozic fantomu.

Pro výpočet dávky v jednotlivých orgánech a tkáních byly vždy zprůměrovány hodnoty dávek ze všech dozimetřů umístěných v daném orgánu či tkáni. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce (tab.č.15)

Orgán	Dávka (μGy)
Jícen	1 691
Karotidy	1 614
Štítná žláza	330
Plíce	7 369
Srdce	7 458
Kůže	5 595
Páteř	3 980
Slinivka	6 758
Játra	7 623
Ledviny	5 318
Žaludek	6 536
Střevo	1 115
Močový měchýř	144
Vstupní dávka	5 365
Výstupní dávka	4 248

Tab. č. 15: Vyšetření CT

Z hlediska stochastických účinků je relevantní veličinou pro skiagrafické vyšetření efektivní dávka. Proto je třeba k jednotlivým orgánům a tkáním přiřadit tkáňové váhové faktory, přičemž hodnota w_T pro zbytek tkání (0,12) se vztahuje k aritmetickému průměru středních dávek v orgánech a tkáních vyjmenovaných v části 4.5.5, (tab.č.4).

Výpočet efektivní dávky :

$$E = \sum w_T H$$

Orgán	Dávka (μGy)	Tkáňové váhové faktory W_T	$w_T H_T$
Jícen	1 691	0,04	67,6
Štítná žláza	330	0,04	13,2
Pľíce	7 369	0,12	884
Kůže	5 595	0,01	55,9
Játra	7 623	0,04	305
Žaludek	6 536	0,12	784
Tlusté střevo	437	0,12	52,4
Močový měchýř	144	0,04	5,76
*Zbytek tkání	4 374	0,12	525

*Zbytek tkání: karotidy, páteř, srdce, slinivka, ledviny, tenké střevo

Tab. č 16: Výpočet efektivní dávky při CT vyšetření

Výsledná hodnota efektivní dávky při CT vyšetření plic je 2 693 μSv.

5.5 Shrnutí výsledků

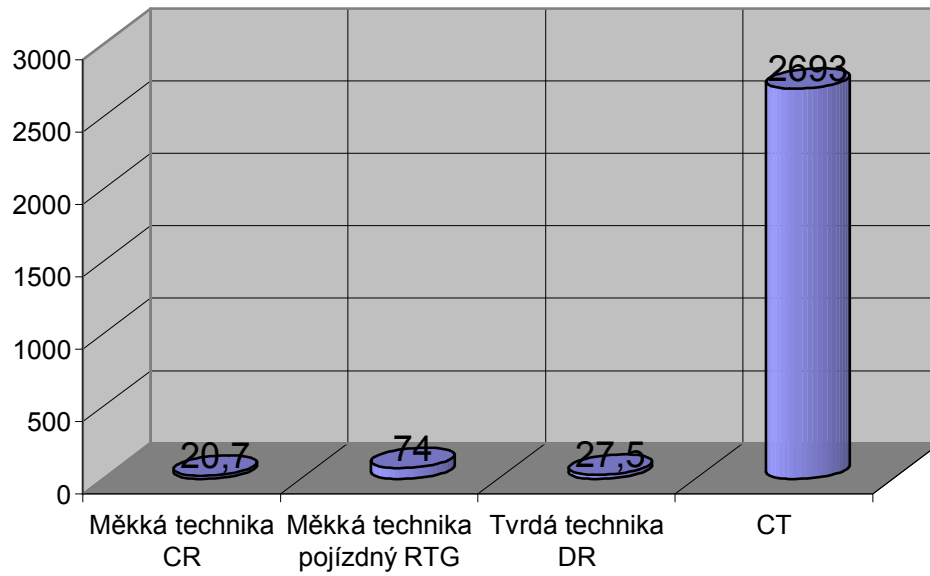
	Měkká technika CR	Měkká technika pojízdný RTG	Tvrdá technika DR	CT
Efektivní dávka	20,7 μSv	74,0 μSv	27,5 μSv	2 693 μSv

Tab. č. 17: Porovnání výsledků při jednotlivých modalitách

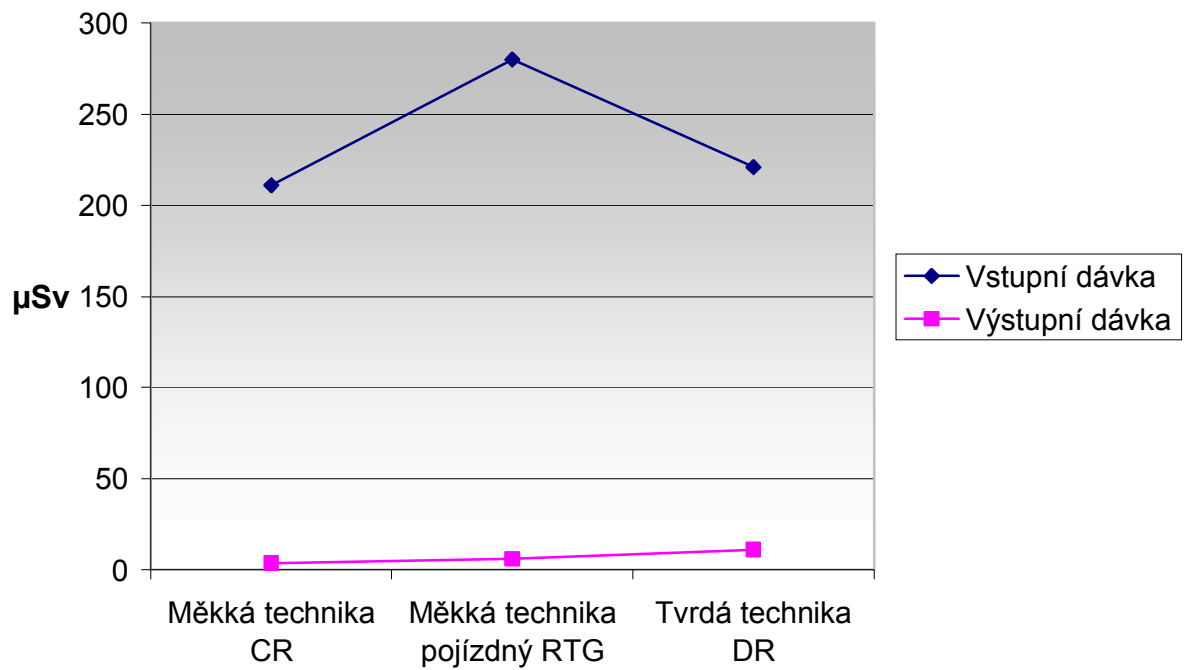
	Měkká technika CR	Měkká technika pojízdný RTG	Tvrdá technika DR	CT
Vstupní dávka	211	280	221	5 365
Výstupní dávka	3,7	6	11	4 248

Tab. č. 18: Porovnání vstupní a výstupní dávky při jednotlivých modalitách

Efektivní dávka (μSv)



Graf č. 2: Porovnání efektivní dávky



Graf č. 3: Porovnání vstupní a výstupní dávky při jednotlivých modalitách

RTG přístroj	Technika	Expoziční hodnoty kV / mAs	Vzdálenost O-K (cm)	Vstupní povrchová kerma (mGy)
Multipulzní rtg TOP 28 (30 kW)	CR	103 / 4	160	0,17
Multipulzní rtg MP 15B (15 kW)	CR	48 / 64	150	0,38
Multipulzní rtg MP 15B (15 kW)	CR	57 / 10	150	0,15
Multipulzní rtg MP 15 (15 kW)	CR	90 / 6,4	160	0,11
CMP 200 (50 kW)	Modrocitlivé filmy	63 / 8	150	0,22
MP 15 (15 kW)	Modrocitlivé filmy	50 / 10	150	0,09
SILHOUETTE VR (30 kW)	Modrocitlivé filmy	65 / 16	180	0,28
Dvoupulzní rtg Chirodur 125C (50 kW)	Modrocitlivé filmy	52 / 12	150	0,09

Tab. č. 19: Expoziční hodnoty z ostatních pracovišť Středočeského kraje

6. Diskuze

V práci byly měřeny jak dávky při vyšetření plic na jednotlivé orgány a tkáně, tak také vypočteny efektivní dávky při vyšetření na různých modalitách.

Výsledky měření ukázaly výrazný rozdíl v efektivní dávce v závislosti na používané projekci, na stacionárním rentgenu v zadopřední projekci a na pojízdném rentgenu v předozadní projekci. Při použití měkké techniky v obou projekcích (57 kV, resp. 58 kV) a stejného receptoru obrazu (paměťové fólie) je rozdíl v efektivní dávce téměř čtyřnásobný (20,7 μSv , resp. 74,0 μSv).

Dále nás zajímal rozdíl v použití měkké a tvrdé techniky. Měkká technika je na daném pracovišti používána při snímkování s paměťovými fóliemi (CR), tvrdá technika při snímkování na zařízení s přímou digitalizací. V literatuře se uvádí, že při snímkování plic tvrdou technikou je radiační zátěž výrazně nižší než při použití měkké techniky. Porovnáme-li výpočet efektivní dávky při snímkování měkkou technikou (viz. část 5.2.1) a při snímkování tvrdou technikou (viz. část 5.3), tak jsou naše výsledky zdánlivě opačné. Podíváme-li se však blíže na dávky změřené v jednotlivých orgánech a zejména na výstupní dávky (v tab. č. 6 při snímkování měkkou technikou a v tab. č. 12 při snímkování tvrdou technikou) vidíme, že při použití tvrdé techniky je výstupní dávka třikrát vyšší než při použití měkké techniky. Pokud by tyto dávky byly srovnatelné, bude zátěž pacientů při vyšetření měkkou technikou mnohem vyšší.

Výstupní dávku můžeme považovat za srovnatelnou s dávkou dopadající na receptor obrazu, pokud je zeslabení záření mezi pacientem a receptorem obrazu přibližně stejné.

V literatuře se uvádí, že DR systémy mají relativně stejnou nebo i vyšší citlivost než CR systémy. Proto je pravděpodobné, že DR systém není zcela optimalizován vzhledem k použitým expozičním hodnotám a je třeba dále hledat možnosti snížení dávky.

Měření dávek při CT vyšetření prokázalo známou skutečnost, že radiační zátěž pacientů je mnohonásobně vyšší než při zhotovení prostého snímku plic, v našem případě je tato hodnota přibližně 130x vyšší (porovnáváme-li s CT měkkou technikou s CR systémem).

7. Závěr

Z výsledků této práce lze učinit několik závěrů. Předně je třeba upřednostňovat vyšetření plic na stacionárním rentgenu v zadopřední projekci a vyšetřování pojízdným rentgenem na lůžku provádět v opravdu jen nezbytných případech.

Rovněž je třeba bezvýhradně používat tvrdou techniku, která umožňuje kromě výrazného snížení dávky na pacienta také zkrácení expoziční doby, a tím i snížení rizika pohybové neostrosti. Jak je vidět i z údajů z jiných pracovišť (viz.tab.č 19), je používání měkké techniky stále ještě velice rozšířené i při využívání nové techniky s digitálním zobrazením.

Při digitálním zobrazování je zvýšené riziko používání zbytečně vysokých dávek bez přihlédnutí k postačující kvalitě zobrazení. Je proto třeba dále věnovat pozornost optimalizaci expozičních hodnot ve spolupráci servisních techniků s radiology, což se konkrétně týká i pracoviště na kterém byla měření v rámci této práce prováděna.

8. Seznam literatury

1. BASTL, J – HAVLOVÁ, I – PÍTROVÁ, B. Jsou pro nás rentgenová vyšetření nebezpečná? (online) Platný fyztyd.fjfi.cvut.cz/2006/cd/prispevky/sbpdf/rentgvys.pdf
2. FEDERLE et al. Diagnostic and surgical imaging anatomy chest, abdomen, pelvis. Salt Lake City: Amirsys, 2006. ISBN 978-1-931884-33-4
3. CHUDÁČEK, Zdeněk. Radiodiagnostika. Brno, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
4. KLENER, Vladislav – MIKUŠOVÁ, Marie – VOJTÍŠEK, Otokar. Ochrana pacientů a zdravotnického personálu při radiodiagnostických vyšetřeních. 2.vydání. Praha: Avicenum, 1987. 160 s.
5. KOVÁŘ, Zdeněk et al. Pokroky dozimetrie ionizujícího záření. Praha: Academia nakladatelství Československé akademie věd, 1984. 328 s.
6. MATZNER, Jan. Radiační Ochrana, doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“.
7. MARTINEK, J.: Digitalizace rentgenového obrazu (online) Platný <http://www.foma.cz./upload/foma/prilohy/digitalizace%20rentgenov%C3%A9ho%20obrazu%204.PDF>. Leden 18, 2008
8. ŠEDA, Josef et al. Dozimetrie ionizujícího záření. 1 vydání. Praha: SNTL Nakladatelství technické literatury, 1983. 420s, 151 obrázků, 43 tabulek. ISBN 04-021-83

9. ULLMANN, V.: Detekce a spektrometrie ionizujícího záření (online) Platný
<http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>
10. ZOETELIEF, J et al. Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD. Euratom, 2000. ISBN 92-828-9841-5
11. Počítačová prezentace: Bajajová, B et al.: Termoluminiscenční dozimetrie
12. Průvodní technická dokumentace: MP 15, Chirana Praha
13. Publikace ICRP 103, Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany 2007, Český překlad SÚJB Praha 2009
14. Věstník Ministerstva zdravotnictví České Republiky, 2009
15. Zkušební protokol měření CT zařízení č. Si/RZ/01/2008/VM, Siemens s.r.o
16. Vyhláška č.307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

Klíčová slova

Radiační zátěž, přímá a nepřímá digitalizace, termoluminiscenční dozimetrie, antropomorfní fantom.