

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta
Katedra radiobiologie a toxikologie

**ALGORITMUS ZOBRAZOVACÍCH METOD
PŘI PODEZŘENÍ NA TUBERKULÓZU PLIC**

Bakalářská práce

Autor práce: Jana Mikulášová

Vedoucí práce: Mgr.Zuzana Freitinger Skalická

9.5.2008

ABSTRACT

Algorithm of imaging methods in suspicion on pulmonary tuberculosis

Tuberculosis is an infectious disease which more than 8 million people are taken ill with throughout the world every year. During the last decade more than 30 million people succumbed to it.

The Czech Republic succeeds in decreasing the number of TB cases, despite of it the physicians warn how dangerous is still this infectious disease.

Basic diagnostic examination in pulmonary TB is an X-ray examination. Radiophotography, so called „štítovka“ enacted remarkable part in combating TB. This apparatus was used in past for collective X-ray examination. The disadvantage of this technique is substantially higher radiation load.

In my work I dealt mostly with contemporary possibilities of radiodiagnostics in pulmonary TB examination (with regard to radiophotography). I carried out measurement of entering surface kerma with the help of water phantom in different work places, with different types of machines.

In my thesis I compared examination techniques, both from the point of diagnostic yield, and from the point of patients' radiation load. X-ray diagnostics participates in big rate in medical irradiation, which is the most important part in human irradiation from artificial radiation sources.

Implementation of new diagnostic methods (especially computer tomography) resulted in important expansion of diagnostic possibilities. On the other hand, historical equipment still functions, e.g. cabin machines for imaging from the photographic plate. The most important factors affecting radiation load of patients is modern machine equipment, regular running of tests of long-term stability and working steadiness, as well as protective aids use.

In every work place with sources of ionizing radiation a permanent supervision on respecting of radiation protection rules must be ensured.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Algoritmus zobrazovacích metod při podezření na TBC 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 elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 9. května 2008

Jana Mikulášová

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické za ochotné vedení a odbornou pomoc a Karlu Zemanovi a Mgr. Josefu Hykovi za praktické rady a připomínky.

ÚVOD	6
1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY	7
1.1 TUBERKULÓZA DOSUD NEVYMIZELA	7
1.1.1 VÝSKYT TUBERKULÓZY VE SVĚTĚ	8
1.1.2 TUBERKULÓZA V ČESKÉ REPUBLICE	9
1.2 VYUŽITÍ RENTGENOVÉ DIAGNOSTIKY	11
1.2.1 POČÁTKY SNÍMKOVÁNÍ PLIC	11
1.2.2 RADIODIAGNOSTICKÉ TECHNIKY POUŽÍVANÉ PŘI VYŠETŘOVÁNÍ TBC PLIC	11
2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	22
3. METODIKA	23
4. VLASTNÍ PRÁCE	24
4.1 TEORETICKÁ ČÁST	24
4.1.1 Zdroje záření, které působí na populaci	24
4.1.2 Principy radiační ochrany	24
4.1.3 Dozimetrické veličiny použité pro měření	27
4.1.4 Veličiny používané v radiační ochraně	28
4.1.5 Dávky na pracovištích radiofotografie	29
4.2 VLASTNÍ MĚŘENÍ	30
4.2.1 Způsob měření :	30
4.2.2 Pracoviště a typy přístrojů, na kterých bylo provedeno měření	34
5. VÝSLEDKY PRÁCE	43
6. DISKUSE	45
7. ZÁVĚR	49
8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	50
9. KLÍČOVÁ SLOVA	53
10. PŘÍLOHY	54

ÚVOD

Na začátku minulého století byla úloha rentgenu v diagnóze tuberkulózy posuzována velmi skepticky. V říjnu 1905 proběhl v Paříži Mezinárodní sjezd o tuberkulóze, kde ještě nové metody považovali za nejisté. Na vině byla především nedokonalost vyšetřovací techniky.

Největšího uznání se dostalo rentgenu jako metodě hromadného vyšetřování. Snad první zpráva o použití rentgenu v prevenci tuberkulózy u dětí je z roku 1915. Školní lékaři v Mannheimu používali rentgenologické vyšetření plic u všech dětí, kde měli podezření na tuberkulózu.

V Čechách byla v roce 1919 založena Masarykova liga proti tuberkulóze. Ještě v roce 1940 umíralo ročně 140 lidí ze 100.000 obyvatel na tuberkulózu. V březnu 1948 bylo uzákoněno povinné hlášení tuberkulózy. V padesátých a šedesátých letech byla široce uplatněna radiofotografická depistáž tuberkulózy. V České republice je vytvořen na podkladě hlášení Centrální registr tuberkulózy.

V současné době by nemusel nikdo na tuberkulózu zemřít, pokud je tato choroba včas odhalena a léčena. Bohužel ve skutečnosti v České republice každoročně zemře několik jedinců na nepoznanou nebo velmi pozdě diagnostikovanou tuberkulózu.

Základním diagnostickým vyšetřením u tuberkulózy plic je stále rentgenologické vyšetření, ale již modernějšími přístroji než jsou zařízení pro snímkování plic ze štítu neboli radiofotografie. Hlavním důvodem pro změnu technického vybavení rentgenového pracoviště je požadavek na snižování radiační zátěže pacientů, což také vedlo ke zrušení hromadného snímkování obyvatelstva při depistáži tuberkulózy a zavedení radiologických standardů.

1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY

1.1 TUBERKULÓZA DOSUD NEVYMIZELA

Tuberkulóza (TBC) provází lidstvo po celou historii, každá epocha měla svou epidemii tuberkulózy. Tuberkulóza se vyskytovala ve starém Řecku, ale i v Říši římské. Ve středověku patřila tuberkulóza k velmi častým příčinám smrti a tato situace se nezměnila ani v novověku. V 18. a 19. století během průmyslové revoluce byla tuberkulóza v Evropě velmi rozšířena a toto velké rozšíření je patrné i dnes v rozvojových zemích.

Tuberkulóza je i v současné době celosvětově nejčastější smrtící infekční chorobou. Pro tuberkulózu bylo od starověku užíváno řeckého názvu fthisis, česky souchotiny, podle hlavního příznaku této nemoci: ubývání tělesné substance.

Název tuberkulóza místo fthisis zavedl teprve v roce 1839 německý klinik Schonlein.

V roce 1882 objevil **Robert Koch (1843 – 1910)** původce tuberkulózy (Kochův bacil – *Mycobacterium tuberculosis*).



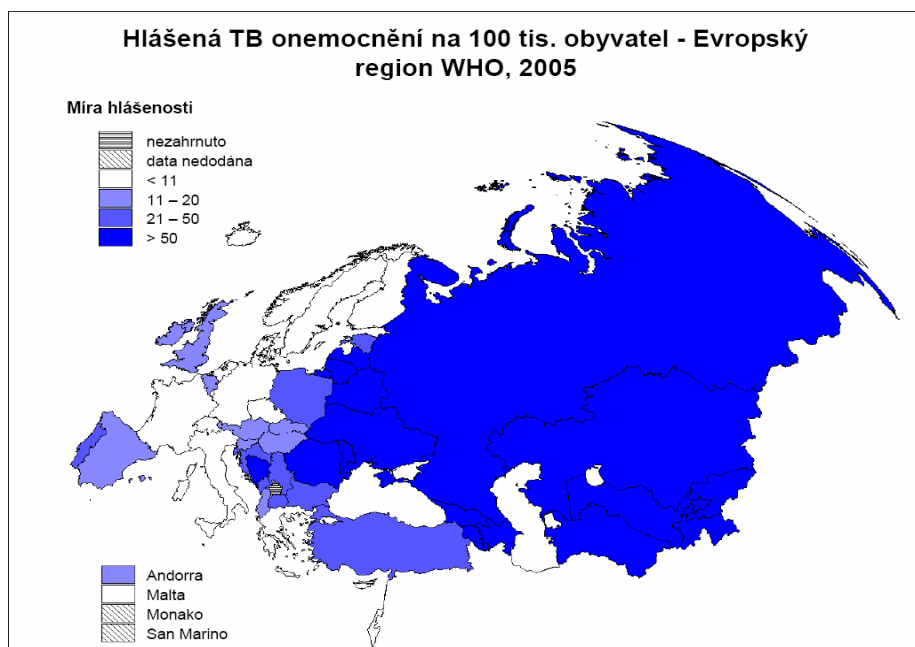
Obr. 1: Robert Koch

Tuberkulózou může být postižen kterýkoliv orgán a kterákoliv tkáň. Tuberkulóza není dědičná ani vrozená a člověk se nakazí jen od nemocného, který vylučuje tuberkulózní bacily. Protože však nejčastější branou vstupu pro infekci je dýchací ústrojí, je i tuberkulóza dýchacího ústrojí nejčastější. [6,20]

1.1.1 VÝSKYT TUBERKULÓZY VE SVĚTĚ

V průběhu 20. století, v důsledku zlepšujících se životních podmínek, systematického boje proti tuberkulóze a po objevení a zavedení účinných léků do klinické praxe, postupně klesal počet onemocnění TBC až do konce 80. let dvacátého století. To vedlo v některých zemích až k optimistickým úvahám o postupné eliminaci TBC. Od konce 80. let došlo celosvětově znovu k pandemickému šíření onemocnění TBC v rozvojových zemích. Globální incidence stoupá o 1 % ročně, především v Africe. V afrických zemích byl v 90. letech až 20% roční nárůst incidence. V zemích západní Evropy byla pozorována v této době stagnace nemocnosti TBC.

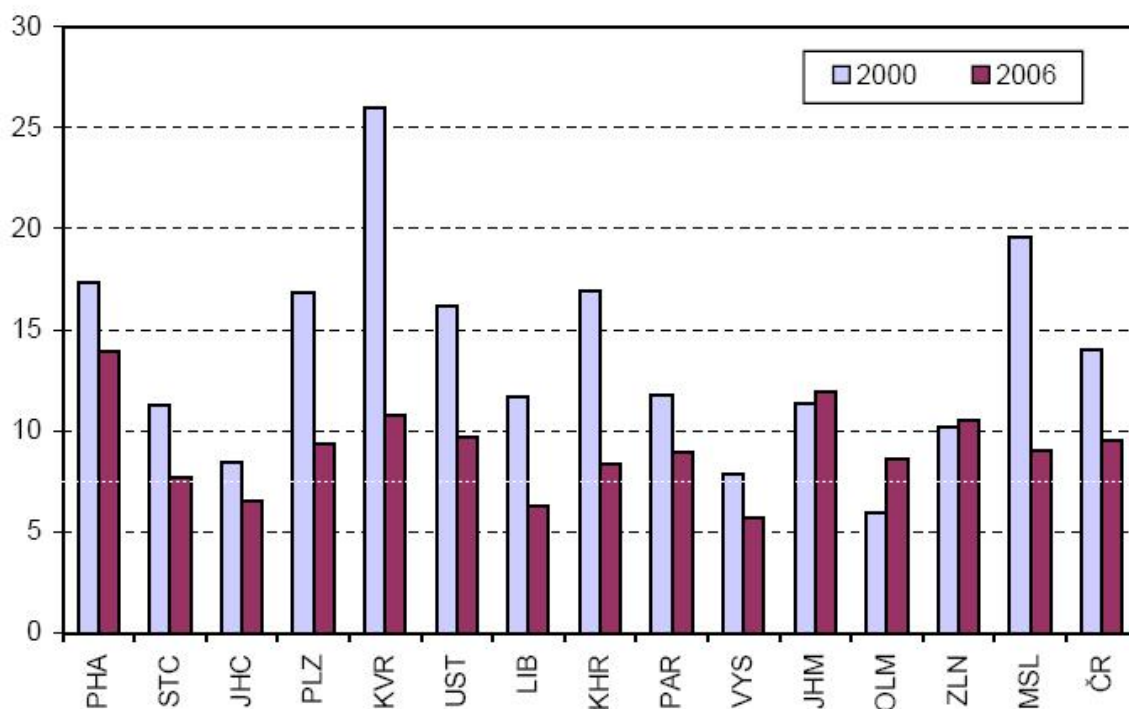
Naproti tomu v zemích východní a střední Evropy, zejména v bývalém SSSR a v Rumunsku, byl zjištěn významný vzestup. Příčinou tohoto vzestupu byla pandemie HIV/AIDS, špatná socioekonomická situace v některých zemích, migrace obyvatel, nedostatečná léčba a v neposlední řadě i útlum a podcenění programů dohledu nad TBC. Celosvětově je zjišťováno téměř 9 milionů nových onemocnění ročně a asi 2 miliony úmrtí. Přibližně 95 % nových onemocnění TBC je v rozvojových zemích.



Obrázek 2: ÚZIS ČR, Aktuální informace č. 1/2008

1.1.2 TUBERKULÓZA V ČESKÉ REPUBLICE

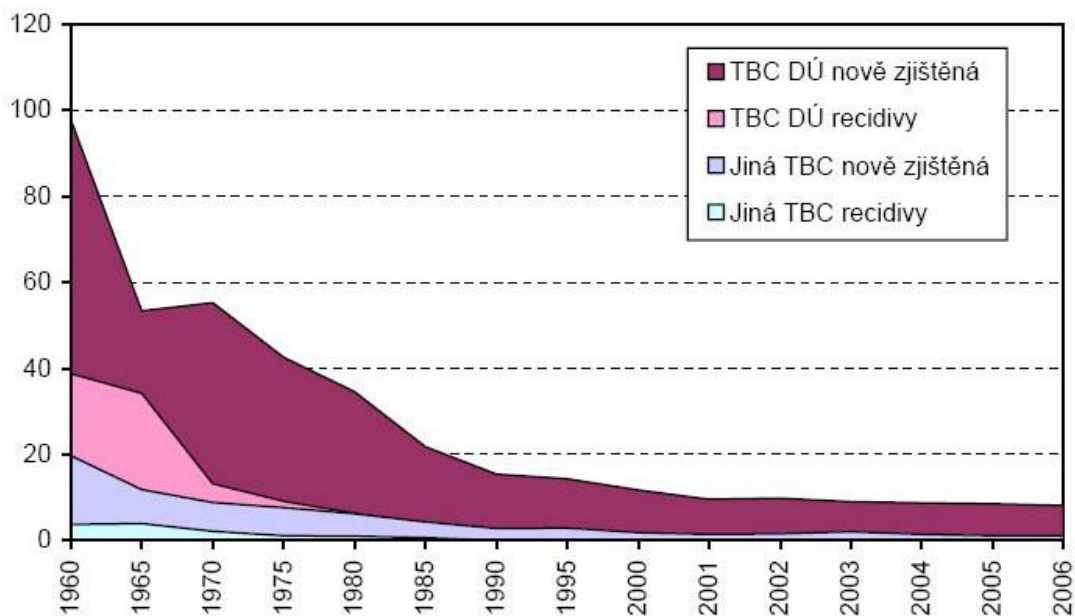
V mezinárodním srovnání je Česká republika řazena mezi země s příznivou epidemiologickou situací a je srovnatelná se západoevropskými zeměmi. V roce 2005 klesl historicky poprvé celkový počet nahlášených onemocnění tuberkulózou všech forem a lokalizací v České republice pod 1 000 (967 případů), plicní tuberkulóza tvořila z tohoto počtu 806 případů. [22]



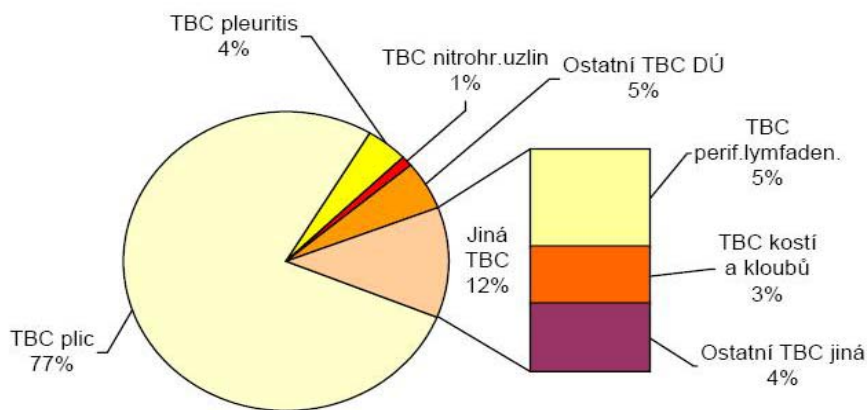
Graf 1: Porovnání prevalence TBC v krajích v letech 2000-2006 [13].

Z hlediska územního uspořádání byl nejvyšší výskyt TBC hlášen v kraji Hlavního města Prahy (13,9 případu na 100 tisíc obyvatel). [13]

V roce 2006 byl zaznamenán v ČR nejnižší počet případů onemocnění. Bylo hlášeno méně případů infekce než v předchozím roce a nejméně od počátku statistického sledování u nás, čili nejméně v zaznamenané historii. [13]



Graf 2: Vývoj počtu hlášených onemocnění TBC na 100 tis. obyvatel [13]



Graf 3: Struktura hlášené TBC podle diagnóz [13]

1.2 VYUŽITÍ RENTGENOVÉ DIAGNOSTIKY

Základem protituberkulózního programu je odkrývání neznámých zdrojů infekce a jejich zneškodnění účinnou léčbou. Hlavním vyšetřením, které informuje o lokalizaci a rozsahu nálezu u plicní i mimoplicní tuberkulózy, je **rentgenová diagnostika**.

1.2.1 POČÁTKY SNÍMKOVÁNÍ PLIC

Dýchací ústrojí má díky své anatomické struktuře dobré předpoklady pro radiodiagnostické vyšetření. Na počátku 20. století byl však podíl rentgenologie na diagnostice tuberkulózy velmi malý. Na vině byla především nedokonalost vyšetřovací techniky.

1.2.2 RADIODIAGNOSTICKÉ TECHNIKY POUŽÍVANÉ PŘI VYŠETŘOVÁNÍ TBC PLIC

Metody analogové:

- radiofotografie („štítovka“)
- přehledný snímek plic na velký formát
- bronchografie (dnes nahrazeno bronchoskopií)
- konvenční tomografie
- scanovací RTG skiagrafické přístroje (také digitální)

Metody digitální:

- nepřímá digitalizace
- přímá digitalizace
- výpočetní tomografie (CT)

Radiofotografie

Již v počátcích rentgenové diagnostiky byly učiněny pokusy o zachycení skiaskopického obrazu na fotografický film. Technické obtíže, které stály v cestě uskutečnění štítové fotografie, byly překonány teprve v letech před druhou světovou válkou.

V boji proti plicní tuberkulóze sehrála mimořádnou úlohu, především v 60. letech minulého století **radiofotografie** neboli snímkování ze štítu. Metoda byla snadno proveditelná, provozně levná a diagnosticky cenná.

Rentgenový obraz, který vznikl na štítě podobně jako při skiaskopii, byl zachycen a zmenšen speciální fotografickou kamerou. Mezinárodní termín radiofotografie přesně vystihuje základní postup (radiologické vyšetření) a jeho kombinaci (fotografie). Pro tuto metodu se dříve používaly názvy snímkování ze štítu, abreografie, štítkování, štítování, hromadné nebo řadové vyšetřování rentgenem.

Radiofotografie byla objevena již v roce 1896 . Jedním z objevitelů byl plzeňský rodák MUDr. Bleyer. Zásluhy o její rozšíření hlavně pro depistáž tuberkulózy má Jihoameričan M. d' Abreu.

Principem metody je přefotografovat obraz z velké štítové folie za pomoci optického systému na film malých rozměrů. Základní jednotkou radiofotografického zařízení je **radiofotografická kamera**. Má podobu přímého nebo lomeného tubusu. V čele kamery je štít s nepohyblivou sekundární clonou (s poměrem mřížky 1 : 4 nebo 1 : 5) a štítovou fólií, na kterou dopadá záření po průchodu objektem. Štít kamery má formát 400 x 400 mm. Čelní deska je z rentgentransparentního materiálu s vyznačeným středem. (Vzdálenost ohnisko – štít je 90 cm). Za mřížkou je štítová fólie, která směřuje podložkou k rentgence a mřížce. Luminiscenční vrstvou, za níž je olovnaté sklo, směřuje k optice kamery. Optiku v tubusu tvoří systém čoček nebo zrcadel. Optika má mít co největší světelnost. Světelnost zrcadlového systému je lepší než čočkového. Za optickým systémem je vodící systém filmu. Na vodící systém navazuje zásobník exponovaného a neexponovaného filmu. V prostoru před optikou se do tubusu zasunuje karta s údaji o nemocném. Karta se přefotografuje na film, takže každý snímek plic má na dolním okraji údaje o nemocném. Film se posunuje automaticky po každé expozici. Je možný i posun filmu řízený laborantem před odříznutím části filmu.

Nejprve se používaly malé formáty radiofotogramů (24 mm x 24 mm a 31 mm x 31 mm), později se přešlo k větším (50 mm x 50 mm a 70 mm x 70 mm). Nejvýhodnější je formát (100 mm x 100 mm, 110 mm x 110 mm), má větší rozlišovací schopnost.

Nejdůležitější součástí kamery je **objektiv**. Rozhoduje o kvalitě radiofotogramu i o dávkách záření. Optika má zajistit co největší ostrost kresby a rozlišovací schopnost. Světelnost objektivu má být co největší. Čím je větší, tím menší jsou potřebné expozice, a tím i dávky záření.

Čočkový systém má jednodušší, plošné vedení filmu a kamera může být sestavena z jednotlivých dílů (tubus se štítem, těleso kamery s optikou, vedení filmu se zásobníky). Jeho světelnost je menší, optika složitější. Kamery s čočkovou optikou používají pouze svitkové filmy.

Zrcadlový systém je objemnější, má vyšší světelnost, ale vedení filmu je složitější. Kamery se zrcadlovou optikou mají lepší příslušenství.

Radiofotografické kamery jsou těžké a objemné, proto musí být vhodně uchyceny. K tomu slouží různé druhy stojanů pojízdných a stacionárních. U radiofotografických zařízení tvoří často kamera s rentgenkou a kabinou pro vyšetřované jeden celek. Podlážka kabiny je elektricky zdvihatelná, aby bylo možné přizpůsobit výšku objektu postavení rentgenky a štítu. Uzavírání dveří kabiny je elektricky jištěno, takže bez zavření dveří není možné exponovat. Rentgenový přístroj radiofotografické jednotky má mít výkon 100 – 125 kV a 200 – 300 mA. [8, 16]



Obrázek 3: Kabinový štítový rentgen

Vzhledem ke zmenšení rentgenového radiofotogramu je potřeba, aby lékař dostával k analýze jen technicky kvalitní radiofotogramy. Při analýze se radiofotogramy prosvítí a zvětší na zvláštních prohlížecích zařízeních, která jsou schopna zvětšit radiofotogram na formát až 35 x 35 cm, proto je možné radiofotografický obraz porovnávat s rentgenogramem tohoto formátu.

V 60. letech se používala **pojízdná zařízení** pro radiofotografii. Ta byla vybavena jako speciální autobusy (jednoduché nákladní automobily, železniční vagóny, motorové lodi se zařízením pro radiofotografii). Pojízdná zařízení umožňovala provádět vyšetření v blízkosti bydliště nebo pracoviště sledovaných skupin obyvatelstva při **hromadném snímkování obyvatelstva při depistáži tuberkulózy**.



Obrázek 4: Historický autobus pro pojízdnou radiofotografii

K zajištění provozu radiofotografických zařízení v místech bez elektrické sítě byly použity i akumulátorové rentgenové přístroje.

Při radiofotografii se používají filmy citlivé na žlutozelené světlo štítové fólie, které jsou na jedné straně polity citlivou emulzí. Na vyvolání je možno použít vyvolávací automat s improvizovaným naváděcím filmem v čele pásu. Zpracování pásů filmů je nutno věnovat maximální pozornost, protože chyby při zpracování mohou způsobit znehodnocení snímků mnoha lidí, kteří se musí opět snímkovat.

Hlavní nevýhodou radiofotografie je větší radiační zátěž vyšetřovaného než při přímé radiografii. To je dáno tím, že optika pohltí mnoho světla ze štítové fólie. Dnes je proto radiofotografie v mnoha zemích zakázána. U nás je povolena jen na formát 110 mm u osob starších 18 let, a to jen u radiofotografie plic a pouze na několika pracovištích. V jižních Čechách není již žádné pracoviště, kde by se prováděla radiofotografie plic.

Při řadovém snímkování plic se v cizině používá **velkoplošných zesilovačů** až o průměru 57 cm a snímkuje se spot kamerou. Jde většinou o pravidelné snímkování horníků. [15, 16]

Přehledný snímek plic na velký formát

Ke snímkování plic se používají přístroje s usměrněním, velkého výkonu, aby byla dosažena co nejkratší expoziční doba. Rentgenka s rotační anodou, vertigraf – vertikální stojan se sekundární clonou pro snímkování pacienta horizontálním centrálním paprskem, a to se sekundární clonou nebo bez ní. Případně je možné použít snímkovací stůl nebo snímkovat bez náradí (při snímku plic na lůžku).

Vzdálenost ohnisko – film je 150 cm. Používá se fóliový film s ostře kreslicími nebo univerzálními zesilovacími fóliemi. Rozměry kazety 35 x 35, 30 x 40, 35 x 43 (u dětí menší). Primární clony musí být dokonale vycloněné pouze na formát filmu. Sekundární clony při **měkké** technice (správně nazývané **normální** technice) nejsou zapotřebí. Při **tvrdé** technice jsou sekundární clony nutné. Důležitou pomůckou jsou olovnaté zástěrky na zakrytí nesnímkované části trupu.

Nejčastěji používaná projekce plic je **zadopřední, dorzoventrální**. Pacient stojí u vertigrafu, hrudník přitisknutý ke kazetě, ruce v bok, ramena co nejvíce přitisklá k vertigrafu. Centrální paprsek směřuje kolmo na střed filmu na Th 5, horizontálně a

dorzovětrálně. Stranové značení (P, L) je umístěno zrcadlově v horním rohu filmu. Snímek je nutné provádět v nádechu.

V současné době se používají nejčastěji dvě techniky ke zhotovení snímku. **Měkká (normální) snímková technika** s napětím 50 - 100 kV je u nás dosud nejčastěji používána. Ke zhotovení snímku potřebuje poměrně dlouhou expoziční dobu (0,2 s a více).

Tvrdá snímková technika s napětím 100 – 150 kV má proti předchozí technice řadu výhod, ale je nutné odstranit sekundární záření, které roste úměrně se zvýšením napětí. Sekundární záření odstraníme pomocí Buckyho clony s poměrem lamel 12 : 1.

Další používanou projekcí je **bočný snímek hrudníku (laterolaterální)**. Pacient stojí bokem k vertigrafu a ruce má vzpaženy. Centrální paprsek směřuje do středu axily. Snímek v bočné projekci se zhotovuje s použitím Buckyho clony tvrdou snímkovací technikou. Snímky v šikmých projekcích se používají výjimečně k doplnění informací.

Při tuberkulóze plic je potřeba někdy provádět snímky na plicní apexy. **Snímek v lordotickém postavení** dobře zobrazuje plicní apexy bez překrytí klíčními kostmi. Pacient stojí čelem k filmu a je zakloněn.

Při další technice zobrazení plicních apexů je centrální paprsek skloněn 15° kraniálně. Snímkuje se na film 24 x 30 cm na šířku. První možností je snímek **předozadní s centrací na manubrium sterni** (obdobný obraz jako snímek v lordotickém postavení). Další možností je **zadopřední centrace na Th 3** (v expiriu), tím se rozšíří prostor plicních apexů a klíční kosti se posunou dolů. [8, 15]

Bronchografie

V dnešní době se provádí jen výjimečně pouze před operací pro posttuberkulózní bronchiektázie, jako doplňující vyšetření po bronchoskopii. Zobrazují se bronchy celé plíce, nebo jednotlivých laloků plic.

K vyšetření je potřeba dvoupulzní rentgenový přístroj, sklopná stěna, vertigraf, kazety. Vyšetření se provádí v místním znecitlivění. Kontrastní látka se aplikuje pomocí cévky, která je zavedena do trachey ústy nebo nosem. Při skiaskopické kontrole plní

lékař bronchy kontrastní látkou. Snímky se provádí na sklopné stěně a později u vertigrafu. V radiodiagnostice je tato metoda nahrazena výpočetní tomografií s vysokou rozlišovací schopností. [15, 16]

Konvenční tomografie

Tomografie nitrohručních orgánů je speciální metoda, která umožňuje zobrazit libovolnou vrstvu objektu, zatímco tkáň před i za ní se zobrazí rozmazaně. Základem tomografie je protichůdný pohyb rentgenky a filmu. Rentgenové záření se během tohoto pohybu protíná ve vyšetřované vrstvě. Čím je pohyb rentgenky delší, tím je zobrazená vrstva tenčí. U jednodušších tomografií je pohyb rentgenky obloukovitý nebo lineární, zatímco u dokonalejších je možný pohyb kruhový, elipsový, hypocykloidní nebo spirálový. Potřebná expozice ke zhotovení tomogramu je vždy vyšší než expozice nutná ke zhotovení prostého snímku plic. Expozici ukončí tomograf a ne rentgenový přístroj, proto čas expozice nastavíme o něco delší než čas pohybu rentgenky. Pokud by expozice skončila před dokončením pohybu rentgenky, byl by tomogram neúplný. Pacient je při tomografii vyšetřován vleže. V současné době je i toto vyšetření nahrazováno počítačovou tomografií. [16]

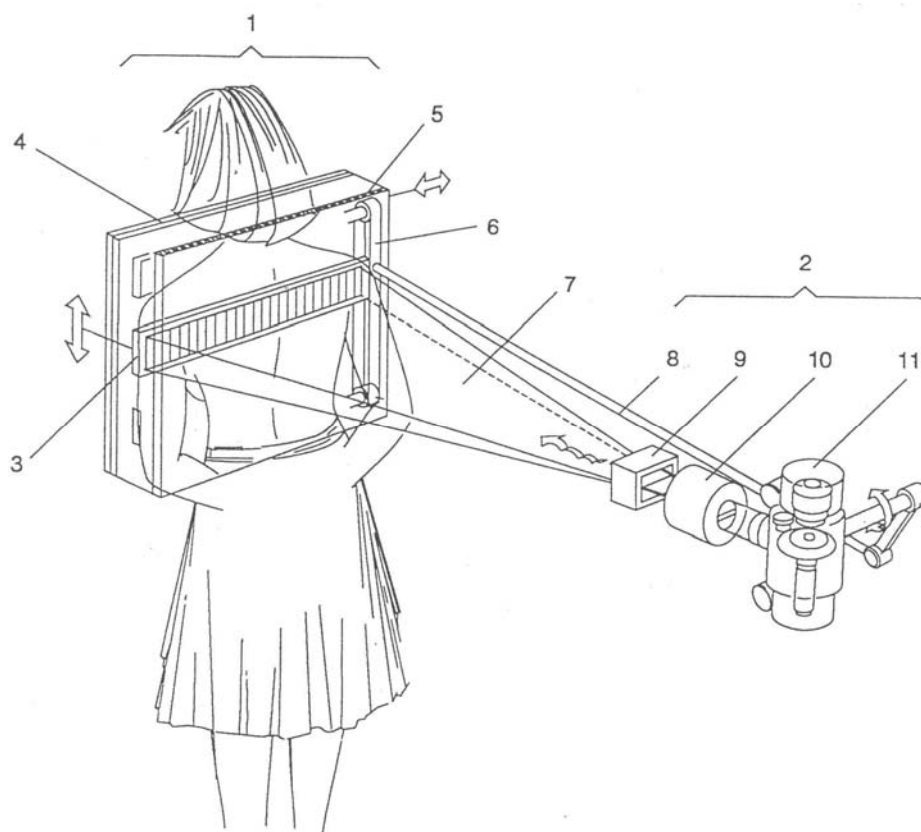
Scanovací RTG skiagrafičké přístroje

Známý je systém „AMBER“ (Advanced Multiple Beam Equalization Radiography), který je určený pro snímkování hrudníku. Místo obvyklé primární clony je u rentgenky štěrbinová clona, která vymezuje záření ve formě vějíře. Hrudník pacienta je postupně ozářen od zdola nahoru.

Na štěrbinovou clonu navazuje modulátor, kde 21 vedle sebe seřazených absorbních členů propouští množství RTG záření podle pokynů z mikroprocesoru. Mikroprocesor dostává a zpracovává informace od 21 detektorů, které se posunují během expozice souběžně se svazkem RTG paprsků. Pohyb rentgenky je mechanicky pevně spojen s lištou detektorů. Detektory jsou umístěny mezi pacientem a kazetou na místě expozičních komůrek. To znamená, že v každém okamžiku měří každý detektor intenzitu záření, které prochází určitou částí vyšetřovaného objektu a prostřednictvím

mikroprocesoru ihned předává modulátoru pokyn k jeho zesílení nebo zeslabení tak, aby byla optimálně exponovaná každá část objektu.

Výsledný obraz je zaznamenán na film formátu 35 x 43 cm, který se používá v kombinaci se zesilovacími fóliemi ze vzácných zemin. [8, 17]



Obr.5: AMBER (Uživatelský manuál)

AMBER:

1 = Kamerový řetězec

2 = Rentgenový řetězec

3 = Detektor

4 = Zesilovací fólie a film

5 = Čelní strana pro oporu pacienta

6 = Pohon kyvu (detektor, RTG zářič)

7 = Upravený svazek záření

8 = Synchronizace pohonu kyvu

9 = Clona

10 = Modulátor

11 = Rentgenka

Nepřímá digitalizace

Nepřímá digitální skiografie (zkratka CR z anglického názvu „Computed Radiography“) má počátek v 70. letech minulého století. CR má schopnost přizpůsobit se již stávajícím skiografickým systémům, RTG film je nahrazen paměťovou fólií, umožňuje postprocessing a přechod na bezfilmový provozv případě, že je součástí systému PACS (Picture Archiving and Communications Systems).

Na rozdíl od zesilovací fólie ve film-fóliové kombinaci, kde dávka rentgenového záření vyvolá v zesilovací fólii ihned spontánní světelnou emisi, která exponuje film. Po expozici zářením u paměťové fólie zůstává latentní rentgenový obraz v energetické formě ve vazební vrstvě uvnitř fólie. Doba uchování tohoto latentního obrazu může být několik hodin až dní.

Paměťová fólie je v podobné kazetě jako je kazeta film-fóliové kombinace, ale bez filmu. Také rozměry takové kazety jsou stejné jako pro konvenční skiografii. Podstatným rozdílem oproti analogovému systému je, že paměťová fólie vydrží v kazetě tisíce čtecích cyklů. Důležitým prvkem CR systému je čtecí zařízení – digitizér, který má za úkol získat základní obrazové informace z exponovaných paměťových fólií. Systém si kazetu po správném vložení sám otevře, vysune z ní paměťovou fólii a dopraví ji ke čtení. Před návratem do kazety je fólie vymazána pomocí silných zářivek. Čtecí zařízení pomocí laserového paprsku převede latentní obraz na světelný signál. Tento světelný signál se přes fotonásobič převede do digitální formy a je dále zpracován obrazovým počítačem. Rentgenový snímek se pak zobrazí na monitoru.

Paměťová fólie a zesilující fólie mají jednu podstatnou vlastnost a tou je luminiscence. Luminiscence s dlouhým dozníváním po skončení excitace je fosforescence. Luminiscenční vrstvu paměťové folie nazýváme luminofor. Luminofory používané v současné době obsahují europiem dopované baryové fluorohalogenové krystaly.

Systém paměťové fólie nelze použít u dynamických zobrazení, ale jen pro skiografii. Nevýhodou je nákladné čtecí zařízení a zařízení pro následné zpracování obrazu. [17]

Přímá digitalizace

Přímá digitalizace, zkratka DR (direct radiography) je nejmodernější zobrazovací metodou. K detekci RTG záření se používá speciální čip, který je vytvořený maticí světlocitlivých polovodičových prvků. Rozlišovací schopnost snímače závisí na jejich počtu.

Existují dva systémy:

- s přímou detekcí RTG záření,
- s nepřímou detekcí RTG záření,

kteřé jsou označovány podle svého vzhledu jako ploché panelové detektory (Flat Panel Detektor).

U detektoru s **přímou** detekcí je polovodičovým materiálem **amorfní selen**, který má vysoké prostorové rozlišení a vynikající detekční vlastnosti. Detektor umožňuje přímou konverzi RTG záření na elektrický signál.

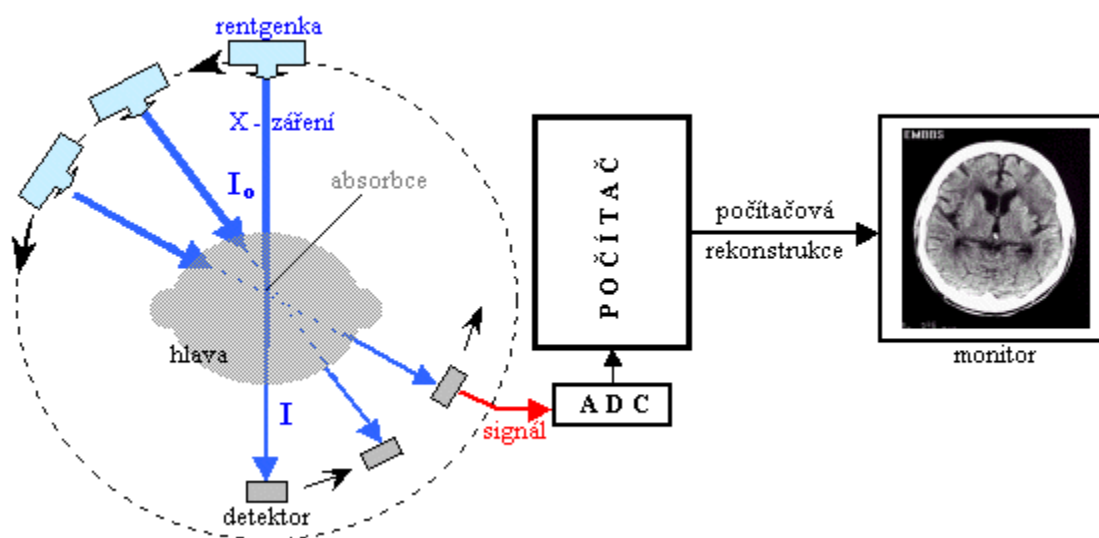
Nepřímá detekce používá **amorfní křemík** a potřebuje scintilátor, který absorbuje RTG záření se světelným výstupem na fotodiodu (scintilátor je na bazi cesium-jodidu), která převádí světlo na elektrický signál.

Konečné zpracování obrazových dat probíhá na počítačích a posledním článkem jsou diagnostické monitory, které by měly mít vysoké rozlišení.

V přímé digitalizaci je jas každého bodu obrazu vytvořen jedním elektronickým zařízením a přímo odpovídá dávce rentgenového záření, které na tento bod dopadlo. Cena této technologie je však vysoká.

Výpočetní tomografie (CT)

Výpočetní tomografie (CT) rovněž přispívá k vyšetření plic. Teorii snímkování jednotlivých vrstev těla a pak rekonstrukci obrazu za pomoci výpočetní techniky vypracoval Allan MacLeod Cormack v roce 1963. Jako první zkonstruoval klinicky použitelný počítačový tomograf britský vědec Godfrey Newbold Hounsfield v roce 1972. Pro velký přínos této metody získali oba v roce 1979 Nobelovu cenu za medicínu. Počítačové tomografy 1. – 3. generace využívají k získání tomografického řezu koordinovaný pohyb rentgenky a detektorů záření, které se pohybují kolem vyšetřované oblasti těla. V detektorech je registrováno dopadající záření a převedeno na elektrický signál, který se odesílá ke zpracování do počítače. Během expozice se rentgenka a detektory otočí kolem pacienta o 360°. CT vyšetření trvá několik minut. [15, 17]



Obr. 6: Princip CT [18]

2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

CÍL PRÁCE

Cílem mé práce je zjistit co nejefektivnější využití současných zobrazovacích technik při podezření na tuberkulózu plic, od historie až po současnost.

Dále pak porovnat radiační zátěž pacientů snímkových na různých typech přístrojů různými snímkovacími technikami.

HYPOTÉZY

- Dnešní přístroje a snímkové techniky umožňují značné snížení radiační zátěže pro obyvatelstvo.
- Moderní přístroje poskytují větší diagnostickou výtežnost.

3. METODIKA

Literární sběr dat týkajících se tuberkulózy a radiodiagnostických technik používaných při jejím odhalování.

Bylo provedeno měření vstupní povrchové kermy na pěti pracovištích ionizační komorou s použitím fantomu vody a následné vypočítání efektivní dávky pomocí tabulek a porovnání radiační zátěže při snímku plic 70kg pacienta, při nastavení běžných parametrů, standardně používaných na těchto pracovištích při snímku plic.

4. VLASTNÍ PRÁCE

4.1 TEORETICKÁ ČÁST

4.1.1 Zdroje záření, které působí na populaci

Všichni lidé na Zemi jsou pod neustálým vlivem záření z přírodních, ale i umělých zdrojů. **Přírodním zdrojem záření** je kosmické záření, které přibývá s nadmořskou výškou. Dalšími přírodními zdroji záření jsou radionuklidy, které tvoří rozpadové řady. Patří sem především beta zářiče ze zemského podloží. Asi největší pozornost se věnuje radonu, který se ve vzduchu přeměňuje na dceřiné produkty a ty jsou následně inhalovány. Je možné ho nalézt téměř ve všech uzavřených prostorech. Má největší podíl na ozáření obyvatel z přírodních zdrojů.

Z **umělých zdrojů záření** má největší podíl lékařské ozáření, dále profesionální expozice, průmyslové zdroje, jaderná energetika. Ozáření obyvatel vyšetřovaných nebo léčených pomocí zdrojů ionizačního záření neustále narůstá, především v průmyslově vyspělých zemích. Na tento nárůst má i vliv zvyšující se průměrný věk obyvatelstva. Dávka při radiodiagnostickém vyšetření závisí na mnoha technických faktorech, na vybavenosti pracoviště, na kvalifikaci, pečlivosti a přesnosti personálu.

4.1.2 Principy radiační ochrany

Ochrana před ionizujícím zářením má umožnit ochranu lidí i jejich potomků při současném přínosu při využití ionizujícího záření. Aby byla účinným prostředkem ochrany zdraví lidí musí radiační ochrana vycházet ze soudobých znalostí biologických účinků ionizujícího záření.

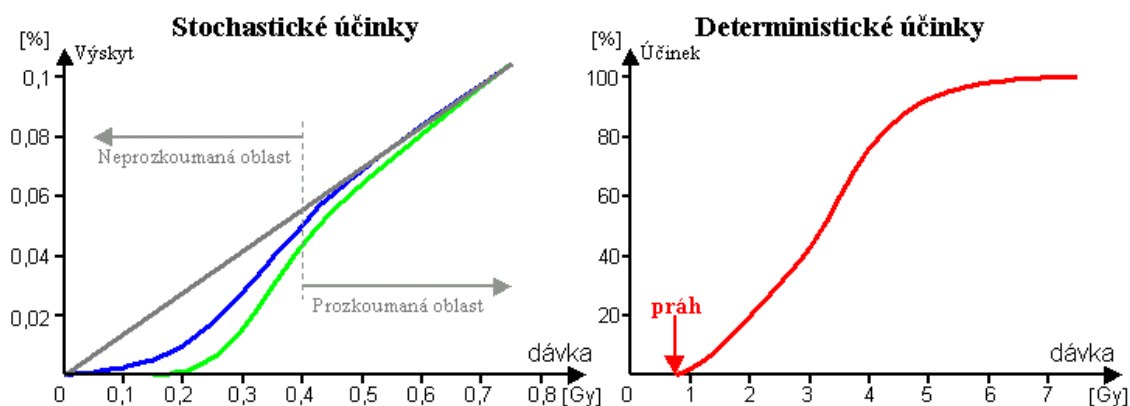
Zakládající roli v radiační ochraně u nás sehrál doc. MUDr. Jan Müller vedoucí oddělení ionizujícího záření Ústavu hygieny práce a chorob z povolání. Inicioval potřebná organizační a legislativní opatření v radiační ochraně. Od roku 1956 vykonávala dozor na radiační ochranu hygienická služba ministerstva zdravotnictví.

Hlavním autorem současné koncepce radiační ochrany je Mezinárodní Komise pro Radiologickou Ochranu-ICRP (International Commission for Radiological Protection), která vydala řadu základních doporučení. Doporučení ICRP se stala základem pro předpisy radiační ochrany.

Cíl radiační ochrany lze vyjádřit jako prevenci deterministických účinků udržením dávek pod jejich prahem a zajištění, že budou přijata všechna rozumná opatření k omezení vzniku stochastických účinků.

Deterministické účinky se při správně prováděných radiodiagnostických vyšetřeních nevyskytují, protože absorbované dávky jsou pod úrovní prahu pro takové účinky.

Stochastické účinky se vyskytují bez prahové hodnoty a mohou být vyvolány i velmi malou dávkou záření. Proto i velmi malé dávky mohou vyvolat v těle biologické změny, které mohou vést až k nádorovému bujení. S absorbovanou dávkou, v oblasti podprahových dávek, roste nikoli závažnost poškození, ale četnost jejich výskytu u ozářené populace. Poškození, jako je například zhoubný novotvar, je klinicky neodlišitelný od poškození, které vzniklo z jiných příčin nebo spontánně.



Graf 4: Závislost biologického účinku na velikosti absorbované dávky záření [18]

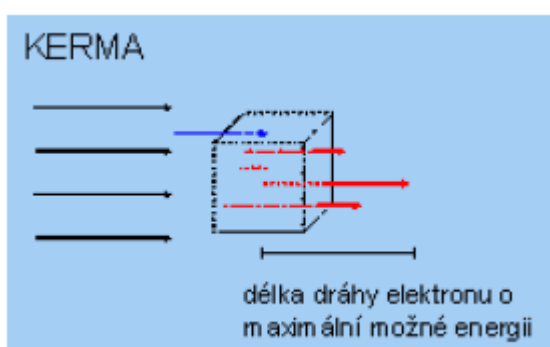
Cílem radiační ochrany je zajistit, aby velikost individuálních dávek, počet ozářených osob a pravděpodobnost ozáření byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek. Optimalizace radiační ochrany je někdy nazývána **princip ALARA** („as low as reasonably achievable“). [19]

Většina vyšetření s použitím zdrojů ionizujícího záření se provádí v souvislosti s určitou chorobou nebo podezřením na ni. Vyšetření může být provedeno pouze na základě lékařské indikace. Lékař má zvážit, jestli přínos, který má pacient z vyšetření, převáží nad rizikem, které vyšetření přinese.

U skupinových vyšetření není konečným nositelem přínosu vyšetřovaný jednotlivec, ale společnost. Přínosem je zabránění určitému počtu onemocnění nebo smrti ve vymezené populační skupině. Důležitá je diagnostická výtěžnost vyhledávacího postupu a možnost efektivní léčby zachycených chorobných stavů. Přínosy screeningu nebývají vždy stejné pro různé skupiny obyvatel a mohou se měnit. Povinné preventivní snímkování hrudníku bylo později upraveno směrnicemi č. 1/1985 Věstníku MZ ČSR, které značně omezily okruh preventivních rentgenových vyšetření hrudníku a omezily používání **radiofotografické metody**. Epidemiologům ponechaly možnost nařídit povinné preventivní vyšetření hrudníku u obyvatelstva nebo jeho skupin, pokud by to vyžadovalo opatření proti přenosným nemocím (především riziko tuberkulózy).

4.1.3 Dozimetrické veličiny použité pro měření

Kerma K je definována poměrem dE_k/dm , kde dE_k je součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky o hmotnosti dm . Jednotkou kermy je, stejně jako jednotkou absorbované dávky, 1 Gy.



Vstupní povrchová kerma K_e – kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu.

Dopadající kerma K_i – kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu, která se spočítá na základě vztahu

$$K_i = K_e/B$$

kde

B je faktor zpětného rozptylu.

4.1.4 Veličiny používané v radiační ochraně

Z hlediska možného výskytu stochastických účinků mají různé druhy záření rozdílnou důležitost, a proto byly zavedeny radiační váhové faktory w_R a definovaná veličina **ekvivalentní dávka** H_T ve tkáni nebo orgánu.

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

Součin radiačního váhového faktoru w_R a střední (absorbované) dávky $D_{T,R}$ v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření R. Je-li pole ionizujícího záření složeno z více druhů záření nebo energií, musíme započítat všechny druhy R.

Efektivní dávka **E** je součet součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentní dávky H_T ve všech ozářených tkáních nebo orgánech T, popisuje celotělové ozáření.

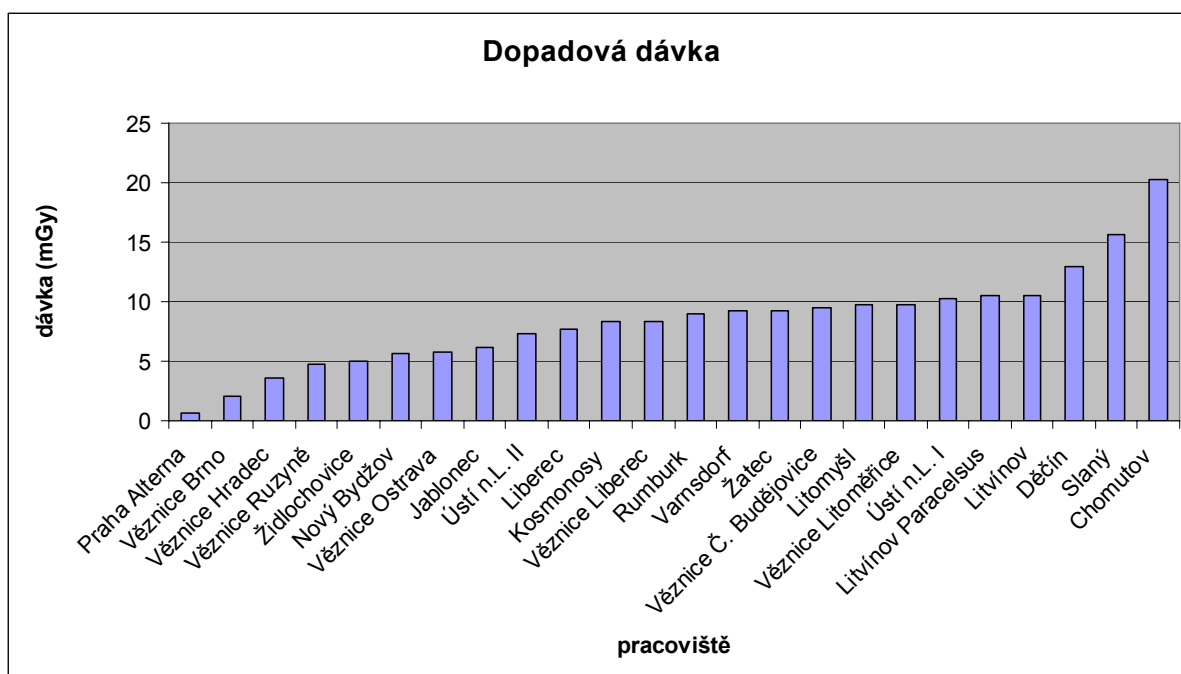
$$E = \sum (w_T \cdot H_T)$$

Jednotkou efektivní dávky je sievert [Sv], což je 1 J/kg. Běžně užívanou menší jednotkou je milisievert [mSv] neboli 1/1000 sievertu.

Kolektivní efektivní dávka je součet efektivních dávek všech jednotlivců v určité skupině [9, 10, 18]

4.1.5 Dávky na pracovištích radiofotografie

Kabinová zařízení pro snímkování plic ze štítu patří již historii. Neměla jsem možnost provést měření na pracovištích se štítovým rentgenem, (v jižních Čechách není žádné radiofotografické pracoviště), použila jsem proto několik výsledků měření SÚRO z roku 2003. Pro kabinová zařízení nebyl proveden statistický výběr, ale byla změřena všechna zařízení (vzhledem k jejich počtu). Na všech kabinových zařízeních byla změřena vstupní povrchová dávka pro standardního 70kg pacienta. Jako fantom plic byl použit 10cm vodní fantom.[1]



Graf 5: Dopadová dávka štítový rentgen, 2003 [1]

Kabinová zařízení se postupně nahrazují modernějšími přístroji, především z důvodu snížení radiační zátěže obyvatelstva. **Nejvyšší dopadová kerma byla 20,2 mGy a nejnižší 2,1 mGy (průměr 8,6 mGy).**

4.2 VLASTNÍ MĚŘENÍ

4.2.1 Způsob měření :

Na pěti různých pracovištích s rozdílným přístrojovým vybavením byla nejprve měřena *vstupní povrchová kerma* ve vzduchu s použitím **ionizační komory**. Byl použit fantom o tloušťce 15 cm vody (pro plíce) a uspořádání AEC komůrek a expozičních hodnot (které se na těchto pracovištích běžně nastavují na 70kg pacienta) jako při vyšetření plic.

Princip ionizační komory:

- záření způsobuje ionizaci plynu a tím vznik volných nosičů náboje (elektrony, kladné ionty) uvnitř citlivého objemu komory,
- přítomnost nosičů náboje se projeví zvýšením vodivosti plynu, tedy zvětšením elektrického proudu, který komorou prochází, je-li na ni přiloženo stejnosměrné napětí.

Jelikož množství energie potřebné na vznik jednoho páru elektron-ion je v širokém rozsahu druhů a energií dopadajícího záření prakticky konstantní, je velikost volného náboje uvnitř plynové náplně přímo úměrná dávce.



Obr.7: Ionizační komora o objemu 60 cm³

Přednosti ionizační komory:

- vysoká přesnost,
- uspokojivá citlivost,
- výborná stabilita.

Zkušební vybavení: dozimetr RADCAL RM-S,
měřicí sonda RADCAL 10X5-60,
vodní fantom 15 cm,
délkové měřidlo.



Obr.8: RADCAL RM-S

Pomocí ionizační komory byla změřena vstupní povrchová kerma na jednotlivých přístrojích. [23]

Protože nelze objektivně porovnávat různé přístroje a různé techniky snímování plic, rozhodla jsem se porovnat **jednotlivá pracoviště** a techniky (radiologické postupy), kterými se na těchto pracovištích snímají hrudní orgány.

Veličina, kterou jsem použila pro porovnání je **efektivní dávka**, která vypovídá o radiační zátěži konkrétního člověka s ohledem na tkáně a orgány, které byly ozářeny - v tomto případě plíce.

Jako postup jsem zvolila stanovení typické hodnoty **efektivní dávky** pro standardní vyšetření **pomocí tabulek** uvedených v příloze **A.1.20** (Věstník MZ ČR 2007).

Efektivní dávka je normalizována k *dopadající kermě* $K_i = 1$ mGy. Pro výpočet efektivní dávky pro danou projekci se normalizovaná hodnota *efektivní dávky* z tabulky vynásobí hodnotou *dopadající kermey* K_i pro tuto projekci. V tabulkách jsou normalizované efektivní dávky spočítané pro krajní hodnoty klinicky používaného rozsahu napětí rentgenky pro dané vyšetření. Pro konkrétní hodnotu napětí rentgenky se použije normalizovaná efektivní dávka získaná lineární interpolací hodnot uvedených v tabulce. Korekce na jinou filtraci než 3,5 mm Al se neuvažuje, u skiagrafičických vyšetření je korekce na celkovou filtraci lišící se od 3, 5 mm Al nevýznamná.

Tabulka A.1.20: Definované projekce a odpovídající gonádové a efektivní dávky pro vyšetření plic - normalizováno ke K_e 1 mG

Napětí rentgenky [kV]	Celková filtrace [mm Al]	Formát filmu [cm x cm]	Projekce	Gonádová dávka [mGy]		Efektivní dávka [mSv]	
				Ovaria	Testes	Muž	Žena
60	2,5	35 x 35	PA	-	-	0,050	0,052
		30 x 40	LAT	-	-	0,016	0,022
60	3,5	35 x 35	PA	-	-	0,059	0,061
		30 x 40	LAT	-	-	0,018	0,025
125	3,5	35 x 35	PA	0,001	-	0,108	0,114
		30 x 40	LAT	-	-	0,042	0,052
140	3,5	35 x 35	PA	0,001	-	0,112	0,118
		30 x 40	LAT	-	-	0,044	0,054

Obr. 9: Tabulka A.1.20

Pro výpočet *dopadové kermy* je nutné znát *zpětný rozptyl*, proto jsem použila tabulku, která udává koeficient (faktor) zpětného rozptylu (B) pro PA (zadopřední) snímek plic pro různá napětí, pole 35x35 a celkovou filtraci (mm Al) na fantomu 15 cm vody.

Table A.2. Backscatter factors calculated by Monte Carlo techniques in an anthropomorphic phantom

Peak tube voltage/Kv	Total filtration/mm Al	Projection
		PA Chest (30 cm x 38 cm)
60	2.5	1.23
80	2.0	1.27
80	3.0	1.30
110	2.5	1.34

*(Převzato ICRU Report 74)

Obr. 10: Tabulka A.2. – pro výpočet zpětného rozptylu

Faktor zpětného rozptylu jsem rovněž upravila lineární interpolací pro napětí při kterých byla měřena *vstupní povrchová dávka* K_e .

Dopadovou kermu K_i jsem vypočítala podle vzorce

$$K_i = K_e/B.$$

Normalizovanou hodnotu *efektivní dávky* pro PA snímek plic (70kg muž) upravenou pro napětí rentgenky na konkrétním pracovišti jsem vynásobila vypočítanou *dopadovou kermou* a získala jsem *efektivní dávku* pro dané pracoviště.

4.2.2 Pracoviště a typy přístrojů, na kterých bylo provedeno měření

PRACOVIŠTĚ: A

Přístroj FOMEI HF 50R

FOMEI HF 50 R je rentgenové zařízení vhodné pro veškerá běžná skiagrafická vyšetření. Součástí tohoto přístroje je anatomický program (APR), který zajišťuje snadné ovládání. Podle požadavku mohou být dočasně změněny naprogramované expoziční hodnoty za použití ručního nastavení. Součástí přístroje je mikroprocesorem řízený systém expoziční automatiky.

Nejprve byla změřena vstupní povrchová kerma na pracovišti, kde se provádí přehledný snímek plic na formát 35x35 **měkkou technikou**.

Byly nastaveny hodnoty, které se běžně používají na 70kg pacienta:

Napětí rentgenky: 56 kV

Celková filtrace: 2,5 mm Al

Buckyho clona: ne

Vzdálenost ohnisko - receptor obrazu: 150 cm

Vzdálenost ohnisko - komora: 134 cm

Zesilovací folie: 400

Expoziční automat: ne

Ohnisko velké: 2 mm

Ionizační komorou byla naměřena *vstupní povrchová kerma* 0,2 mGy (pro napětí rentgenky 56 kV). Pomocí tabulek jsem lineární interpolací vypočítala *zpětný rozptyl* (B = 1,15). *Dopadovou kermu* 0,174 mGy, jsem získala vydělením vstupní povrchové kermy zpětným rozptylem.

Efektivní dávku pro dané pracoviště pro snímek plic 70kg pacienta jsem vypočítala vynásobením *dopadové kermy* normalizovanou *efektivní dávkou* pro napětí 56 kV. Výsledná hodnota efektivní dávky je 0,0097 mSv (pro 70kg muže).

Výsledky měření a výpočtu na pracovišti A:

Vstupní povrchová kerma	0,2 mGy
Faktor zpětného rozptylu.....	1,15
Dopadová kerma.....	0,174 mGy
Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 56 kV.....	0,056 mSv
Výsledná efektivní dávka pro dané napětí.....	<u>0,0097 mSv</u>



Obrázek 11: Měření vstupní povrchové dávky na přístroji FOMEI HF 50R

PRACOVISTĚ: B

Přístroj **BUCKY – DIAGNOST FS**

BUCKY – DIAGNOST FS je moderní rentgenové zařízení, jehož technické parametry umožňují používat vyšší napětí, které je vhodné pro tvrdou techniku snímkování plic.

Na tomto pracovišti byla měřena *vstupní povrchová kerma* pro **tvrdou techniku** snímkování plic, opět na formát 35×35.

Běžně používané hodnoty na 70kg pacienta:

Napětí rentgenky: 125 kV

Celková filtrace: 2,8 mm Al

Buckyho clona: ano

Vzdálenost ohnisko - receptor obrazu: 200 cm

Vzdálenost ohnisko - komora: 180 cm

Zesilovací folie: 400

Expoziční automat: ano

Ohnisko velké: 1,2 mm

Hodnota naměřené *vstupní povrchové kermy* byla 0,24 mGy. Opět jsem pomocí tabulek a lineární interpolace vypočítala *efektivní dávku*, tentokrát pro napětí 125 kV.

Výsledky měření a výpočtu na pracovišti B:

Vstupní povrchová kerma.....	0,24 mGy
Faktor zpětného rozptylu.....	1,36
Dopadová kerma.....	0,176 mGy
Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 125 kV.....	0,108 mSv
Výsledná efektivní dávka pro dané napětí.....	<u>0,019 mSv</u>

PRACOVISŤE: C

Přístroj **MP 15 – CHIRANA**

Jedná se o poněkud starší typ multipulzního přístroje pro skiagrafická vyšetření s vysokofrekvenčním usměrněním. Na tomto pracovišti se provádí snímkování plic **měkkou technikou**.

Nastavené hodnoty pro snímek plic:

Napětí rentgenky: 66 kV

Celková filtrace: 2,5 mm Al

Buckyho clona: ne

Vzdálenost ohnisko – receptor obrazu: 150 cm

Vzdálenost ohnisko – komora: 134 cm

Zesilovací folie: 400

Expoziční automat: ne

Ohnisko velké: 1,0 mm

Na tomto pracovišti byla ionizační komorou naměřena *hodnota vstupní povrchové kermy* při napětí 66 kV (pro 70kg pacienta) 0,13 mGy.

Výsledky měření a výpočtu na pracovišti C:

Vstupní povrchová kerma.....	0,13 mGy
Faktor zpětného rozptylu.....	1,242
Dopadová kerma.....	0,105 mGy
Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 66 kV.....	0,0635 mSv
Výsledná efektivní dávka pro dané napětí.....	<u>0,0067 mSv</u>
Ohnisko velké: 1,0 mm	

PRACOVÍŠTĚ: D

Přístroj **MULTIX TOP – SIEMENS**

Přístroj MULTIX TOP vlastní expoziční systém s bucky stolem se stropním 3D stativem na vysoké technické úrovni. Místo pro snímkování je univerzální pracoviště s motorizovaným nastavováním výšky stolu pro všechny projekční rentgenové expozice nebo kazety DLR u digitální luminiscenční radiografie.

Je umožněno vyšetření pacienta do výšky 190 cm od hlavy k nohám bez změny polohy pacienta prostřednictvím posunu desky vyšetřovacího stolu, stejně jako prostřednictvím posunu stropního 3D stativu a nastavitelného bucky zásobníku.

Na snímkovacím stole mohou být prováděny snímky ležícího a sedícího pacienta v oblasti lebky, páteře, hrudníku, plic a břicha, stejně jako v oblasti končetin. Navíc jsou možné volné expozice na vyšetřovacích stolech nebo lůžkách, i na vozících.

S nástěnnou bucky jednotkou VERTIX TOP může být prováděno snímkování stojícího nebo sedícího pacienta.

Pro napětí 125 kV (**tvrdá snímkovácí technika**) byla naměřena *vstupní povrchová kerma* 0,03 mGy.

Nastavené parametry běžně používané na 70kg pacienta:

Napětí rentgenky: 125 kV

Celková filtrace: 2,5 mm Al

Buckyho clona: ano

Vzdálenost ohnisko – receptor obrazui: 150 cm

Vzdálenost ohnisko – komora: 127 cm

Zesilovací folie: ne – nepřímá digitalizace

Expoziční automat: ano

Ohnisko velké: 1,0 mm

Postup měření a výpočtu je stejný jako na předchozích pracovištích.

Výsledky měření a výpočtu na pracovišti D:

Vstupní povrchová kerma.....	0,03 mGy
Faktor zpětného rozptylu.....	1,36
Dopadová kerma.....	0,022 mGy
Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 125 kV.....	0,108 mSv
Výsledná efektivní dávka pro dané napětí.....	<u>0,0024 mSv</u>



Obr.12: Měření pomocí fantomu vody na přístroji MULTIX TOP



Obr.13: Výsledný obrázek měření vstupní povrchové kermy zobrazený na čtecím zařízení DIRECT VIEW CR 800

PRACOVISTĚ: E

AMBER – KODAK

AMBER, Model CU je rentgenografický přístroj pro medicínské účely se speciální konstrukční technologií pro zobrazení hrudníku.

Scanner, vlastní snímkový zařzení, je složen z RTG zářiče a kamery, oba díly jsou upevněny na horizontální nosné rameno. Výškově nastavitelný stativ je pevně přišroubován k podlaze a je možno ho variabilně nastavovat podle výšky vyšetřovaného pacienta.

Běžně používané parametry při snímkování plic na tomto pracovišti (70kg pacient):

Napětí rentgenky: 150 kV

Celková filtrace: mm Al

Buckyho clona: ano

Vzdálenost ohnisko – receptor obrazu: 180 cm

Vzdálenost ohnisko – komora: 155 cm

Zesilovací folie: 400

Expoziční automat: ano

Ohnisko velké: 1,2 mm

Ionizační komorou byla naměřená *vstupní povrchová kerma* 0,11 mGy (pro napětí rentgenky 150 kV). Efektivní dávku jsem opět počítala pomocí tabulek.

Výsledky měření a výpočtu na pracovišti E:

Vstupní povrchová kerma.....	0,11 mGy
Faktor zpětného rozptylu.....	1,392
Dopadová kerma.....	0,079 mGy
Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 150 kV.....	0,1146 m Sv
Výsledná efektivní dávka pro dané napětí.....	<u>0,009 m Sv</u>



Obr.14: Měření na přístroji KODAK – AMBER

5. VÝSLEDKY PRÁCE

Na běžném skiagrafickém pracovišti patří snímek plic k nejčastěji prováděnému vyšetření. Pro porovnání radiační zátěže pacientů při radiodiagnostickém zobrazení plic bylo provedeno měření vzdušné povrchové kermy s použitím vodního fantomu a ionizační komory na pěti různých typech rtg zařízení.

Dále jsem porovnávala jednotlivá pracoviště z hlediska radiační zátěže 70kg pacienta, a to technikou zobrazování plic, která je na těchto pracovištích běžná. Pomocí tabulek jsem vypočítala efektivní dávku na jednotlivých pracovištích pro PA snímek plic.

Nejnižší dávka byla na pracovišti s nepřímou digitalizací, kde byla použita tvrdá snímkováčá technika.

Pokud bych chtěla porovnat dvě pracoviště, kde se snímkuje měkkou technikou, byla efektivní dávka nižší na pracovišti, kde se na snímek plic nastavuje o něco vyšší napětí.

Efektivní dávka na pracovišti se scanovacím přístrojem byla nižší než na pracovišti, kde se snímkuje plíce tvrdou snímkováčá technikou.

Absolutně největší rozdíl je při porovnání dopadových dávek s radiofotografií, kde byly dávky několikanásobně vyšší.

Tabuka 1: Výsledky měření radiační zátěže na pěti pracovištích

Pracoviště	U [kV]	Q [mAs]	Vzdálenost OK [cm]	Vzdálenost ohnisko-komora [cm]	Buckyho clona/exp. automat	Zesilovací fólie	Vzdušná povrchová kerma [mGy]	Dopad. kerma [mGy]	Efektivní dávka[mSv]
A	56	10	150	134	ne/ne	400	0,20	0,174	0,0097
B	125	4,3	200	180	ano/ano	400	0,24	0,176	0,019
C	66	8	150	134	ne/ne	400	0,13	0,105	0,0067
D	125	3,5	150	127	ano/ano	CR	0,03	0,022	0,0024
E	150	40	180	155	ano/ano	400	0,11	0,079	0,009

6. DISKUSE

Tak jako jiné oblasti medicíny i radiodiagnostiku zasáhl prudký rozvoj nových diagnostických metod, ale vývoj „klasické radiodiagnostiky“ nezůstal pozadu. Umožňují současné zobrazovací techniky provádět kvalitnější vyšetření plic? Jaká je radiační zátěž pacientů při snímkování plic na současných typech přístrojů, různými snímkovacími technikami?

Zjistila jsem, že prostý rentgenový snímek plic neztratil svůj původní význam a stále zůstává stěžejním vyšetřením při podezření na tuberkulózu, i když se i zde projevil vliv technického pokroku (za zmínku stojí scanovací přístroj Amber) a digitální zobrazovací metody. Co se týká dalších vyšetření, do pozadí ustoupila především radiofotografie, bronchografie, konvenční tomografie. Z moderních metod se při vyšetření hrudníku neuplatnila ultrasonografie plic, což je dáno jejich morfologickou podstatou.

Základní význam pro ochranu před ionizujícím zářením měly biologické a lékařské poznatky. Jsou východiskem k odvození kritérií a koncepce ochrany před zářením.

V roce 1928 byla na II. Mezinárodním kongresu ve Stockholmu založena Mezinárodní komise ochrany před zářením (ICRP), která je nezávislým odborným orgánem. Jejím hlavním úkolem je sledovat a dávat doporučení členským zemím, která jsou pak většinou základem pro právní předpisy a zákonné normy v ochraně před ionizujícím zářením.

V posledních letech došlo k velkým změnám v systému radiační ochrany i u nás. Po vstupu do Evropské unie jsme přijali požadavky podle směrnic EU, týkajících se ochrany před zářením. Uvedená pravidla byla převzata do legislativy ČR a to do zákona č. 18/1997 Sb. ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a vyhlášky 307/2002 Sb. ve znění vyhlášky

č.499/2005 Sb. o radiační ochraně. Radiační ochrana je jedním ze systémů, jímž se lidé chrání při umožnění přínosného využití ionizujícího záření.

Pro diagnostická vyšetření, ICRP nedoporučuje žádné dávkové limity, ale klade důraz na použití diagnostických referenčních úrovní (DRÚ) jako návod pro optimalizaci ochrany při lékařských expozicích.

Veličinou pro stanovení DRÚ v obecné skiografii je kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu. Jednotkou kermy je gray.

Pro svou práci jsem si vybrala měření kermy na několika pracovištích. Zjistila jsem, že na žádném z těchto pracovišť nebyla překročena DRÚ. Standard pro vyšetření plic doporučuje používat tvrdou techniku, aby se redukovala dávka na kůži. Vůbec nejnižší vstupní povrchová kerma byla naměřena při nepřímé digitalizaci. Tady ovšem vyvstává další otázka, a tou je diagnostická výtěžnost provedeného snímku. Od několika pneumologů a rentgenologů jsem se dozvěděla, že v případě tuberkulózy plic je pro ně mnohdy přínosnější snímek pomocí měkké techniky, protože je lépe vidět plicní parenchym. Jak rozhodnout, která technika má větší přínos pro pacienta? Poprosila jsem o radu pani Ing. Helenu Žákovou ze SÚRO a její odpověď cituji:

„Odborníci, kteří pracují v radiologických oborech nebo se zabývají otázkami radiační ochrany, by měli být schopni posoudit vlivy různých fyzikálních faktorů na kvalitu zobrazení fyziologických a patologických tkáňových struktur nebo procesů, protože na (dobré) kvalitě zobrazení závisí (správný) úsudek lékaře při určení diagnózy nebo léčby pacienta. Přesto si myslím, že stanovit „nejoptimálnější techniku zobrazení“ pro různé typy přístrojů a různé techniky, je prakticky úkol. Je velmi těžké jednoznačně specifikovat pojem „nejoptimálnější technika zobrazení“ pouze srovnáním hodnot vstupní povrchové kermy (případně dávky) bez současného porovnání diagnostické výtěžnosti rentgenového obrazu (vodní fantom neumožňuje hodnotit detaily obrazu pro vysoký a nízký kontrast, techniky s využitím nepřímé digitalizace mají, díky specifickému charakteru zpracování obrazu, jiné podmínky optimalizace, atd.).

Hodnocení optimálního využití ionizujícího záření (pro poskytnutí požadovaného maximálního obsahu diagnostické informace) musí zahrnout tři vzájemně se ovlivňující aspekty zobrazení:

- výběr techniky zobrazení,
- diagnostickou výtěžnost rentgenového obrazu,
- radiační dávku pacientovi.

V publikaci *European Guidelines on Duality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* (EUR 16260-Luxemburg, 1996), která byla vydána v českém překladu *Kriteria kvality pro rentgenodiagnostická zobrazení* (VMK, 1998), jsou pro vybrané – nejrozšířenější – rtg vyšetření (včetně snímkování hrudníku/plic) uvedena doporučená kritéria pro správnou techniku zobrazení, pro dosažení standardní diagnostické úrovně provedení snímku i vstupní povrchové dávky, která by za použití těchto podmínek neměla být překročena v 75 % případů vyšetření standardního (70 kg) dospělého člověka klasickou (tedy ne digitálně zpracovanou) rtg technikou.

Tyto hodnoty je možné použít jako výchozí pro hodnocení úrovně optimalizace radiační ochrany na vlastním pracovišti. S pomocí stanovení a hodnocení tzv. lokálních diagnostických referenčních úrovní – DRÚ, které se stanovují pro daný typ rtg přístroje, na kterém se provádí daný typ vyšetření se hodnotí, zda jsou v daném případě dávky pacientů optimalizovány. Optimalizace je tedy spíše procesem hodnocení techniky zobrazení a zlepšování podmínek seřízení a údržby daného přístroje nebo vyvolávacího procesu, podmínek digitálního zpracování obrazu apod., než porovnávání dávek mezi různými typy přístrojů.

Je třeba mít na zřeteli, že objektivní kvalita zobrazení, která je určena fyzikálními faktory, které je možno objektivně měřit (stupeň zčernání, kontrast, rozlišení), není, bohužel, vždy v souladu se subjektivním hodnocením kvality obrazu, tak jak ji vnímá / resp. požaduje / lékař. Např. v Doporučení EUR 16260 je doporučeno napětí na rentgence 125 kV, ale jistě může existovat situace, kdy bude potřeba zobrazit objekty s malým kontrastem, a bude třeba využít pro požadované zobrazení „měkkou techniku“. Na druhou stranu by využití této techniky pro vyšetření plic nemělo být standardem a pokud pracoviště „měkkou techniku“ standardně používá, mělo by způsob vyšetření plic pacientů zhodnotit a pravděpodobně i zrevidovat.

Přestože jste se díky měření na různých typech přístrojů seznámila s celou škálou přístrojů a provedla stanovení a porovnání vstupní povrchové kermy pro

techniky, které jsou na daných pracovištích používány, obávám se, že z dosažených výsledků nelze „nejoptimálnější techniku pro snímkování plic při podezření na TBC“ stanovit. [25]

Protože z dosažených výsledků nebylo možné porovnat různé typy přístrojů a různé techniky zobrazování, zaměřila jsem se na porovnání pracovišť z hlediska radiační zátěže a zjistila jsem, že dnešní moderní přístroje a snímkové techniky umožňují značně snížit radiační zátěž pacientů, především oproti radiofotografii.

Dnešní přístroje rovněž poskytují větší diagnostická výtěžnost, především díky počítačové tomografii a digitalizaci, kde je možné výsledný obraz upravit, aniž by se musel pacient znovu snímkovat.

Z toho, co jsem zjistila nelze opravdu určit „nejoptimálnější techniku zobrazení“, ale ukázalo se, že se radiační zátěž u pacientů při snímkování plic výrazně snižuje, především díky moderním zobrazovacím metodám, což je velice významné právě pro depistáž tuberkulózy.

7. ZÁVĚR

Ve své práci jsem se zaměřila na onemocnění tuberkulózou a jejím včasném odhalení pomocí rentgenové diagnostiky od jejích počátků až po současnost a zároveň zjistit radiační zátěž pacientů při snímkování plic modernějšími přístroji.

Také mne zajímala otázka měkké a tvrdé techniky snímkování plic. Z hlediska radiační zátěže je prokazatelné, že při nastavení srovnatelných parametrů se při zvyšování napětí rentgenky se efektivní dávka snižuje.

Zlepšováním a modernizací rentgenové techniky a počítačových systémů se objevují další možnosti zlepšování kvality zobrazení a současně snižování radiační zátěže pacientů, ale kromě přístrojů zde má klíčovou úlohu radiologický asistent. Stále se snažíme redukovat dávky ionizujícího záření a to můžeme ovlivnit dodržováním základních principů radiační ochrany. Právě minimalizace stochastických účinků je hlavním úkolem současné radiační ochrany. Je třeba docílit toho, aby radiační zátěž byla tak nízká, jak je to jen možné z hlediska dosažení kvalitního obrazu.

Během posledních let neustále stoupají nároky na snižování radiační zátěže, což je důvodem k rušení štítových rentgenů (radiofotografie), ale přesto stojí za zmínku, protože velkou měrou přispěly k téměř úplnému vymýcení tuberkulózy u nás. Bohužel, se u nás opět tuberkulóza začíná objevovat i díky migraci cizinců, a proto tuto chorobu nesmíme podceňovat.

Světová zdravotnická organizace vyhláší již tradičně 24. březen Světovým dnem boje proti tuberkulóze.

Přehledný snímek plic patří k nejčastěji prováděným vyšetřením. Přitom jen technicky dokonale provedený snímek může napomoci ke stanovení diagnózy a vhodnému léčebnému postupu.

8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. *XXVI. Dny radiační ochrany, sborník rozšířených abstraktů*. Praha: ČVÚT, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření, 2004. ISBN 80-01-03076-8.
2. *XXVIII. Dny radiační ochrany, sborník rozšířených abstraktů*. Praha: ČVÚT, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření, 2006. ISBN 80-01-03575-1.
3. Appendix A: backscatter factors. *Journal of the ICRU*, 2005, Vol. 5, No. 2, pp. 66.
4. DIETZE, R, KÖCHER, E. *Physis und Praxis der Röntgenaufnahmetechnik*. 3. Aufl. Jena: VEB Gustav Fischer, 1977. 903 s.
5. EISENBERGER, M. *Kritéria kvality pro rentgenologická zobrazení*. Praha: V. M. K, 1998. 31 s.
6. HLAVA, A. *Počátky rentgenologie v českém lékařství 1896 – 1918*. 1. vyd. Hradec Králové: Aurius, 2002. 648 s. ISBN 80-238-9276-2
7. HYKA, J., HLAVENKOVÁ, L. *Vliv napětí rentgenky na vstupní povrchovou dávku*. Praha, 2005.
8. CHUDÁČEK, Z. *Radiodiagnostika 1. část*, 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995.

9. KLENER, V. *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vyd. Praha: Azin, 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6.
10. KUNA, P., NAVRÁTIL, L. et al. *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Praha: Manus, 2005. 222 s. ISBN 80-86571-09-2
11. MIKUŠOVÁ, M. Technická opatření vedou ke snížení dávek. *Rentgen bulletin*, 2002, červen, s.3.
12. NOVÁKOVÁ, Z. Tuberkulóza v Evropě v roce 2005 na základě výsledků Surveillance of Tuberculosis in Europe – Euro TB. *ÚZIS ČR, Aktuální informace*, 2008, č. 1, s.1-5.
13. ONDRAČKOVÁ, A. Výskyt tuberkulózy v ČR v roce 2006. *ÚZIS ČR, Aktuální informace*, 2007, č. 45, s.1-5.
14. PETROVÁ, K. Rizika únosná avšak nezanedbatelná. *Rentgen bulletin*, 2006, srpen, s. 1-4.
15. POLÁK, J. *Radiodiagnostika nemocí dýchacího ústrojí*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1989. 300 s.
16. SVOBODA, M. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1973. 584 s.
17. ŠMORANC, P. *Rentgenová technika v lékařství*. 1. vyd. Pardubice: Pražské tiskárny, 2004. 264 s. ISBN 80-85438-19-4 .
18. ULLMANN, V. *Jaderná a radiační fyzika*. Biologické účinky ionizujícího záření [online]. 2008 [cit. 2008-02-05]. Dostupné z:

<http://www.sweb.cz/AstroNklFyzika/index.htm>

19. VĚSNÍK MINISTERSTVA ZDRAVOTNICTVÍ ČR. Národní radiologické standardy – návrh. (Aktualizace ke dni 2.7.2007)
20. VOTAVA, V., HOMOLKA, J. *Tuberkulóza*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 1996. 76 s. ISBN 80-7184-199-4
21. VYHNÁLEK, L. et al. *Radiodiagnostika Kapitoly z klinické praxe*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1998. 486 s. ISBN 80-7169-240-9
22. ZATLOUKAL, P. *Tuberkulóza dosud nevymizela*. Vademekum zdraví [online]. 2007 [cit. 2007-12-01]. Dostupné z: <http://vademecum-zdravi.cz/tuberkuloza-dosud-nevymizela/stazeno 1.12.2007>
23. ZEMAN, K. *Ionizační komora* [online]. 5.2.2008 [cit. 2008-02-20]. Osobní komunikace.
24. ŽÁČKOVÁ, H. Jak chápat optimalizaci ozáření pacienta. *Rentgen bulletin*, 2002, červen, s. 4.
25. ŽÁČKOVÁ, H. *Kurz radiační ochrany při nakládání se zdroji ionizujícího záření ve zdravotnictví*. Praha: IT – reprografie IPVZ, 2007.
26. ŽÁČKOVÁ, H. *Radiační zátěž* [online]. 2008 [cit. 2008-04-03]. Osobní komunikace.
27. ŽOFKA, J. Činnost zdravotnických zařízení v České republice v roce 2006 Obor radiologie a zobrazovací metody. *ÚZIS ČR, Aktuální informace č. 58, s.1-6*.

9. KLÍČOVÁ SLOVA

Tuberkulóza

Radiofotografie

Radiační zátěž

Vyšetřovací techniky

10. PŘÍLOHY

Technické parametry přístrojů na kterých bylo provedeno měření:

FOMEI HF 50R

Identifikace zařízení:

typové označení zařízení	výrobce	výrobní číslo	rok výroby
SKIAGRAFIE	FOMEI	S1010108	2000
generátor FOMEI HF 50R	FOMEI	S 1010108	2000
rentgenka X 50 H	IAE	35C328	2004
kryt rentgenky C52	IAE	B444C	2004

Komponenty zařízení:

ohnisko	malé 0,6 mm	velké 2,0 mm
filtrace	vlastní 1,5 mm Al	celková 2,5 mm Al
clony	COLLIMAT MP	v.č.: 0400229

Další příslušenství:

název	Typ	Výrobní č.	Výrobce
vyš. stůl	01250001	0286	Hans Pausch
vertigraf	03700001	01/5165	Hans Pausch

Další součásti zobrazovacího řetězce:

	typ	výrobce	
kazety	CRONEX	DUPONT	
zesilující fólie	QUANTANA FAST DETAIL	DUPONT	
filmy	RF BS	FOMEI	rok výroby 2007
vyvolávací automat	OPTIMAX	FOMEI	
negatoskop			

BUCKY - DIAGNOST FS

Identifikace zařízení:

	typ. označ.	výrobní číslo	výrobce	rok výroby
generátor	OPTIMUS 50	041076	Philips	2004
rentgenka	ROT 1750	201127	Philips	2004
kryt rentgenky	ROT 350	11529A	Philips	2004
clony	9890 010 80442	04002027		2004

Komponenty zařízení:

ohnisko	malé 0,6 mm	velké 1,2 mm
filtrace		celková 2,80 mm Al/75 kV

Další příslušenství:

Stropní závěs	BUCKYDIAGNOST FS	0400255	Philips	2004
Vyšetřovací stůl	BUCKYDIAGNOST TH2/TF	0400726	Philips	2004
Vertigraf	DIAGNOST VE/VT	080943	Philips	2004

Další součásti zobrazovacího řetězce:

	typ	zesil. folie	výrobce	rok výr.
kazety	BLUE C4	STERLING QUANTA FAST	AGFA	
filmy	AGFA CP-BU NEW		AGFA	2007
Vyvolávací automat	CLASSIC E.O.S.		AGFA	
negatoskopy			ELLA	

MULTIX TOP – SIEMENS

Identifikace zařízení:

	typ. označ. zařízení	výrobce	výrobní číslo	rok výroby
generátor	POLYDOROS IT 80	SIEMENS	1144	2003
rentgenka	OPTITOP 150/40/80HC	SIEMENS	381208	2003
kryt rentgenky	OPTITOP 150/40/80HC -10	SIEMENS	07167	2003
clony	OT		3535	2003

Komponenty zařízení:

ohnisko	malé 0,6 mm	velké 1,0 mm
filtrace	vlastní 1,5 mm Al	Celková 2,5 mm Al

Další příslušenství:

název	typ	Výrobní č.	Výrobce
vyšetřovací stůl	MULTIX TOP	05113/62050	SIEMENS
vertigraf	VERTIX TOP	02386	SIEMENS
stropní závěs	3D-T	2716	SIEMENS

Další součásti zobrazovacího řetězce:

	typ	výrobce	rok výroby
kazety	DIRECT VIEW	KODAK	2004
paměťové fólie	HR STORAGE PHOSPHOR SCREEN	KODAK	2004
čtecí zařízení:	DIRECT VIEW CR 800	KODAK	2004
čtecí zařízení:	DIRECT VIEW CR 800	KODAK	2004

MP 15 – CHIRANA

Identifikace zařízení:

	typ.označ. zařízení	výrobce	výrobní číslo	rok výroby
generátor	MP 15	Chirana	08-91-1175	1991
rentgenka			nečitelné	
kryt rentgenky	RIK-T 30/50		nečitelné	
clony	G 691		0286-84	

Komponenty zařízení:

Ohnisko: **1.0 mm**

Filtrace: **celková 2,5 mm Al**

Další příslušenství:

Název	Typ	Výrobní č.	Výrobce
Vyš. stůl	Tablix C	1275/91	Chirana
Stativ rentgenky	STATIX	16519	Chirana
Vertigraf	S 32-1	336	Farum

Další součásti zobrazovacího řetězce:

	typ	výrobce	rok výroby
kazety	CRONEX	DUPONT	
zesilující fólie	QUANTANA FAST DETAIL	DUPONT	
filmy	RF BS	FOMEI	2008
vyvolávací automat	OPTIMAX	FOMEI	

AMBER

Identifikace zařízení:

Název zařízení:	SUPER 80 CP + AMBER
Typ zařízení:	skiagrafické zařízení pro vyšetřování plíc
Výrobce:	KODAK + PHILIPS

Komponenty zařízení:

Generátor:	SUPER 80 CP	v.č.:	94 3202
Rentgenka:	SUPER ROTALIX SRM 35 100	v.č.:	901 401
Ohnisko:	0,6/1,2		
Celková filtrace:	mm Al		

Další části a příslušenství:

název	typ	sériové číslo	výrobce
AMBER	AMBER Image Receptor	1101 D	KODAK
AMBER	Collimator	1521	KODAK
primární clona	AMBER 104 L 50903	3045 D	

Vyvolávací automat: Kodak X-OMAT Multiloader 300

Kazety: Kodak

Filmy: Retina XO

Nepřímá digitalizace: Kodak CR 850