



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Studies

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

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Zdravotně sociální Fakulta  
Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Bakalářská práce

# Radiační zátěž pacientů při skiagrafii plic

Vypracovala: Mgr. Andrea Nováková

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

**2015**

## ABSTRAKT

**Klíčová slova:** skiografie plic, rentgenové záření, radiační zátěž, efektivní dávka

Tématem mé bakalářské práce bylo zhodnotit radiační zátěž pacientů při skiografii plic. Podnětem ke zpracování tohoto tématu bylo zjištění, že i přestože Ministerstvo zdravotnictví České republiky (Věstník MZ ČR 9/2011) doporučuje používat pro klasickou skiografii plic tvrdou snímkovací techniku, řada radiodiagnostických pracovišť stále používá techniku s nízkým napětím, ačkoli je pacient vystavován vyšší dávce. Skiografie plic sice patří mezi vyšetření s nejnižší dávkou expozice, ale zároveň se jedná o nejčastěji prováděné vyšetření. Jelikož se rizika plynoucí ze záření z různých zdrojů během života neustále v těle sčítají, je nutné snažit se, aby alespoň lékařské expozice byly minimalizovány na co nejnižší míru.

V teoretické části bakalářské práce jsem se snažila přehledně utřídit veškeré důležité informace o rentgenovém záření, skiografii, anatomii plic, snímkových technikách, radiační ochraně a legislativním rámci, který se zabývá radiodiagnostikou. Radiodiagnostická oddělení v České republice mají k dispozici návody a doporučení pro správná rentgenová vyšetření, tzv. Národní radiologické standardy, které zajišťují optimální kvalitu snímku a zároveň minimalizaci radiační zátěže pro pacienta. Pro lékaře, kteří indikují radiodiagnostické vyšetření je zásadní dokument „Indikační kritéria pro zobrazovací metody“, který stanovuje taková kritéria, aby všechna vyšetření zobrazovacími metodami byla řádně zdůvodněna a jejich indikace usměrňována.

Praktická část práce je zaměřena na porovnávání radiační zátěže dvou snímkových technik pro vyšetření plic. Konkrétně se jedná o porovnání snímkovací techniky s nízkým (tzv. měkká) a vysokým (tzv. tvrdá) expozičním napětím. Byly zpracovány výsledky hodnot dopadající a vstupní povrchové kermy, které byly naměřeny na rentgenovém pracovišti pomocí vodního fantomu a ionizační komory za použití jednotlivých expozičních technik. Na základě změřených a tabulkových hodnot jsem spočítala efektivní dávku pro jednotlivé snímkovací techniky. Efektivní dávka při měkké snímkovací technice byla téměř třikrát vyšší než technika tvrdá. Zajímavý je také

výsledek pro sekundární záření, kdy měkká technika téměř pětkrát převyšuje vznikající sekundární záření tvrdé snímkovací techniky.

Další důležitou částí práce bylo porovnat efektivní dávky u dvou skupin vybraných pacientů při skiografickém vyšetření plic, kteří byli rozděleni na základě použité snímkovací techniky. První skupina obsahovala pacienty, kteří byli snímkováni v prvním čtvrtletí roku 2014 technikou s napětím 125kV, v druhé skupině byly pacienti z prvního čtvrtletí roku 2011 snímkováni průměrným expozičním napětím 57,2 kV. Z obou skupin byli vybráni pouze pacienti s váhou od 60 do 80 kg, kteří se dispozičně přibližují standardnímu pacientovi, s kterým pracuje legislativa MZ ČR. Pomocí programu PCXMC s metodou Monte Carlo byla stanovena efektivní dávka pro jednotlivé skupiny. Výsledná efektivní dávka pro tvrdou snímkovací techniku pro dané vyšetření je 0,0085 mSv, pro měkkou techniku se efektivní dávka rovná 0,0304 mSv. Z toho vyplývá, že efektivní dávka pro skiografické vyšetření plic při měkké snímkovací technice je 3,5 krát vyšší než při technice tvrdé. Z hlediska radiační ochrany je také zajímavé, jak ukazuje kalkulace dávek v programu PCXMC, že dávka na gonády je při skiografickém vyšetření plic téměř nulová, proto využívání ochranných pomůcek v oblasti pohlavních orgánů je při tomto vyšetření bezpředmětné a hraje spíše psychickou roli.

Cílem bakalářské práce bylo prokázat, že doporučení Ministerstva zdravotnictví České republiky o přechodu z měkké snímkovací techniky na tvrdou techniku je opodstatněné. Na základě naměřených hodnot a postupném zpracování výsledků jsem mohla hypotézu potvrdit: Užitím tvrdé snímkovací techniky při skiografii plic se sníží radiační zátěž pacienta.

## ABSTRACT

**Keywords:** lung radiography , x-rays , radiation exposure, the effective dose

The topic of my thesis was to evaluate radiation doses to patients with lung skiografii. The impetus for the treatment of this topic was that even though the Ministry of Health of the Czech Republic (Věstník MZ ČR 9/2011) recommends the use of classic hard skiografii lung imaging technique, a number of radiodiagnostic workplaces still uses the technique of low voltage, although the patient is exposed to a higher dose. Skiografie lung examination is among the low-dose exposure, but it is the most commonly performed tests. Since the risks of radiation from various sources of radiation during their lives constantly in the body are added, it is necessary to try to make at least a medical exposures are minimized as much as possible.

In the theoretical part I tried to arrange the all important information on x-rays, skiografii, lung anatomy, imaging techniques, radiation protection and legislative framework that deals radiodiagnostika. Department of Radiology in the Czech Republic have at their disposal guidelines and recommendations for proper X-ray examinations, called. National Radiological standards that ensure optimum image quality while minimizing the radiation dose for the patient. For physicians who indicate radiodiagnostic examinations is crucial document "Indication criteria for imaging", which sets criteria so that all examinations imaging methods were duly substantiated, and their indications regulated.

Practical work is focused on comparing the radiation burden of two imaging techniques for the examination of the lungs, namely imaging technique compared with low (ie. Soft) and high (ie. Hard) exposure voltage. The main part is based on the processing of results and input values falling surface kerma, which were measured for X-ray work by a water phantom ionization chamber using two exposure techniques. Based oriented values and using tabulated values I calculated the dose for each imaging technique. The effective dose for soft imaging technique was almost three times higher than the technique hard. Also interesting is the result of secondary radiation, the soft

technique is almost five times exceeds the emerging secondary radiation hard imaging technique.

Another important part of this work was to compare the effective doses for the two groups of selected patients with radiographic examination of the lungs, were divided according to the used imaging technique. The first group of patients who were imaged in the first quarter of 2014 equipment with voltage 125kV, in the second group were patients from the first quarter of 2011 the average radiography exposure voltage 57.2 kV. From both groups were selected only patients with a weight of 60-80 kg, which approximates the patient's usual layout, with whom works legislation Ministry of Health. The effective dose for hard imaging technique for the examination is 0.0085 mSv, for a soft technique is effective dose equal to 0.0304 mSv. It follows that the effective dose for hard skigrafické imaging technique for examination of the lungs during soft imaging technique is 3.5 times higher than in the technique hard. In terms of radiation protection is also interesting, as shown in the calculation of benefits program PCXMC that the dose to the gonads when skigrafické examination of the lungs almost zero, therefore the use of protective equipment in the genitals during the examination pointless and rather plays a psychological role.

The aim of this thesis was to demonstrate that the advised the Ministry of Health of the Czech Republic on the transition from soft to hard imaging technique technique is justified. On the basis of unmeasured values and progressive processing of results I could confirm my hypothesis: Using hard imaging technique at skiografii lungs is reduced patient radiation dose.

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem 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 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 zákona 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 dne

.....

(jméno a příjmení)

### **Poděkování**

Děkuji vedoucí bakalářské práce Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické, Ph.D. za její cenné rady, vstřícnost a odborné vedení. Děkuji MUDr. Radimovi Zemanovi za praktické rady, ochotu a poskytnutí statistických dat.

## OBSAH

<b>1. SOUČASNÝ STAV .....</b>	<b>11</b>
1.1 Rentgenové záření .....	11
1.2 Zobrazovací diagnostika hrudníku .....	18
1.3 Radiační ochrana v radiodiagnostice.....	28
1.4 Dozimetrie v rentgenové diagnostice .....	38
<b>2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA.....</b>	<b>42</b>
<b>3. METODIKA .....</b>	<b>43</b>
<b>4. VÝSLEDKY .....</b>	<b>44</b>
4.1 Vlastní měření pomocí vodního fantomu.....	44
4.1.1 Pracoviště, na kterém bylo provedeno měření .....	45
4.1.2 Měření vstupní povrchové kermy $K_e$ .....	45
4.1.3 Měření dopadající kermy $K_i$ .....	47
4.1.4 Výpočet zpětného rozptylu.....	49
4.1.5 Stanovení efektivní dávky .....	50
4.1.6 Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek .....	57
4.2 Porovnání efektivní dávky pacientů ze skiografického pracoviště .....	58
4.2.1 Stanovení efektivní dávky pacientů - „tvrdá“ expoziční technika.....	59
data rok 2014 .....	59
4.2.2 Stanovení efektivní dávky pacientů - „měkká“ expoziční technika .....	62
data rok 2011 .....	62
4.2.3 Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek .....	64
<b>5. DISKUZE .....</b>	<b>66</b>
<b>6. ZÁVĚR.....</b>	<b>69</b>
<b>7. SEZNAM LITERATURY .....</b>	<b>70</b>
<b>8. KLÍČOVÁ SLOVA .....</b>	<b>73</b>
<b>9. PŘÍLOHY .....</b>	<b>74</b>



## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

RTG	rentgenové záření
ZDS	zkouška dlouhodobé stability
DRÚ	diagnostická referenční úroveň
MZ ČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky

## ÚVOD

Rentgenové vyšetření hrudníku je jedno z nejstarších rentgenových vyšetření a dodnes patří k základním a nejrozšířenějším skiagramům. I přes svoji jednoduchost má obrovskou výtěžnost a nízké náklady na jeho vytvoření. Dávky, kterým je pacient při rentgenovém snímkování vystaven, jsou relativně zanedbatelné. Jeden snímek hrudníku odpovídá zhruba dávce, kterou obdržíme za tři dny z přirozeného pozadí (z přírodních zdrojů).<sup>[2]</sup> Jelikož se však jedná o nejrozšířenější a nejčastěji indikované vyšetření, zaslouží si zájem především z hlediska radiační ochrany. Ionizující záření z jednotlivých skiagrafičkových vyšetření se v těle pacientů nekumuluje, přesto rizika z jednotlivých vyšetření se sčítají, to znamená, že s množstvím vyšetření roste pravděpodobnost vzniku případného poškození.<sup>[3]</sup>

Radiodiagnostická oddělení v České republice mají k dispozici návody a doporučení pro správná rentgenová vyšetření, tzv. Národní radiologické standardy, které zajišťují optimální kvalitu snímku a zároveň minimalizaci radiační zátěže pro pacienta. Pro skiografii plic je doporučeno používat napětí rentgenky v rozsahu od 125 kV do 140 kV, tzv. tvrdá snímkovácí technika. Na řadě pracovišť se však v praxi často používá ještě snímkovácí technika s nízkým napětím, přibližně 60 kV na rentgence (pro plíce je tato hodnota napětí nazývaná měkká snímkovácí technika), která však vede k výraznému zvýšení dávky pro pacienta a také ke zhoršené kvalitě snímku. Cílem práce je prokázat, že doporučení Ministerstva zdravotnictví ČR (Věstník Ministerstva zdravotnictví 9/2011) o přechodu z měkké snímkovácí techniky na tvrdou techniku je opodstatnělé.

## 1. SOUČASNÝ STAV

### 1.1 Rentgenové záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření o velmi krátké vlnové délce ( $10^{-9}$  m až  $10^{-13}$  m) a velké energii ( $10^2$  až  $10^4$  eV), které vzniká v rentgenkách. Je to záření ionizující se schopností pronikat hmotou. Intenzita rentgenového záření ubývá se čtvercem vzdálenosti od zdroje.<sup>[11]</sup>

Počátky rentgenového záření spadají do 19. století, kdy se vedle řady vědců na jeho výzkumu podílel i profesor fyziky Wilhelm Conrad Röntgen, který v roce 1895 toto záření dokázal jako první popsat a nazvat ho paprsky X. Za tento objev obdržel v roce 1901 Nobelovu cenu za fyziku. Téměř okamžitě se paprsky X začaly používat k diagnostickým účelům (zlomeniny, tuberkulóza) a hned vzápětí i k účelům terapeutickým (léčba rakoviny kůže). Díky tomuto objevu vznikl samostatný obor zvaný radiologie, který se rozdělil na obor diagnostický „radiodiagnostika“ a obor terapeutický „radioterapie“.<sup>[30, 11]</sup>

#### 1.1.1 Vlastnosti rentgenového záření

Rentgenové záření má řadu fyzikálních vlastností, které jsou rozhodující pro vznik diagnostického obrazu, ale má také vlastnosti, které jsou pro výsledný obraz a pro radiační ochranu pacienta nežádoucí.<sup>[4, 8, 11, 30]</sup>

**Pronikavost.** Míra pronikavosti závisí na vlastnostech absorbující hmoty a na energii rentgenového záření (čím má kratší vlnovou délku, tím má větší energii a je pronikavější). Při průniku záření hmotou je část energie absorbována a část rozptýlována.

- **Rozptyl záření (Comptonův rozptyl).** Při vyražení elektronu se spotřebuje pouze část energie fotonu RTG záření a paprsek pokračuje v odchýleném směru se zmenšenou energií - vzniká tzv. sekundární záření. Rozptyl záření snižuje kontrast.
- **Rozlišná absorpce.** Rozdílné pohlcování rentgenového záření různými tkáněmi těla je důležité pro vznik rentgenového obrazu. Rozdíly v absorpci určují sytost stínů jednotlivých útvarů na rentgenovém obrazu. Absorpce roste s větší tloušťkou vrstvy, fyzikální hustotou a vyšším protonovým číslem prozařované hmoty.

**Luminiscenční efekt.** Rentgenové záření má schopnost se přeměnit na viditelné záření, ale pouze při dopadu na některé materiály.

**Fotochemický efekt.** Působením rentgenového záření na fotografický materiál (halogeny stříbra) vznikají změny v jeho chemickém složení a vytváří se latentní obraz.

**Ionizační efekt (fotoefekt).** Energie rentgenového záření způsobuje ionizaci atomů ozářené látky (z elektricky neutrálního atomu se stává elektricky nabitý iont).

**Biologický efekt** souvisí s ionizačním účinkem. Jedná se o škodlivý vliv na živé organismy, kdy elektricky nabitý iont (volný radikál) poškozují biologické struktury. Záření může způsobit genetické (poškození DNA) nebo somatické poruchy (smrt buněk jednotlivých tkání podle vnímavosti k záření, tzv. radiosenzitivity). Biologický efekt je v diagnostice nežádoucí, ale naopak je na něm založen princip terapie.<sup>[4, 8, 11, 30]</sup>

### 1.1.2 *Vznik rentgenového záření*

Umělým zdrojem rentgenového záření je skleněná, vysoce vakuová rentgenka s katodou ve formě spirálově stočeného wolframového vlákna a s pevnou nebo rotační

anodou. Na katodu se přivede elektrický proud tzv. žhavicím transformátorem, tím se katoda nažhaví a podle stupně žhavení se emituje různě hustý mrak elektronů. Kolem katody je záporně nabitá molybdenová (fokusační) miska, která soustřeďuje (fokusuje) mrak elektronů tak, aby nebyl širší než spirála katody. Dodáním vysokého napětí mezi katodu a anodu, jsou elektrony letící z katody urychleny. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí a jejich kinetická energie se změní z 1 % v rentgenové záření (brzděné nebo charakteristické) a z 99 % v teplo. Teplo vzniklé dopadem elektronů na anodu je nutno odvádět. Pro tento účel má rentgenka chlazení buď vzduchové, nebo olejové.<sup>[4, 8, 9, 11, 30, 31]</sup>

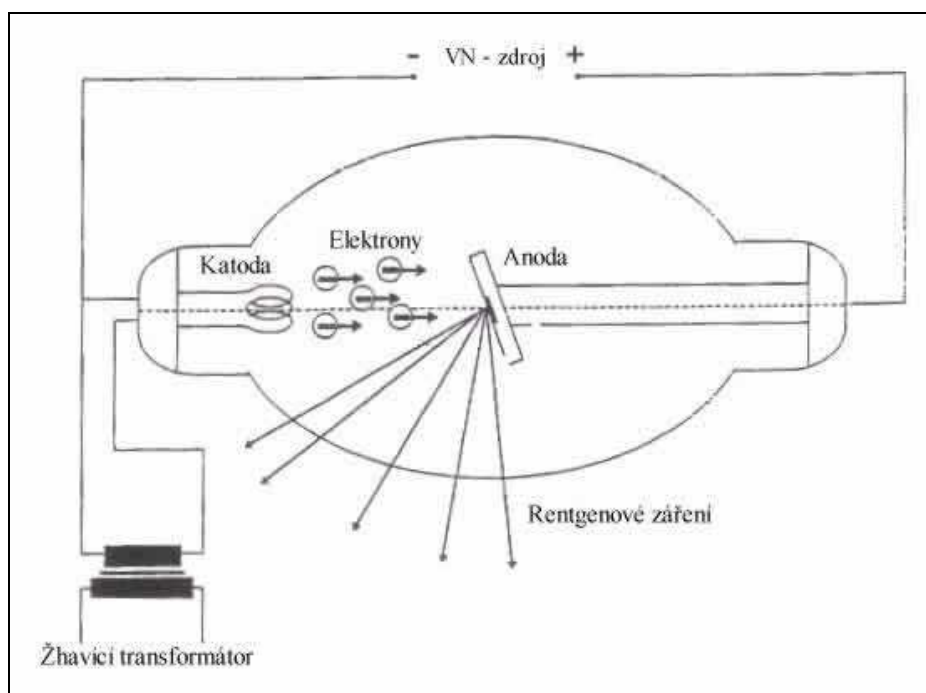
Rentgenka je uložena do speciálního olověného krytu, který zamezuje pronikání RTG záření do okolí. Ve střední části krytu je výstupní okénko z akrylátového skla, kterým vychází rentgenový paprsek ven z rentgenky k diagnostickému využití.<sup>[11]</sup>

Důležitou součástí rentgenky jsou filtrace a kolimační clony pro úpravu primárního svazku rentgenového záření. Jejich úkolem je eliminace zbytečné ionizační zátěže. Filtr je hliníková destička tloušťky 1,5 - 4mm zabudovaná přímo ve výstupním okénku rentgenky. Zachycuje pouze dlouhovlnnou část rentgenového záření, která by se pohltila z větší části již v kůži a mělkých vrstvách tkáně pacienta. Clony jsou primární a sekundární. Úkolem primární clony je zúžení svazku rentgenového záření na odpovídající vyšetřované pole. Slouží tedy k regulaci svazku RTG paprsků a ochraně pacienta před přebytným zářením. Je umístěna na výstupním okénku rentgenky. Pro správné zaměření a nastavení zobrazovaného pole je součástí kolimačního systému světelný lokalizační systém. Sekundární clony jsou umístěny mezi pacientem a filmem a zachycují sekundární záření, které vzniká v těle pacienta interakcí RTG záření s tkáněmi (hlavně z Comptonového rozptylu). Sekundární clony jsou buď pohyblivé sbíhavě fokusované (Bucky-Potterova) nebo nepohyblivé paralelní (Lysholmova).<sup>[9, 11, 30, 31]</sup>

Nepostradatelným prvkem rentgenového přístroje je ovladač (nebo expoziční automat), na kterém se nastavují vhodné expoziční parametry rentgenového záření, jako je anodové napětí (napětí mezi katodou a anodou) v kilovoltech, anodový proud protékající rentgenkou v miliampérech a délka expozice v sekundách.<sup>[11, 30, 31]</sup>

K provozu RTG vyšetřovny je nezbytné vybavení a pomůcky, které usnadňují manipulaci s pacientem i samotné snímkování. Výhodou je snímkový stůl s možností posunu do všech směrů. Snímkový vertikální stojan, vertigraf, určen pro snímkování ve stoje. Pro správné uložení pacienta je k dispozici řada pomůcek - klíny, klínky, podložky, válečky a pásové úchytky. U přístrojů vyrobených po roce 2002 je zákonem (dle Směrnice EU 97/43/EURATOM a § 64 odst. 1 vyhlášky SÚJB č. 307/2002 Sb., ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.) dána povinnost používat DAP metr (Dose Area Product), který slouží k přímému monitorování radiační zátěže pacientů při radiodiagnostických vyšetřeních. Měří plošnou kermu v jednotkách  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ .<sup>[11, 16, 30]</sup>

Na každém RTG pracovišti nesmí chybět pomůcky sloužící k radiační ochraně pacientů a personálu. K ochraně pacientů jsou určeny stínící pomůcky k vykrytí citlivých a radiosenzitivních orgánů (gonády, štítná žláza). Pro ochranu personálu před rozptýleným zářením slouží zejména ochranné olověné zástěry.<sup>[14, 15]</sup>



**Obr. 1.1.** Schéma rentgenky<sup>[34]</sup>

### 1.1.3 Druhy RTG záření

Podle způsobu vzniku rozdělujeme rentgenové záření na brzdné a charakteristické. Záření můžeme také rozlišovat podle vlnové délky na měkké (s vlnovou délkou  $10^{-8}$  až  $10^{-10}$  m) a tvrdé (s vlnovou délkou  $10^{-10}$  až  $10^{-12}$  m).

**Brzdné záření** vzniká jako důsledek zpomalování pohybu elektronů, které dopadají velkou rychlostí na povrch anody. Elektron letící od katody rentgenky se dostane do bezprostřední blízkosti atomového jádra materiálu anody, zakřivuje se jeho dráha a prudce se snižuje jeho rychlost. Část nebo celá kinetická energie, kterou elektron při zabrzdění ztratil, se přemění na foton rentgenového záření o odpovídající energii. Při zabrzdění ztrácí elektrony různá množství své energie, vznikají tak současně fotony RTG záření s nejrůznějšími vlnovými délkami. Brzdné RTG záření má větší zastoupení ve směsi záření, které vystupuje z rentgenky a je závislé na anodovém napětí.<sup>[8, 9, 11, 30, 31]</sup>

Menšinou částí rentgenového záření vystupujícího z rentgenky je **charakteristické záření**. Toto záření nemá vliv na velikosti anodového napětí, závisí na materiálu anody. Vzniká při dopadu rychlých elektronů na kovovou anodu, kdy elektrony odevzdávají svojí kinetickou energii některému elektronu z nižší energetické hladiny vnitřní slupky elektronového obalu. To vede k jeho přemístění do vyšší energetické hladiny, tzv. excitace nebo k úplnému vyražení elektronu z atomu, tzv. ionizace. Excitovaný nebo ionizovaný atom je nestabilní a na prázdné místo po elektronu přeskakují elektrony z vyšší energetické hladiny atomu. Při přechodu elektronu z vyšší energetické hladiny na nižší se musí elektron zbavit přebytku své energie. Rozdíl energie se vyzáří ve formě fotonu elektromagnetického záření, tzv. charakteristického RTG záření. Energie záření se zvyšuje se zvyšujícím se protonovým číslem kovu anody. Pro radiodiagnostiku a radioterapii nemá význam.<sup>[8, 9, 11, 30, 31]</sup>

**Měkké záření** je méně pronikavé, vzniká v rentgenkách s menším anodovým napětím. Výhodou tohoto záření je přesné dávkování a jemné rozlišení detailů v diagnostikovaném materiálu. Využívá se například u rentgenů ve stomatologii.

**Tvrdé záření** je více pronikavé a souvisí s vyšším anodovým napětím. Jeho využití je především v klasické radiodiagnostice, kdy je nutný velký průnik do hloubky materiálu, např. RTG plic, končetin, tělních orgánů.

Záření, které vzniká v rentgence nárazem elektronů na anodu, je zásadní pro rentgenovou diagnostiku a označuje se jako **primární záření** nebo také užitečný svazek záření. Primární svazek záření vystupuje z ohniska okénkem rentgenky a má tvar kužele. Paprsek probíhající v ose kužele se nazývá centrální paprsek. Při průchodu primárního svazku záření ozařovaným materiálem vzniká **sekundární záření**, které se při průchodu hmotou odchýlilo od původního směru. Takové záření má v radiodiagnostice značný význam z hlediska zhoršení kvality výsledného rentgenového obrazu (zhoršuje kontrast a ostrost kresby) a zvyšuje radiační zátěž pacienta. Jelikož se zdrojem sekundárního záření stává každá část prozařovaného objemu pacienta a nelze jeho vznik odstranit, můžeme ho alespoň eliminovat správným nastavením napětí na rentgence a použitím primárních clon. Již vzniklé sekundární záření se použitím sekundárních clon snažíme snížit tak, aby nám co nejméně uškodily na výsledném obrazu.<sup>[4, 7, 8, 9, 11, 30, 31]</sup>

#### 1.1.4 *Princip skiografie*

Rentgenové záření vznikající v rentgence prochází přes vyšetřovaný objekt, kde se část záření absorbuje a část záření prochází objektem a zobrazuje se buď fotograficky na film, nebo nověji pomocí elektronických detektorů. Vzniká rentgenový obraz, kterému jsou podle rozdílných absorpcí rentgenového záření ve tkáních a orgánech přiřazovány různé odstíny šedi. Měkké tkáně absorbují záření méně, tím jimi prochází



více záření a na výsledném obrazu se projeví jasnější obraz, to znamená, že fotografický materiál zčerná. Naopak kosti, tkáně s vysokou hustotou, rentgenové záření absorbují více, proto na fotografickém materiálu je obraz světlý. Výsledný skiagram musí splňovat kvalitativní parametry určující rozlišovací schopnost rentgenového obrazu. Jedná se o ostrost a kontrast.<sup>[4, 9, 21, 30, 31]</sup>

### **Analogová skiografie**

Při analogové skiografii je záznam rentgenového obrazu proveden na fotografický film obsahující halogenidy stříbra (AgBr). Fotochemickou reakcí dochází z bromidu stříbrného k uvolňování stříbra a vzniká latentní obraz, který je pomocí vývojky a ustalovače vyvolán na skutečný viditelný obraz. Filmy pro skiografii jsou uloženy ve speciální světlotěsné kazetě, které se po expozici vyjímají z kazet v temné komoře a dále zpracovávají ve vyvolávacím automatu. Filmy jsou k dispozici v různých velikostech a používají se podle typu diagnostického vyšetření. Analogová skiografie je již na ústupu a je nahrazovaná elektronickým snímáním s tvorbou digitálního rentgenového obrazu, který může být v počítači dále zpracováván a upravován.<sup>[11, 30, 31]</sup>

### **Nepřímá digitalizace**

U nepřímé digitalizace je fotografický film nahrazen paměťovou fólií, na které se po expozici zářením uchová latentní elektronový obraz, který je zviditelněn pomocí infračerveného laserového paprsku a pomocí analogově digitálního převodníku převeden na digitální obraz. Zařízení, které přečte informaci a provede digitalizaci, se nazývá digitizér. Po přečtení informací se paměťová fólie v digitizéru vybije a může se použít pro nové snímání.<sup>[11, 30, 31]</sup>

### **Přímá digitalizace**

Přímá digitalizace je uskutečňována pomocí detekčních tzv. plochých flat panelů, které poskytují elektrické signály pro přímou tvorbu digitálního obrazu.<sup>[11, 30, 31]</sup>

## 1.2 Zobrazovací diagnostika hrudníku

V této kapitole se nejprve stručně zmíním o klasické a rentgenové anatomii plic a srdce, protože je popis struktury zdravé plíce důležitý k vykreslení možných patologických stavů a k jejich správné interpretaci. Dále nastíním vyšetřovací metody hrudníku s důrazem na klasickou skiografii plic a indikace k rentgenovému vyšetření hrudníku.

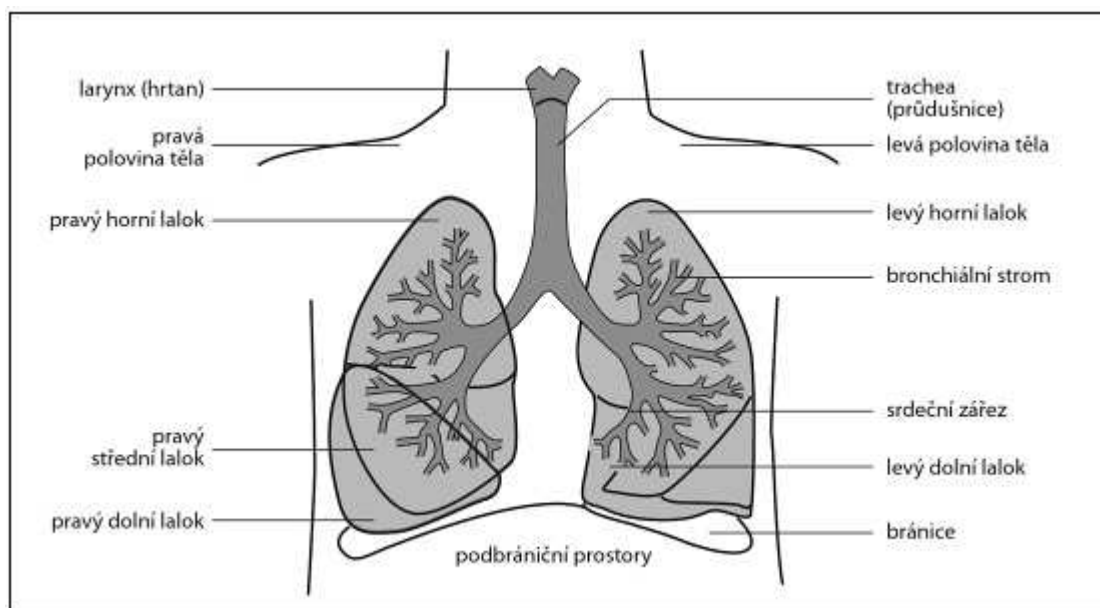
### 1.2.1 Anatomie plic

Plíce jsou párové orgány uložené v **pleurální dutině** (hrudní dutina) zajišťující výměnu plynů mezi krví a vzduchem. Pleurální dutinu pokrývá **parietální pleura** (pohrudnice), která přechází ve **viscerální pleuru** (poplicnice) pokrývající plíce. Mezi oběma plícemi je pleurou obalený prostor nazývaný **mediastinum** (mezihrudí), kde je uloženo srdce, jícen, průdušnice, cévy (aorta, plicnice) a systém mediastinálních uzlin a ganglií nervového systému. Vpředu je mediastinum ohraničeno sternem, vzadu páteří.

Plíce mají shodnou celkovou stavbu, ale odlišný tvar, zevní členění a velikost - pravá plíce (pulmo dexter) je větší než plíce levá (pulmo sinister). Obě plíce mají **plicní hrot** (apex pulmonis), který směřuje kraniálně, **plicní základnu** (basis pulmonis), která naléhá na brániční klenbu, **konvexní plochu** (facies costalis), která se opírá o žebra a **plicní branku** (hilum pulmonis) orientovanou do mediastinální plochy, kde do plic vstupuje průduška (bronchus), plicní tepny a nervy a vystupují plicní žíly a lymfatické cévy.

Plíce jsou rozděleny hlubokými zářezy na **laloky**. Pravá plíce má tři laloky - lobus superior, lobus medius a lobus inferior. Levá plíce je rozdělena na dva laloky - lobus superior a lobus inferior. Plicní laloky jsou dále členěny vazivovými přepážkami na **plicní segmenty** (segmentum pulmonis). Každá plíce je rozdělena na 10 segmentů. Segmenty mají pyramidový tvar s hrotem směřujícím k hilu a základnou na povrchu plíce. Každý segment má vlastní přívod vzduchu a krevní zásobení (do segmentu

vstupuje segmentální bronchus s větví plicní tepny). To umožňuje provádět segmentektomii - vyjmout patologické ložisko a zachovat maximální množství funkční plicní tkáně. V každém plicním segmentu se bronchy dělí na stále drobnější bronchy, na které navazují **průdušinky** (bronchioli) s průsvitem menším než 1 mm a stěnou tvořenou sliznicí a hladkou svalovinou, která může měnit bronchiální průsvit. Bronchioly se větví na 2-3 **respirační průdušinky** (bronchioli respiratorii), které se dále větví na 2-10 **alveolárních chodbiček** (ductuli alveolares) přecházející v **předsíně** (atrium) na jejichž konci jsou dva **sklípkové váčky** (sacculi alveolares), jejichž stěna se vyklenuje do velkého množství slepých **plicních sklípků** (alveoli pulmonis). Stěna alveolů je pokryta respiračním epitelem tvořeným dvěma typy pneumocytů, kteří zajišťují přenos plynů (kyslík a oxid uhličitý) mezi vzduchem v plicích a krví a obsahují plicní surfaktant, který snižuje povrchové napětí v plicních sklípcích.<sup>[5, 20, 24]</sup>



**Obr. 1.2.** Anatomie dýchacího systému<sup>[30]</sup>

### ***1.2.2 Anatomie srdce a cévní zásobení***

Do pravé síně srdce přitéká odkysličená krev z dolní a horní duté žíly, ta poté protéká do pravé komory, odkud vystupuje **plicní kmen** (truncus pulmonalis), který se větví na pravou a levou **plicní tepnu** (arteria pulmonalis dextra at sinistra). Pravá plicní tepna je delší a vstupuje do hilu pravé plíce, kde se dále větví na horní větev (pro horní a střední plicní lalok) a dolní větev (pro dolní plicní lalok). Levá plicní tepna je kratší a vstupuje do hilu levé plíce, kde se dělí podobně jako v plíci pravé. V plicních sklípcích se krev okysličuje a vrací se **plicními žilami** (venae pulmonales) do levé síně a levé komory, odkud vystupuje **aorta** (srdečnice). Aorta se nejprve drží vpravo, poté přechází do **aortálního oblouku** (arcus aortae) a sestupuje po levé straně páteře do hrudníku a břišní dutiny.<sup>[5, 20, 24]</sup>

### ***1.2.3 Rentgenová anatomie plic***

Zadopřední snímek hrudníku (skiagram) se řadí mezi základní vyšetřovací metody v pneumologii a je vedle snímkování skeletu nejčastější vyšetřovací modalitou v celé radiologii. Je to snímek, který poměrně jednoduše a levně poskytuje velké množství informací nejen o dýchacím a kardiovaskulárním systému. Na rentgenovém snímku plic je zobrazeno i srdce a aorta, proto je jejich hodnocení nedílnou součástí popisu těchto snímků.

Na rentgenovém snímku hrudníku se hodnotí:

- plicní pole,
- plicní hily,
- bránice včetně bráničních úhlů,
- struktury mediastina včetně srdečního stínu,
- struktury hrudní stěny.

### **Plicní pole**

Plíce se rozdělují na tři plicní pole. Horní pole je od vrcholu plíce po přední okraj druhého žebra, střední plicní pole je mezi předními okraji druhého a čtvrtého žebra, dolní pole sahá od čtvrtého žebra k bránici. Plicní pole nekorespondují s plicními laloky. Plicní pole je rentgenologický pojem, který dělí plíce pomyslnými liniemi. Dále v plicních polích hodnotíme plicní hrot (oblast horního plicního pole umístěný kraniálně od klíčních kostí) a báze plic (oblast dolního plicního pole nad bránicí). Hodnotí se průhlednost plíce - měla by být stejně průsvitná s jemnou plicní cévní kresbou. (Plíce díky vysoké vzdušnosti neabsorbují rentgenové záření a tak způsobují zčernání filmu, které je nazýváno jako projasnění.) Jedinými strukturami, které mohou být za normálních okolností v plicních polích patrné, jsou cévy, větší bronchy a interlobia.

Patologie: Zvýšení transparence (projasnění) bývá způsobeno zvýšenou vzdušností plíce. Difúzní zvýšení transparence způsobují plicní emfyzémy, lokalizovaná projasnění je u emfyzémových bul a dutinových útvarů. Snížení transparence (zastínění) bývá způsobeno procesy, které zahušťují strukturu plic jako je postižení cév, stěn alveolů a průdušek, tumory, záněty, plicní infarkty, atelektázy, cysty.<sup>[4, 7, 21, 24, 28]</sup>

### **Plicní hily**

Plicní hilus je umístěn na mediastinální ploše plic a je tvořen cévními strukturami, bronchy a nervy. Rentgenové stíny hilů jsou dány především plicními tepnami. Levý hilus by měl být výše než hilus pravý. Oba hily by měly mít vydutý (konkávní) tvar a vypadat obdobně.

Patologie: Rozšířené plicní hily mohou být dány postižením cév (plicní hypertenze, cévní anomálie), uzlin (sarkoidóza, tuberkulóza, lymfoproliferativní onemocnění, metastázy), průdušek (hilová forma bronchogenního karcinomu).<sup>[4, 7, 21, 24, 28]</sup>

### **Bránice**

Pravá část bránice je uložena o zhruba 2 cm výše než levá. Kontura brániční klenby by měla být na obou stranách plic hladká.

Patologie: Neostrost kontur ukazuje na již prodělaném zánětu v pleurální dutině.

[4, 7, 21, 24, 28]

### **Kostofrenické úhly**

Neboli zevní brániční úhly jsou za normálních okolností jasně ohraničené, ostré a volné.

Patologie: Vyplněné kostofrenické úhly bývají při počínajícím výpotku. [4, 7, 21, 28]

### **Mediastinum**

Mediastinum se srdcem vytvářejí na snímku sytý ostře ohraničený stín. Obrys pravého mediastina tvoří v horní části horní dutá žíla, v části dolní je to pravá síň. Levou konturu mediastina tvoří aortální oblouk, levá plicnice, ouško levé síně a levá komora. Ve střední čáře horní části mediastina je patrně projasnění trachey, které má v celé délce stejnou šířku. Srdce má poměrně variabilní pozici, přesto větší část srdce leží vlevo od střední čáry. Nádech pacienta při snímkování má podstatný vliv na velikost a tvar srdce. Pro hodnocení mediastina je zásadní sledovat jeho obrysy a šířku a projasnění trachey. Dále se posuzuje srdeční stín, jeho velikost a tvar včetně velkých cév. Stín mediastina je kromě projasnění trachey a hlavních bronchů homogenní.

Patologie: Rozšíření stínu především horní části mediastina způsobují většinou nádorová onemocnění. [4, 7, 21, 24, 28]

### **Struktury hrudní stěny - skelet a měkké tkáně**

Samozřejmou součástí hodnocení rentgenového snímku hrudníku je zjišťování změn na skeletu (žebra, páteř, klíční kosti, ramenní klouby). Sledují se všechny kostěné struktury a zjišťují se zlomeniny, osteolytické procesy kostí nebo případně degenerativní změny. U kostí se porovnává denzita, která by měla být na obou stranách stejná. U měkkých tkání hrudníku se hledá rozšíření oblasti, přítomnost ložiskových útvarů, plynu nebo kalcifikací. [4, 24, 28, 7, 21]

Při hodnocení bočního snímku hrudníku se vychází z klasické anatomie a postupně se hodnotí stejné struktury jako na zadopředním snímku. Jakékoliv změny se srovnávají s nálezy na zadopředním snímku a opačně.<sup>[4]</sup>

#### **1.2.4 Skiografie hrudníku**

Skiografie hrudníku patří k základním zobrazovacím vyšetřením hrudníku a orgánů v něm uložených a k nejčastěji využívaným skiagramům vůbec. Jeho výhodou je i přes jednoduchost a rychlost pořízení obrovská výtěžnost a nízké náklady na jeho vytvoření. Další výhodou je minimální nutnost manipulace s pacientem. Rentgenový snímek lze provést i vleže na lůžku, přímo na lůžkovém oddělení, pomocí pojízdného rentgenu.

Indikace k radiologickému vyšetření hrudníku je prováděna na základě anamnézy a důkladného klinického vyšetření. Jelikož skiagram hrudníku podává kvalitní informace o stavu hrudního skeletu, mediastina, plic a srdečního stínu, je jeho indikace velice častá.<sup>[7, 20, 24, 27]</sup>

Dávka, kterou pacient při rentgenovém vyšetření hrudníku obdrží je minimální. Odpovídá zhruba dávce, kterou obdržíme za tři dny z přirozeného pozadí, tj. 0,02 m Sv. Protože se však jedná o nejrozšířenější a nejčastěji indikované vyšetření, zaslouží si zájem především z hlediska radiační ochrany.<sup>[2, 3]</sup>

**Tab. 1.1.** Typické hodnoty efektivních dávek, které obdrží pacient při lékařském vyšetření pomocí metod rentgenové diagnostiky [2]

Vyšetřovací metoda	Typické efektivní dávky (mSv)	Ekvivalentní počet snímků při rtg vyšetření plic	Přibližná doba, za kterou by člověk obdržel ekvivalentní dávku ozáření z přírodních zdrojů
<i>rentgenologická vyšetření</i>			
Končetiny a klouby (kromě kyčlí)	<b>&lt;0,01</b>	<0,5	<1,5 dne
Zuby	<b>0,02</b>	1	3 dny
Plíce (jeden PA snímek)	<b>0,02</b>	1	3 dny
Lebka	<b>0,07</b>	3,5	11 dní
Mamografie (screening)	<b>0,1</b>	5	15 dnů
Kyčel	<b>0,3</b>	15	7 týdnů
Pánev	<b>0,7</b>	35	4 měsíce
Hrudní páteř	<b>0,7</b>	35	4 měsíce
Břicho	<b>1,0</b>	50	6 měsíců
Bederní páteř	<b>1,3</b>	65	7 měsíců
Polykačí akt	<b>1,5</b>	75	8 měsíců
CT hlavy	<b>2,3</b>	115	1 rok
IVU	<b>2,5</b>	125	14 měsíců
Vyšetření žaludku	<b>3</b>	150	16 měsíců
Střevní pasáž	<b>3</b>	150	16 měsíců
Irigoskopie	<b>7</b>	350	3,2 roku
CT hrudníku	<b>8</b>	400	3,6 roku
CT břicha nebo pánve	<b>10</b>	500	4,5 roku

### 1.2.5 Základní a speciální projekce

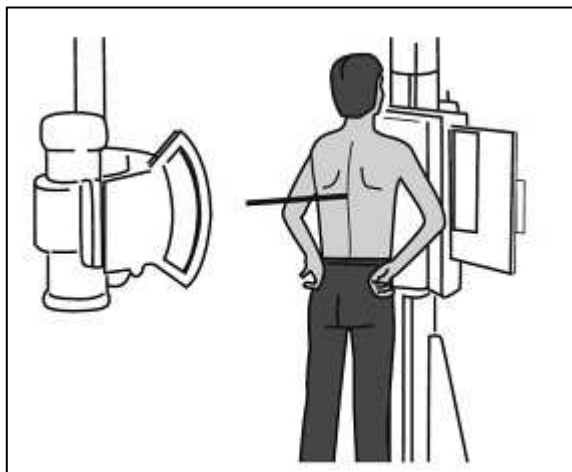
Rentgenové snímky hrudníku se zhotovují nejčastěji ve stoje, případně vleže nebo vsedě (podle možností pacienta). Pro kvalitní zobrazení hrudníku je významná spolupráce pacienta a akceptování pokynů radiologického asistenta. Hrudník je vzhledem k fyziologickým pochodům neustále v pohybu a mění svou polohu v nádechu a výdechu až o několik centimetrů. Neméně důležitá je i příprava pacienta - pacient si po příchodu do vyšetřovny odloží oděv z horní poloviny těla a odstraní cizí předměty z krku, hrudníku a vlasů. [30, 31]



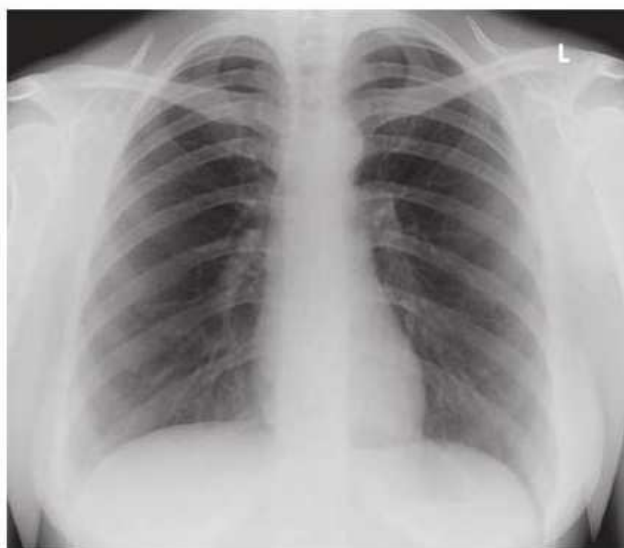
### 1.2.5.1 Základní projekce

#### **Zadopřední projekce - PA projekce (ve stoje)**

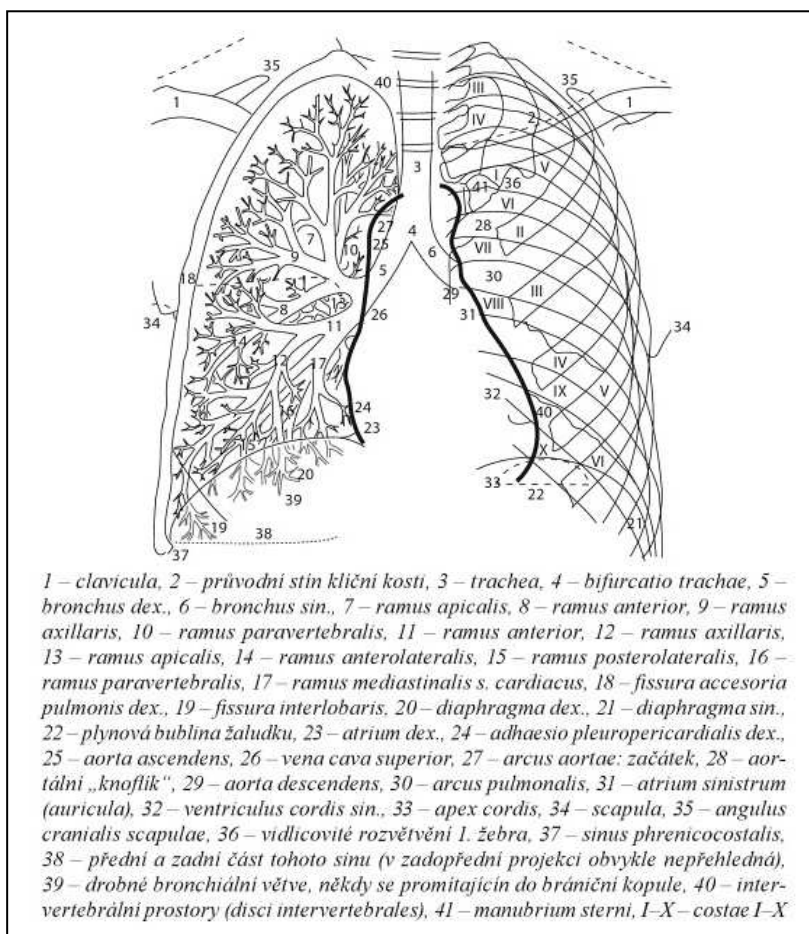
- Pacient stojí čelem k vertigrafu, hrudník naléhá na vertigraf. Ramena uvolněná a natočená k desce. Lokty musí být odtaženy do stran a dopředu, aby se nepromítly do snímku plic lopatky. Horní okraj kazety je 3 cm nad rameny.
- Kazeta 35 x 35 nebo 35 x 43 (podle velikosti pacienta)
- Ohnisková vzdálenost (vzdálenost ohnisko rentgenky - film) 150 cm
- Centrální paprsek jde kolmo na kazetu, centrujeme na střed spojnice dolních úhlů lopatek.
- Tvrdá snímková technika (napětí 125 - 140 kV), použití sekundární clony.
- Stranové značky P, L zrcadlově v horním rohu filmu.
- Expozice v maximálním nádechu, povel „nadechnout a nedýchat“.
- Na správně provedeném snímku musí být viditelná celá oblast plic (od hrotů k bránicím a oba kostofrenické úhly).<sup>[30, 31]</sup>



**Obr. 1.3.** Schéma zadopřední projekce hrudníku <sup>[30]</sup>



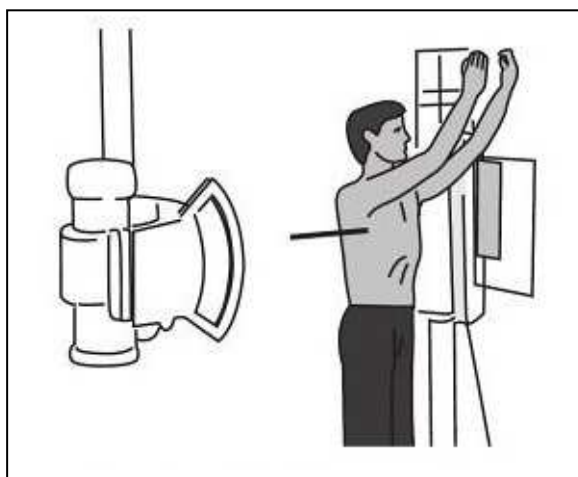
Obr. 1.4. RTG hrudníku - zadopřední projekce [30]



Obr. 1.5. Nárys rentgenogramu zadopřední projekce hrudníku [30]

### **Bočná projekce (standardně levý boční snímek ve stoje)**

- Pacient stojí vyšetřovanou stranou bokem k vertigrafu, horní končetiny má nad hlavou. Horní okraj kazety je 3 cm nad rameny.
- Kazeta 35 x 35 nebo 35 x 43 na výšku (podle velikosti pacienta)
- Ohnisková vzdálenost 150 cm
- Centrální paprsek jde do středu axily.
- Tvrdá snímková technika (napětí 125 - 140 kV), použití sekundární clony.
- Stranové značky P, L zrcadlově v horním rohu filmu podle naléhající strany.
- Expozice v maximálním nádechu, povel „nadechnout a nedýchat“.
- Na správně provedeném snímku musí být viditelná celá oblast plic (od hrotů k bránicím a oba kostofrenické úhly), zadní a přední okraje hrudníku a trachea.<sup>[30, 31]</sup>



**Obr. 1.6.** Schéma boční projekce hrudníku<sup>[30]</sup>

#### *1.2.5.2 Speciální projekce*

### **Zadopřední šikmá projekce**

Pacient svírá tělem s kazetou úhel 45°, ruce vztyčeny. Na správně provedeném snímku musí být vidět bránice v celém rozsahu včetně úhlů a hrotová pole.

### **Snímek hrotů (PA projekce)**

Pacient lehce ohnutý dopředu, kazeta 24 x 30 na šířku, centrální paprsek skloněn 10-15° kraniálně, centrace na Th2.

### **Horní hrudní apertura**

AP projekce a šikmá předozadní projekce na kazetu 18 x 24 na výšku.

### **Laterogram**

Pacient vleže na boku. Doplnková projekce k průkazu pleurální tekutiny nebo hladiny v abscesu. Kazeta je postavena vertikálně před hrudníkem, centrální paprsek směřuje horizontálním směrem.<sup>[30, 31]</sup>

## **1.3 Radiační ochrana v radiodiagnostice**

Radiační ochrana představuje systém technických a organizačních opatření, které mají zabránit zdravotní újmě při práci se zdroji ionizujícího záření. Základním problémem ionizujícího záření je vztah dávky záření a jeho biologického účinku. Účinek záření na živý organismus můžeme rozdělit do dvou skupin.<sup>[9, 11, 13]</sup>

**Stochastické účinky** jsou považovány za náhodné, bezprahové. S rostoucí dávkou roste pravděpodobnost jejich výskytu, ale ne jejich závažnost. To znamená, že jakákoliv dávka záření může způsobit poškození DNA a vyvolat tak vznik zhoubného bujení nebo genetické změny.<sup>[9, 11, 13]</sup>

**Deterministické účinky** jsou účinky prahové, projevující se krátce po ozáření. S rostoucí dávkou roste riziko i závažnost poškození. Jejich výskyt je podmíněn dosažením prahové dávky pro určitý typ tkáně. Pokud tato prahová dávka nebude překročena, tyto účinky lze vyloučit. Příkladem deterministických účinků je akutní nemoc z ozáření nebo radiační poškození kůže.<sup>[9, 11, 13]</sup>

### **1.3.1 Základní principy radiační ochrany**

Cílem radiační ochrany je zabránit vzniku deterministických a snížit pravděpodobnost stochastických účinků na přijatelnou úroveň pro společnost i pro jednotlivce. Aby se naplnily cíle radiační ochrany, je zásadní řídit se základními principy radiační ochrany, kterými jsou: [3, 11, 13, 30]

**Princip zdůvodnění** - každé ozáření musí být zdůvodněno přínosem, který převažuje rizika s tímto ozářením spojená. Interpretace pro lékařské ozáření - zřetelný klinický přínos, který dané vyšetření pacientovi přinese, musí mnohonásobně převažovat nad rizikem. S tímto souvisí i správná indikace vyšetření. Proto byla vydaná tzv. Indikační kritéria pro zobrazovací metody, která jsou určitým doporučením, jak postupovat ve standardních situacích.

**Princip optimalizace** (ALARA - as low as reasonably achievable) - zde je cílem zajistit aby riziko z ozáření bylo tak nízké, jak lze jen rozumně dosáhnout při zachování ekonomických a sociálních hledisek. Interpretace pro lékařské ozáření - je nutné aplikovat co nejnižší dávku záření při zajištění kvalitní diagnostické informace. Proto byly stanoveny doporučené hodnoty dávek jednotlivých vyšetření, tzv. diagnostické referenční úrovně, které slouží jako standard pro konkrétní lékařské ozáření.

**Princip nepřekročení limitů** - při činnostech vedoucích k ozáření se musí omezovat ozáření osob tak, aby celková dávka ozáření nepřekročila za určité období limity stanovené legislativou. Základní limity jsou určeny pro radiační pracovníky, pro učně a studenty a obecné limity (neboli limity pro obyvatelstvo). Do principu limitování lékařské ozáření není zahrnuto. Stanovení limitů v této oblasti by omezovalo některé diagnostické nebo terapeutické výkony nezbytné pro zdraví pacienta.

**Princip zajištění bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření** - jedná se o soubor opatření, která zajišťují, aby ozáření prováděl pouze držitel povolení k nakládání se zdroji

ionizujícího záření, aby nemohlo dojít k nekontrolovanému ozáření, a aby se jednalo o zdroj, který je schválený k provozu SÚJB.

Na ozáření obyvatelstva mají největší podíl přírodní zdroje záření. Jedná se o záření kosmické, záření zemského povrchu a zejména o záření v důsledku přítomnosti radonu a jeho dceřiných produktů. Dalším významným příspěvkem k ozáření obyvatelstva jsou umělé zdroje záření, kam patří zejména ozáření lékařské. Lékařské ozáření má v současné době rostoucí tendenci, proto je nutné mu věnovat pozornost a snažit se, aby aplikované dávky potřebné pro získání požadovaného výsledku, byly co nejnižší. Proto je zde namísto dodržování pravidel radiační ochrany, konkrétně principu zdůvodnění a optimalizace. Princip zdůvodnění je naplňován dodržováním „Indikačních kritérií pro zobrazovací metody“ vydaných ve Věstníku MZ ČR, částka 11/2003. Princip optimalizace je uskutečňován prostřednictvím „Národních radiologických standardů - radiodiagnostika“ vydaných ve Věstníku MZ ČR, částka 9/2011 a „diagnostických referenčních úrovní“ vydaných v příloze č. 9 vyhlášky č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně.<sup>[3, 11, 13, 30]</sup>

Ministerstvo zdravotnictví vydalo v dokumentu „Indikační kritéria pro zobrazovací metody“ typické hodnoty efektivních dávek z jednotlivých vyšetřovacích metod ve srovnání s dávkou z přírodního pozadí. Rentgenový snímek hrudníku má nejnižší efektivní dávku 0,02 mSv. Tím, že je vedle vyšetření končetin nejčastější vyšetřovací metodou (zastoupení 26 % ze všech vyšetření v radiodiagnostice) a víme, že každé ozáření může vyvolat stochastické účinky, zaslouží si svoji část pozornosti.<sup>[14]</sup>

**Tab. 1.2.** Rozdělení efektivních dávek na obyvatele z jednotlivých druhů záření <sup>[3]</sup>

Zdroje ozáření		svět		ČR	
		mSv/rok	%	mSv/rok	%
Přírodní zdroje	kosmické záření	0,39	14,5	0,39	9,5
	gama záření ze země	0,46	17,1	0,46	11,2
	přírodní radionuklidy v těle člověka	0,23	8,6	0,23	5,6
	radon v domě	1,30	48,3	2,03	49
	<b>celkem</b>	<b>2,38</b>	<b>88,5</b>	<b>3,11</b>	<b>75,3</b>
Umělé zdroje	černobylská havárie	0,007	0,26	0,007	0,17
	lékařské ozáření	0,3	11,2	1	24,4
	ostatní ozáření	0,0035	0,13	0,0035	0,085
	<b>celkem</b>	<b>0,31</b>	<b>11,5</b>	<b>1,01</b>	<b>24,7</b>
<b>celkem</b>		<b>2,69</b>		<b>4,12</b>	

### 1.3.2 Indikace k provedení skiografie hrudníku - princip zdůvodnění

Ozáření člověka ze zdrojů používaných v lékařství je významným příspěvkem k celkové dávce ionizujícího záření, kterému je člověk vystaven. Ozáření z přírodních zdrojů zcela eliminovat nemůžeme, ale existují možnosti, jak snížit dávky z ozáření lékařského. Jednou z možností je omezování výkonů, tzn. usměrňování indikací. Ministerstvo zdravotnictví vydalo pro tento účel dokument „Indikační kritéria pro zobrazovací metody“ (Věstník MZ ČR, částka 11/2003), který doporučuje jak postupovat ve standardních situacích tak, aby se míra radiační zátěže z lékařského ozáření optimalizovala. Tento dokument stanovuje taková kritéria, aby všechna vyšetření zobrazovacími metodami, na které je pacient odeslán, byla řádně zdůvodněna. Pro zdůvodnění indikace je nutné zvážit míru radiační zátěže oproti očekávanému přínosu pro pacienta. Měla by se provádět jen vyšetření nezbytně nutná a v nezbytně nutné míře tak, aby efektivně přispěla ke stanovení diagnózy. Zdůvodnění je vždy na indikujícím lékaři, avšak indikaci musí posoudit také radiolog, než je vyšetření

provedeno a nese tak spoluodpovědnost. Při indikaci rentgenového vyšetření je potřeba vzít v úvahu také věk a pohlaví pacienta, radiosenzitivity ozářených orgánů nebo předchozí rentgenové expozice.<sup>[14, 30]</sup>

Na vyšetření zobrazovacími metodami je oprávněný odeslat pacienta pouze kvalifikovaný zdravotnický pracovník, to znamená promovaný lékař. Vyšetření hrudníku pomocí rentgenu indikuje lékař na základě anamnézy a důkladného klinického vyšetření.<sup>[14]</sup>

Jedinou kontraindikací rentgenového vyšetření je těhotenství. Na vyvíjející se zárodek má rentgenové záření mnohem větší účinek než na dospělou tkáň a může jej nezvratně poškodit. Ženy, které jsou těhotné nebo mají podezření, že by mohly být těhotné měly by tuto skutečnost nahlásit na radiologické oddělení nebo ji konzultovat přímo s lékařem, který toto vyšetření objednává. Prvotní odpovědnost za identifikaci takových pacientek spočívá na indikujícím lékaři.<sup>[14]</sup>

Indikace k provedení rentgenového snímku hrudníku dle „Indikačních kritérií pro zobrazovací metody“<sup>[14]</sup>:

- Nespecifická bolest na hrudníku (hlavním účelem je ujistit se o možných jiných příčinách potíží)
- Úraz hrudníku
- Úraz hrudníku s podezřením na pneumotorax, hemotorax, kontuzi plic
- Vyšetření před zaměstnáním (vstupní prohlídka) nebo účelový screening
- Předoperační
- Infekce horních dýchacích cest
- Chronická obstrukční choroba dýchacích cest nebo astma
- Zápal plic u dospělých (diagnóza, posouzení komplikací, sledování ústupu onemocnění)
- Pleurální výpotek
- Hemoptýza
- Pacienti na ARO či hemodialyzační jednotce<sup>[14]</sup>



### ***1.3.3 Diagnostické referenční úrovně - princip optimalizace***

K radiodiagnostickým vyšetřením nejsou doporučeny žádné dávkové limity, klade se pouze důraz na dodržování dávkových referenčních hodnot, které slouží jako návod pro optimalizaci ochrany při lékařských expozicích. Diagnostické referenční úrovně jsou úrovněmi ozáření používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. <sup>[15, 33]</sup>

Diagnostické referenční úrovně jsou určeny pro vstupní povrchové kermy a plošné kermy pro pacienta standardních rozměrů pro každý typ vyšetření a jsou uvedeny v příloze č. 9 Vyhlášky č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně. Vstupní povrchová kerma je vyjádřena jako absorbovaná dávka ve vzduchu (mGy) v místě vstupu svazku záření do pacienta se započtením zpětného rozptylu. Součin kermy a plochy ( $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ ) je integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé k centrální ose svazku, který lze získat pomocí speciálního měřidla, tzv. KAP metru. <sup>[15, 32, 33]</sup>

Každé skiografické pracoviště si stanovuje vlastní diagnostické referenční úrovně pro všechna vyšetření, která se zde běžně provádějí a pro něž jsou stanoveny diagnostické referenční úrovně v příloze č. 9 Vyhlášky č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, tzv. „místní diagnostické referenční úrovně“. Místní diagnostické referenční úrovně mohou být vyšší nežli diagnostické referenční úrovně stanovené přílohou č. 9 Vyhlášky č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, pouze pokud je to odůvodněno. Významné překročení místních diagnostických referenčních úrovní držitel povolení prošetří, zaznamená a přijme nápravná opatření. <sup>[15, 32]</sup>

**Tab. 1.3.** Diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření <sup>[32]</sup>

Vyšetření	Projekce	Vstupní povrchová kerma $K_e$ (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

**Tab. 1.4.** Diagnostické referenční úrovně pro radiodiagnostická vyšetření s indikátorem plošné kermy <sup>[32]</sup>

Vyšetření	Projekce	Součin kermy a plochy $P_{KA}$ [Gy.cm <sup>2</sup> ]
Hrudník	PA/LAT - projekce zadopřední a boční	1
Pánev	AP - projekce předozadní	5
Břicho	AP - projekce předozadní	8
Bederní páteř	AP - projekce předozadní	10
Urografie		40
Žaludek		25
Irigoskopie		60

#### ***1.3.4 Národní radiologické standardy - princip optimalizace***

Pro správné provedení radiologického vyšetření je nezbytné používat odpovídající technické vybavení, věnovat zvláštní pozornost používaným vyšetřovacím postupům a nastavení správných projekcí a expozičních parametrů. Zásadní je také mít personální zajištění pracoviště s odpovídající kvalifikací. Tyto požadavky jsou legislativně zakotveny ve Vyhlášce č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně a podrobně popsány v dokumentu Ministerstva zdravotnictví ČR „Národní radiologické standardy - radiodiagnostika - diagnostická část“ a v doporučení Evropské komise „Kritéria kvality pro radiodiagnostická zobrazení“ (European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images). Národní radiologické standardy určují pravomoci a odpovědnosti odborníků, poskytují doporučení pro vytvoření místních radiologických standardů a stanovují pro radiodiagnostiku postupy správné klinické praxe - stanovují požadavky pro jednotlivá vyšetření s podrobnou specifikací.<sup>[15, 33]</sup>

#### ***1.3.5 Požadavky na rentgenové vyšetření hrudníku PA projekce***

##### **Kritéria obrazu**

Vymezení důležitých anatomických struktur, které by měly být na snímku viditelné, aby bylo možné dosáhnout přesné diagnózy.<sup>[15, 33]</sup>

- Provedeno v hlubokém nádechu a se zadržením dechu
- Symetrické zobrazení hrudníku
- Mediální okraj lopatky je mimo plicní pole
- Zobrazení celého hrudního koše nad bránicí
- Ostré zobrazení cévní kresby v celé plíci, zejména periferních cév
- Ostré zobrazení trachey a proximálních bronchů, okrajů srdce a aorty, bránice a kostofrenických úhlů
- Znázornění retrokardiálních částí plic a mediastina
- Znázornění páteře v srdečním stínu

### **Kritéria dávky pacientovi**

Diagnostické referenční hodnoty jsou poskytnuty pro vstupní povrchové dávky pro pacienta standardních rozměrů (tělesná hmotnost 70 kg). Vstupní povrchová dávka pacientovi standardních rozměrů je vyjádřena jako absorbovaná dávka ve vzduchu (mGy) v místě, kde osa rentgenového svazku protíná povrch dospělého pacienta standardních rozměrů a zahrnuje zpětně rozptýlené záření.<sup>[15, 33]</sup>

- Vstupní povrchová dávka pacientovi standardní velikosti: 0,4 mGy.

### **Vybavení pracoviště**

Požadavky na věcné a technické vybavení radiodiagnostických pracovišť.<sup>[15, 33]</sup>

- Typ přístroje: skiografický přístroj s digitálním nebo analogovým záznamem obrazu
- Zdroj vysokého napětí: vysokofrekvenční
- Přidružené zařízení: KAP metr
- Snímkovací zařízení: vertikální stěna se stacionární nebo pohyblivou mřížkou
- Celková filtrace:  $\geq 3,0$  mm Al
- Sekundární clona (mřížka): ano
- Ochranné pomůcky: ochranná zástěra gonád

### **Nastavení projekce a expozičních parametrů**

Expoziční hodnoty musí odpovídat požadované kvalitě zobrazení při minimalizaci radiační zátěže pacienta.<sup>[15, 33]</sup>

- Relativní zesílení kombinace fólie - film: min. 200
- Vzdálenost ohnisko - film: 140 - 200 cm
- Velikost ohniska: malé  $\leq 0,8$  mm
- Napětí rentgenky: 125 - 140 kV
- Expoziční automatika: ano, senzory stranové

### 1.3.6 Základní způsoby radiační ochrany v radiodiagnostice

Ochrana před ionizujícím zářením se v radiodiagnostických provozech týká jak pacientů, tak zdravotnického personálu. Základním pravidlem radiační ochrany v radiodiagnostice je vyloučit zcela účinky deterministické a omezit na minimum účinky stochastické.<sup>[30]</sup>

O velikosti absorbované dávky rozhoduje několik faktorů: intenzita záření, druh a energie záření a doba expozice. S tím souvisí i základní způsoby ochrany před ionizujícím zářením, kterými jsou:

Ochrana časem - absorbovaná dávka roste s dobou, po kterou se nacházíme v blízkosti zdroje ionizujícího záření. Zkrácením doby pobytu na nezbytně nutnou dobu úměrně snížíme absorbovanou dávku záření.

Ochrana vzdáleností - intenzita záření a tím i expoziční příkon záření klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje záření.

Ochrana stíněním - záření při svém průchodu hmotou ztrácí na intenzitě díky absorpci. Pokud záření umístíme do cesty vhodný stínicí materiál, můžeme tak dosáhnout určitého zeslabení intenzity nebo úplného odstínění záření.<sup>[9]</sup>

#### 1.3.6.1 Ochrana pacienta

Ochrana pacienta zahrnuje řadu opatření, která vedou ke snížení ozáření:

- nastavení expozičních parametrů (kV, mAs),
- filtrace primárního svazku (eliminace nízkoenergetického záření),
- velikost ozářeného pole (primární clony),
- vzdálenost ohnisko rentgenky - kůže,
- stínění oblastí na těle (ochrana radiosenzitivních orgánů)
- fixace pacienta (eliminace pohybu).<sup>[9, 30]</sup>

#### 1.3.6.2 *Ochrana zdravotnického personálu*

Ochrana zdravotnického personálu zahrnuje dodržování zásad a předpisů pro práci se zdroji ionizujícího záření. Důležité jsou také speciálně upravené vyšetřovny, kontrolou podrobené rentgenové přístroje nebo ochranné pomůcky. Zdravotnický personál je monitorován pomocí filmových nebo termoluminiscenčních dozimetrů, které se vyhodnocují měsíčně. Limitem pro zdravotnického pracovníka je obdržení efektivní dávky 50 mSv/rok nebo 100mSv/5 let.<sup>[9, 30]</sup>

### 1.4 Dozimetrie v rentgenové diagnostice

Pro posouzení radiačního poškození organismu v souvislosti s aplikovaným ionizujícím zářením je třeba znát nejen dávku, případně kermu, ale také nepřímo měřitelné veličiny, jejich vzájemné vztahy a způsob výpočtu.

#### 1.4.1 *Veličiny expozičních parametrů*

**Anodové napětí (U)** - určuje kvalitu rentgenového záření, jeho tzv. tvrdost, ovlivňuje kontrast, radiační zátěž a množství sekundárního záření.

Jednotka: kilovolt [1 kV].

**Anodový proud (I)** - určuje intenzitu fotonů rentgenového záření, ovlivňuje kvalitu snímku a radiační zátěž.

Jednotka: ampér [1 A].

**Expoziční čas (t)** - doba trvání expozice.

Jednotka: sekunda [1 s].

**Elektrické množství (Q)** - je násobkem proudu a expozičního času  $Q = I \cdot t$ . Spolu s napětím se významně podílí na radiační zátěži spojené s rentgenovým vyšetřením. Jednotka: ampérsekunda [1 As].

#### 1.4.2 Dozimetrické veličiny

##### **Absorbovaná dávka (D)**

Dávka je energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém místě.

Jednotka: gray [1 Gy].

##### **Vstupní povrchová kerma ( $K_e$ )**

Vstupní povrchová kerma je kerma měřená ve vzduchu na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu.

Jednotka: gray [1 Gy].

##### **Dopadající kerma ( $K_i$ )**

Dopadající kerma je kerma měřená ve vzduchu na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta **bez** započtení zpětného rozptylu.

Jednotka: gray [1 Gy].

$$K_i = K_e / B$$

B je faktor zpětného rozptylu, který se pohybuje pro skiografii plic od 1,3 do 1,5.

##### **Plošná kerma - součin kermy a plochy ( $P_{KA}$ )**

Součin kermy a plochy je integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé k centrální ose svazku. Hodnota plošné kermy není závislá na vzdálenosti ohnisko - detektor. Na pracovištích se tato hodnota získává přímo ze zařízení KAP metru, který je umístěn pod výstupní okénko rentgenky. Pro zpětný výpočet patientských dávek je povinnost zaznamenávat hodnotu plošné kermy z každé expozice do provozního deníku.

Jednotka: [1 Gy.m<sup>2</sup>].

$$P_{KA} = K_i \cdot S$$

### **Ekvivalentní dávka ( $H_T$ )**

Ekvivalentní dávka vyjadřuje míru poškození ozářené oblasti v závislosti na absorbované dávce a druhu záření. Představuje součin radiačního váhového faktoru  $w_T$  a střední absorbované dávky  $D_{TR}$  v orgánu nebo tkáni T pro druh ionizujícího záření R.

Jednotka: sievert [1 Sv].

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

Radiační váhový faktor charakterizuje vliv energie ionizujícího záření na biologickou újmu. Hodnota pro rentgenové záření je  $w_T = 1$ .

### **Efektivní dávka (E)**

Efektivní dávka vyjadřuje míru celkového poškození organismu vzhledem k riziku stochastických účinků. Představuje součet součinů tkáňových váhových faktorů  $w_t$  a ekvivalentní dávky  $H_T$  v ozářených tkáních a orgánech T. Jednotka: sievert [1 Sv].

$$E = \sum w_t \cdot H_T$$

Tkáňové váhové faktory vyjadřují radiosenzitivitu jednotlivých orgánů a tkání ke vzniku stochastických účinků. Součet všech tkáňových váhových faktorů je  $w_t = 1$ .

### **Kolektivní efektivní dávka**

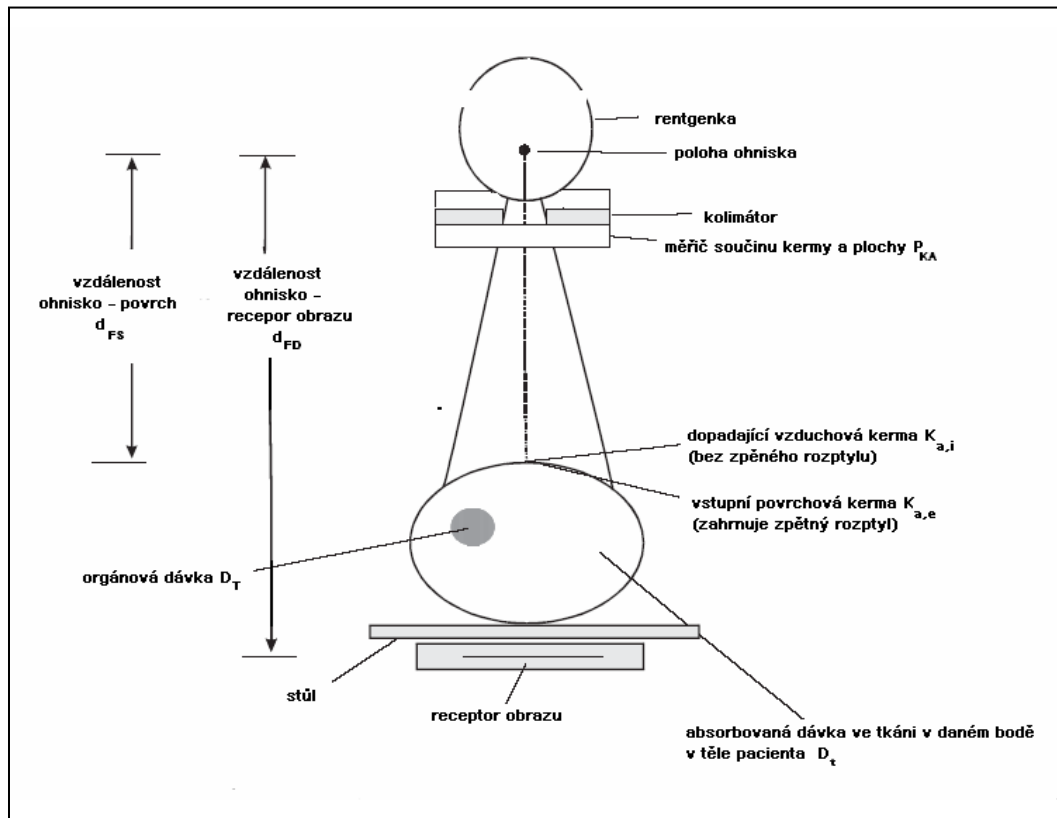
Kolektivní efektivní dávka je součet efektivních dávek všech jednotlivců v určité skupině.

### **Kerma vs. Dávka**

Kerma je energetickým ekvivalentem expozice.

Kerma je nejvyšší na povrchu látky a s hloubkou látky klesá úměrně tomu, jak se energie fotonů postupně předává nabitým částicím při průchodu látkou. Dávka je na povrchu látky minimální a hloubkou roste úměrně počtu sekundárně nabitých částic.





**Obr. 1.7.** Měření dozimetrických veličin ve svazku RTG záření <sup>[33]</sup>

## 2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA

### 2.1 Cíl práce

Na ozáření obyvatelstva mají největší podíl přírodní zdroje záření, zejména radon a jeho dceřiné produkty. Dalším významným příspěvkem k ozáření obyvatelstva jsou umělé zdroje záření, kam patří zejména ozáření lékařské. Indikace k lékařskému ozáření má stále se zvyšující tendenci. Tomu, jako jedinému, je člověk vystavován záměrně, s cílem zlepšit kvalitu života pacienta nebo mu dokonce život zachránit. Z tohoto důvodu nepodléhají lékařské expozice žádným limitům, přesto je nutné jim věnovat pozornost a snažit se, aby aplikované dávky potřebné pro získání požadovaného výsledku, byly co nejnižší. Proto jsem si zvolila jako téma bakalářské práce problematiku skiografie plic, neboť přesto, že Ministerstvo zdravotnictví ČR v roce 2011 vydalo doporučení, jakou technikou snímkovat plíce, na řadě pracovišť se stále používá technika s nízkým expozičním napětím, čímž se zvyšuje radiační zátěž pacientů. Skiografie plic sice patří do vyšetření s nejnižší dávkou expozice, ale zároveň se jedná o nejčastěji prováděné vyšetření.

Cílem práce je prokázat, že doporučení Ministerstva zdravotnictví ČR (Věstník Ministerstva zdravotnictví 9/2011) o přechodu z měkké na tvrdou snímkovací techniku je opodstatnělé. Zároveň jsem se snažila shrnout všechny důležité informace, které se týkají skiografie plic a s tímto výkonem spojené radiační ochrany. Hlavní náplní mé bakalářské práce bylo porovnat dávky pacientů při skiografii plic během jednoho roku s použitím techniky s nízkým napětím a naproti tomu s použitím techniky tvrdé. Své předpoklady jsem ověřila ozáření vodního fantomu na lékařském rentgenu.

### 2.2 Hypotéza práce

**Hypotéza:** Užitím tvrdé snímkovací techniky při skiografii plic se sníží radiační zátěž pacienta.

### 3. METODIKA

V rámci své bakalářské práce jsem zpracovala data z rentgenového pracoviště, které disponuje podklady ze skiografie plic s užitím techniky s nízkým napětím a tvrdé snímkovací techniky. Porovnála jsem obě techniky snímkování prostřednictvím dopadající kermy a efektivní dávky u vybraných pacientů během jednoho roku, kdy se pracovalo s nízkým napětím a jednoho roku s napětím tvrdým. Dále byly porovnány jednotlivé snímkovací techniky plic pomocí ozáření vodního fantomu na lékařském rentgenu, kde byla měřena vstupní povrchová kerma, dopadající kerma a plošná kerma. Na základě takto získaných hodnot byla stanovena efektivní dávka pro jednotlivá měření.

Důležitou součástí metodiky při zpracování tématu bakalářské práce byla analýza dostupných dokumentů. Konkrétně shromažďování teoretických informací zejména z odborné literatury, odborných článků, dostupných internetových zdrojů a prostudování veškeré platné legislativy týkající se skiografie plic a s tím spojené radiační ochrany.

Metodika mé bakalářské práce se tedy skládá ze tří hlavních částí - analýza dokumentů, měření pomocí vodního fantomu a ionizační komory na lékařském rentgenu a zpracování výsledků ze skiografického pracoviště.

## 4. VÝSLEDKY

### 4.1 Vlastní měření pomocí vodního fantomu

Podklady pro zpracování dat týkající se porovnání skiografie plic s technikou tvrdou a tzv. měkkou mi byly poskytnuty od pana MUDr. Radima Zemana ze skiografického pracoviště Soběslav. Proto i vlastní měření na vodním fantomu bylo provedeno tamtéž.

Měření jsem prováděla ve spolupráci s panem Ing. Janem Roblem, který zajišťuje zkoušky dlouhodobé stability na skiografických pracovištích a disponuje potřebným vybavením. Měření měla potvrdit, že měkká snímkovácí technika zvyšuje radiační zátěž pacienta nejen vyššími dopadovými dávkami, ale i vznikajícím sekundárním zářením.

Nejprve bylo provedeno měření vstupní povrchové kermy s použitím vodního fantomu a ionizační komory. Dále se změřila dopadající kerma pomocí ionizační komory, ale již bez vodního fantomu. Pouhým odečtením takto získaných hodnot jsem vypočítala zpětný rozptyl záření.

Všechna měření byla provedena pro expoziční napětí 63 kV a 125 kV. Pro měření byl použit vodní fantom s dopadovou plochou 25 x 25 cm a třemi různými hloubkami - 10, 15 a 20 cm, kdy hloubka vodního fantomu o 15 cm představuje dospělého pacienta standardních rozměrů o tělesné hmotnosti 70 kg.

Pro porovnání obou technik snímkování jsem použila stanovení efektivní dávky, která vypovídá o radiační zátěži konkrétního pacienta s ohledem na tkáně a orgány, které byly ozářeny. Jako metodu jsem použila stanovení typické hodnoty efektivní dávky pro standardizovaná vyšetření pomocí tabulky A.1.20 uvedené v příloze A.1 Věstníku MZ ČR, částka 9, 2011.

#### **4.1.1 Pracoviště, na kterém bylo provedeno měření**

Skiografické pracoviště poliklinika Soběslav

Generátor: výrobce DRGEM, typ GXR 40

Rentgenka: výrobce TOSHIBA, typ E-7242X

Rentgenka s rotační anodou a ohniskem 0,6 a 1,5 mm

Celková filtrace rentgenky: 3,0 mm Al.

KAP metr: VacuDAP Compaq

Vyšetřovací stůl: Table (DRGEM)

Stativ rentgenky: Tube stand TS-FC6 (DRGEM)

Analogový systém zpracování obrazu: kazety, folie, filmy (AGFA)

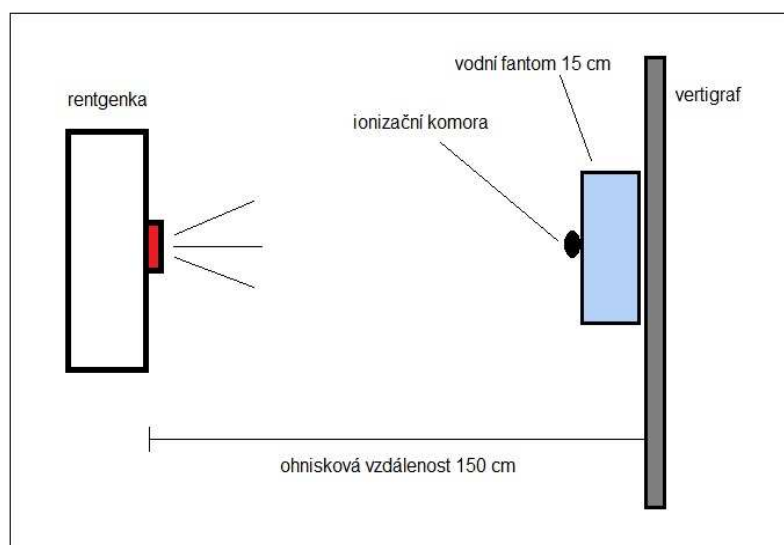
Zesilovací fólie: 400

#### **4.1.2 Měření vstupní povrchové kermy $K_e$**

Vstupní povrchová kerma je kerma měřená ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta **se započtením** zpětného rozptylu. Jednotkou je 1 gray [1 Gy].

Pro měření byl použit vodní fantom s dopadovou plochou 25 x 25 cm a třemi různými hloubkami - 10, 15 a 20 cm, kdy hloubka vodního fantomu o 15 cm představuje dospělého pacienta standardních rozměrů o tělesné hmotnosti 70 kg. Expoziční parametry byly nastaveny na dvě hodnoty  $U_1 = 63$  kV a  $U_2 = 125$  kV, aby se určil rozdíl mezi tzv. měkkou a tvrdou snímkovací technikou. Měření byla provedena s použitím expoziční automatiky, nastaveno velké ohnisko. Vzdálenost rentgenky od vertigrafu 150 cm. Pomocí měřicí ionizační komory výrobce RADCAL umístěného přímo na fantom, byla změřena vstupní povrchová kerma v mGy. Ta by měla odpovídat, pro napětí rentgenky 125 kV, diagnostické referenční úrovni vstupní povrchové kermy pro snímek plic, tj. 0,4 mGy.

Současně byla měřena plošná kerma pomocí KAP metru umístěného stabilně pod výstupním okénkem rentgenky.



**Obr. 4.1.** Umístění měřícího zařízení při měření vstupní povrchové kermy

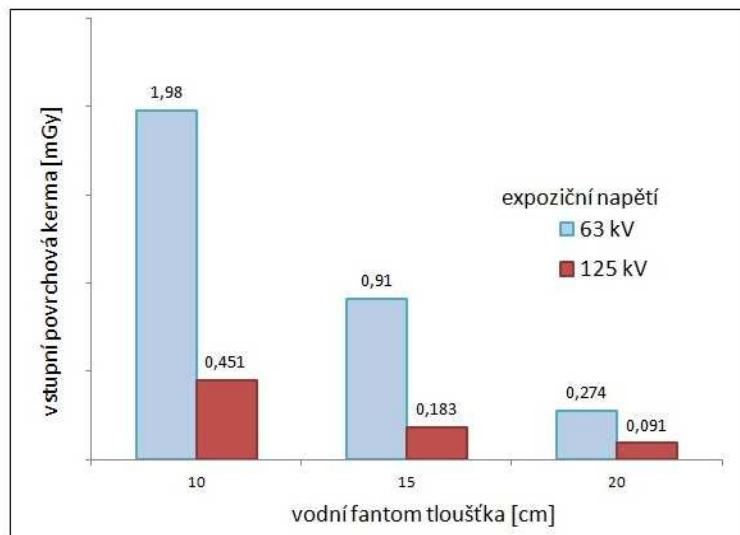
**Tab. 4.1.** Výsledky měření vstupní povrchové kermy pro expoziční napětí 63 kV

Expoziční napětí 63kV			
Hloubka fantomu [cm]	Elektrické množství [mAs]	Plošná kerma [Gy.cm <sup>2</sup> ]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
20	80	1,041	<b>1,980</b>
15	40	0,517	<b>0,910</b>
10	12,5	0,170	<b>0,274</b>

**Tab. 4.2.** Výsledky měření vstupní povrchové kermy pro expoziční napětí 125kV

Expoziční napětí 125kV			
Hloubka fantomu [cm]	Elektrické množství [mAs]	Plošná kerma [Gy.cm <sup>2</sup> ]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
20	4,46	0,214	<b>0,451</b>
15	2,10	0,093	<b>0,183</b>
10	1,20	0,050	<b>0,091</b>

Diagnostická referenční úroveň (DRÚ) pro hrudník PA je  $K_e = 0,4 \text{ mGy}$ . DRÚ jsou uvedeny pro zesilovací fólie s relativní citlivostí 200, pro relativní citlivost 400 jsou hodnoty poloviční. DRÚ zahrnuje zpětný rozptyl.

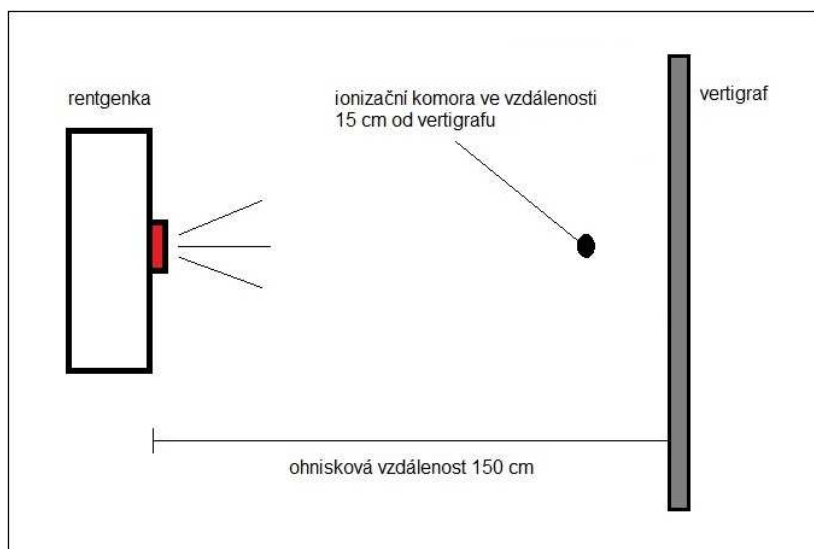


**Graf 4.1.** Vstupní povrchová kerma pro obě expoziční techniky a různé tloušťky fantomu

#### 4.1.3 Měření dopadající kermy $K_i$

Dopadající kerma je kerma měřená ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta **bez započtení** zpětného rozptylu. Jednotkou je 1 gray [1 Gy].

Pro měření byl z ozařovaného pole odebrán vodní fantom, ale tři různé hloubky zůstaly. Měřicí ionizační komora RADCAL byla umístěna na speciální stojánek, který byl postaven ve třech vzdálenostech od vertigrafu - 10, 15 a 20 cm, aby byly zachovány vzdálenosti umístění dozimetrického přístroje z předchozího měření. Tímto způsobem měření se změří pouze dopadající kerma bez zpětného rozptylu. Ostatní parametry měření zůstávají shodné.



**Obr. 4.2.** Umístění měřícího zařízení při měření dopadající kermy

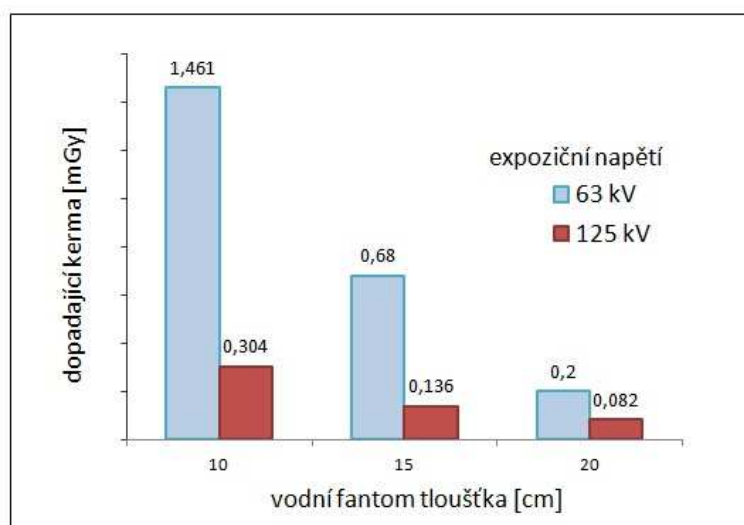
**Tab. 4.3.** Výsledky měření dopadající kermy pro expoziční napětí 63 kV

<b>Expoziční napětí 63kV</b>			
Hloubka fantomu [cm]	Elektrické množství [mAs]	Plošná kerma [Gy.cm <sup>2</sup> ]	Dopadající kerma [mGy]
20	80	1,041	<b>1,461</b>
15	40	0,517	<b>0,680</b>
10	12,5	0,170	<b>0,200</b>

**Tab. 4.4.** Výsledky měření dopadající kermy pro expoziční napětí 125kV

<b>Expoziční napětí 125kV</b>			
Hloubka fantomu [cm]	Elektrické množství [mAs]	Plošná kerma [Gy.cm <sup>2</sup> ]	Dopadající kerma [mGy]
20	4,46	0,214	<b>0,304</b>
15	2,10	0,093	<b>0,136</b>
10	1,20	0,050	<b>0,082</b>





**Graf. 4.2.** Dopadající kerma pro obě expoziční techniky a různé tloušťky fantomu

#### 4.1.4 Výpočet zpětného rozptylu

Zpětný rozptyl vypočítáme z naměřených hodnot pouhým odečtením dopadající kermy  $K_i$  od vstupní povrchové kermy  $K_e$ .

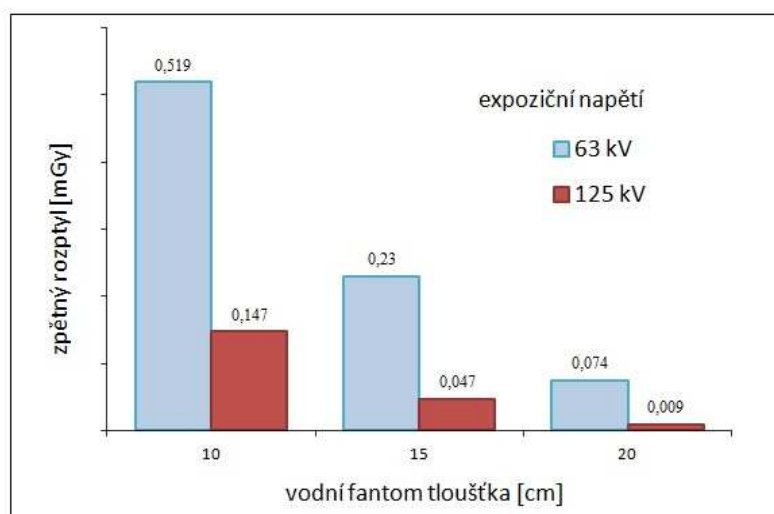
$$\text{zpětný rozptyl} = K_i - K_e$$

**Tab. 4.5.** Výpočet zpětného rozptylu pro expoziční napětí 63 kV

Expoziční napětí 63kV			
Hloubka fantomu [cm]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Dopadající kerma [mGy]	Zpětný rozptyl [mGy]
20	1,980	1,461	<b>0,519</b>
15	0,910	0,680	<b>0,230</b>
10	0,274	0,200	<b>0,074</b>

**Tab. 4.6.** Výpočet zpětného rozptylu pro expoziční napětí 125 kV

Expoziční napětí 125kV			
Hloubka fantomu [cm]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Dopadající kerma [mGy]	Zpětný rozptyl [mGy]
20	0,451	0,304	<b>0,147</b>
15	0,183	0,136	<b>0,047</b>
10	0,091	0,082	<b>0,009</b>



**Graf. 4.3.** Zpětný rozptyl pro obě expoziční techniky a různé tloušťky fantomu

#### 4.1.5 Stanovení efektivní dávky

Pro objektivní porovnání jednotlivých technik snímkování hrudníku, použila jsem veličinu, která vypovídá o radiační zátěži konkrétního pacienta s ohledem na tkáň a orgány, jež byly ozářeny. Jedná se o efektivní dávku. Věstník MZ ČR 2011, nabízí tři možnosti stanovení efektivních dávek:

- pomocí programu PCXMC nebo ImPACT,
- pomocí tabulek uvedených v příloze A.1,
- pomocí místních diagnostických referenčních úrovní, místního standardu a programu PCXMC nebo ImPACT.<sup>[15]</sup>

Jako metodu jsem zvolila stanovení typické hodnoty efektivní dávky pro standardní vyšetření pomocí tabulky uvedené příloze A.1.20 Věstníku MZ ČR 2011. V tabulce je efektivní dávka 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 kermě  $K_i$ . V tabulce jsou normalizované hodnoty efektivní dávky stanoveny pro krajní hodnoty používaného rozsahu napětí rentgenky. Pro určitou hodnotu napětí rentgenky se provede lineární interpolace normalizované efektivní dávky.<sup>[15]</sup>

**Tab. 4.7.** Definované projekce a odpovídající gonádové a efektivní dávky pro vyšetření plic - normalizováno ke  $K_e 1$  mGy podle tabulky A.1.20 Věstníku MZ ČR 2011<sup>[15]</sup>

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 30 x 40	PA	-	-	0,050	0,052
			LAT	-	-	0,016	0,022
60	3,5	35 x 35 30 x 40	PA	-	-	0,059	0,061
			LAT	-	-	0,018	0,022
125	3,5	35 x 35 30 x 40	PA	0,001	-	0,108	0,114
			LAT	-	-	0,042	0,052
140	3,5	35 x 35 30 x 40	PA	0,001	-	0,112	0,118
			LAT	-	-	0,044	0,054

V tabulce je počítáno s celkovou filtrací rentgenky 3,5 mm Al. Korekce na jinou filtraci se neuvažuje. U skiografických vyšetření je korekce na celkovou filtraci lišící se od 3,5 mm Al nevýznamná.<sup>[15]</sup>

Pro stanovení efektivní dávky je tedy nutné znát hodnotu dopadající kermě pro danou projekci. Při mém měření byla pomocí ionizační komory vstupní povrchová kerma i dopadající kerma naměřena.

Pokud bychom znali pouze vstupní povrchovou kerma, je pro výpočet dopadající kermy nutné znát zpětný rozptyl, nebo spíše faktor zpětného rozptylu  $B$ . Faktory zpětného rozptylu se pro různé skiografické projekce mění přibližně v intervalu 1,3 - 1,4, proto lze bez podstatnější chyby použít průměrnou hodnotu 1,35.<sup>[33]</sup> Pokud bychom chtěli faktor zpětného rozptylu určit přesněji, lze využít tabulku z dokumentu ICRU Report 74, kde pomocí lineární interpolace upravíme faktor zpětného rozptylu na použité napětí a filtraci.<sup>[1]</sup>

Poté se dopadající kerma vypočítá podle vzorce:

$$K_i = K_e / B$$

Efektivní dávku jsem vypočítala vynásobením dopadající kermy s normalizovanou efektivní dávkou pro dané napětí, 63 kV nebo 125 kV. Výpočet jsem provedla pro všechny hloubky fantomu, i když by se správně mělo počítat pouze s fantomem o hloubce 15 cm, který odpovídá standardnímu pacientovi, muži s váhou 70 kg. Ostatní hloubky jsou zde zmíněny jen pro zajímavost, výsledné efektivní dávky jsou proto zkrácené.

**Stanovení efektivní dávky pro expoziční napětí 63 kv**

Napětí rentgenky: 63 kV  
 Celková filtrace: 3 mm Al  
 Vzdálenost ohnisko - vertigraf: 150 cm  
 Expoziční automat: ano  
 Ohnisko velké: 1,6 mm

**A. Hloubka fantomu 10 cm (cca 50 kg pacient)**

Vzdálenost ohnisko - měřící komora	140 cm
Expoziční napětí	63 kV
Elektrické množství	12,5 mAs
Vstupní povrchová kerma	0,274 m Gy
Zpětný rozptyl	0,074 mGy
Plošná kerma	0,170 Gy.cm <sup>2</sup>
<i>Dopadající kerma</i>	<i>0,2, mGy</i>
<i>Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV</i>	<i>0,062 mSv</i>
<b>Výsledná efektivní dávka</b>	<b>0,0124 mSv</b>

**B. Hloubka fantomu 15 cm (cca 70 kg pacient)**

Vzdálenost ohnisko - měřící komora	135 cm
Expoziční napětí	63 kV
Elektrické množství	40 mAs
Vstupní povrchová kerma	0,910 m Gy
Zpětný rozptyl	0,230 mGy
Plošná kerma	0,517 Gy.cm <sup>2</sup>
<i>Dopadající kerma</i>	<i>0,680 mGy</i>
<i>Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV</i>	<i>0,062 mSv</i>
<b>Výsledná efektivní dávka</b>	<b>0,0422 mSv</b>

**C. Hloubka fantomu 20 cm (cca 90 kg pacient)**

Vzdálenost ohnisko - měřící komora	130 cm
Expoziční napětí	63 kV
Elektrické množství	80 mAs
Vstupní povrchová kerma	1,98 m Gy
Zpětný rozptyl	0,519 mGy
Plošná kerma	1,041 Gy.cm <sup>2</sup>
<i>Dopadající kerma</i>	<i>1,46 mGy</i>
<i>Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV</i>	<i>0,062 mSv</i>
<b>Výsledná efektivní dávka</b>	<b>0,0905 mSv</b>

**Tab. 4.8.** Výsledné efektivní dávky pro expoziční napětí 63 kV

Expoziční napětí 63 kV			
Hloubka fantomu [cm]	Dopadající kerma [mGy]	Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV [mSv]	Výsledná efektivní dávka [mSv]
20	1,461	0,062	<b>0,0905</b>
15	0,680	0,062	<b>0,0422</b>
10	0,200	0,062	<b>0,0124</b>

**Stanovení efektivní dávky pro expoziční napětí 125 kv**

Napětí rentgenky: 125 kV  
 Celková filtrace: 3 mm Al  
 Vzdálenost ohnisko - vertigraf: 150 cm  
 Expoziční automat: ano  
 Ohnisko velké: 1,6 mm

**A. Hloubka fantomu 10 cm (cca 50 kg pacient)**

Vzdálenost ohnisko - měřící komora	140 cm
Expoziční napětí	125 kV
Elektrické množství	1,2 mAs
Vstupní povrchová kerma	0,091 m Gy
Zpětný rozptyl	0,009 mGy
Plošná kerma	0,5 Gy.cm <sup>2</sup>
<i>Dopadající kerma</i>	<i>0,082 mGy</i>
<i>Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV</i>	<i>0,108 mSv</i>
<b>Výsledná efektivní dávka</b>	<b>0,009 mSv</b>

**B. Hloubka fantomu 15 cm (cca 70 kg pacient)**

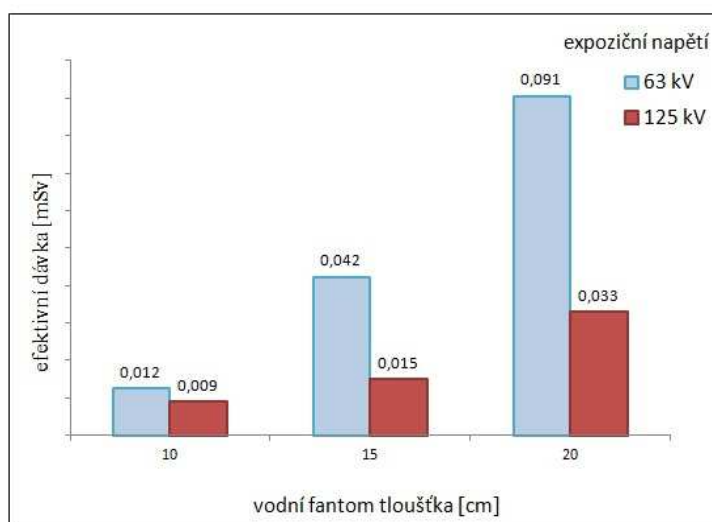
Vzdálenost ohnisko - měřící komora	135 cm
Expoziční napětí	125 kV
Elektrické množství	2,1 mAs
Vstupní povrchová kerma	0,183 m Gy
Zpětný rozptyl	0,047 mGy
Plošná kerma	0,093 Gy.cm <sup>2</sup>
<i>Dopadající kerma</i>	<i>0,136 mGy</i>
<i>Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV</i>	<i>0,108 mSv</i>
<b>Výsledná efektivní dávka</b>	<b>0,015 mSv</b>

**C. Hloubka fantomu 20 cm (cca 90 kg pacient)**

Vzdálenost ohnisko - měřící komora	130 cm
Expoziční napětí	125 kV
Elektrické množství	4,46 mAs
Vstupní povrchová kerma	0,451 m Gy
Zpětný rozptyl	0,147 mGy
Plošná kerma	0,214 Gy.cm <sup>2</sup>
<i>Dopadající kerma</i>	<i>0,304 mGy</i>
<i>Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 63 kV</i>	<i>0,108 mSv</i>
<b>Výsledná efektivní dávka</b>	<b>0,033 mSv</b>

**Tab. 4.9.** Výsledné efektivní dávky pro expoziční napětí 125 kV

Expoziční napětí 125 kV			
Hloubka fantomu [cm]	Dopadající kerma [mGy]	Normalizovaná efektivní dávka pro napětí 125 kV [mSv]	Výsledná efektivní dávka [mSv]
20	0,304	0,108	<b>0,033</b>
15	0,136	0,108	<b>0,015</b>
10	0,082	0,108	<b>0,009</b>



**Graf 4.4.** Efektivní dávka pro obě expoziční techniky a různé tloušťky fantomu

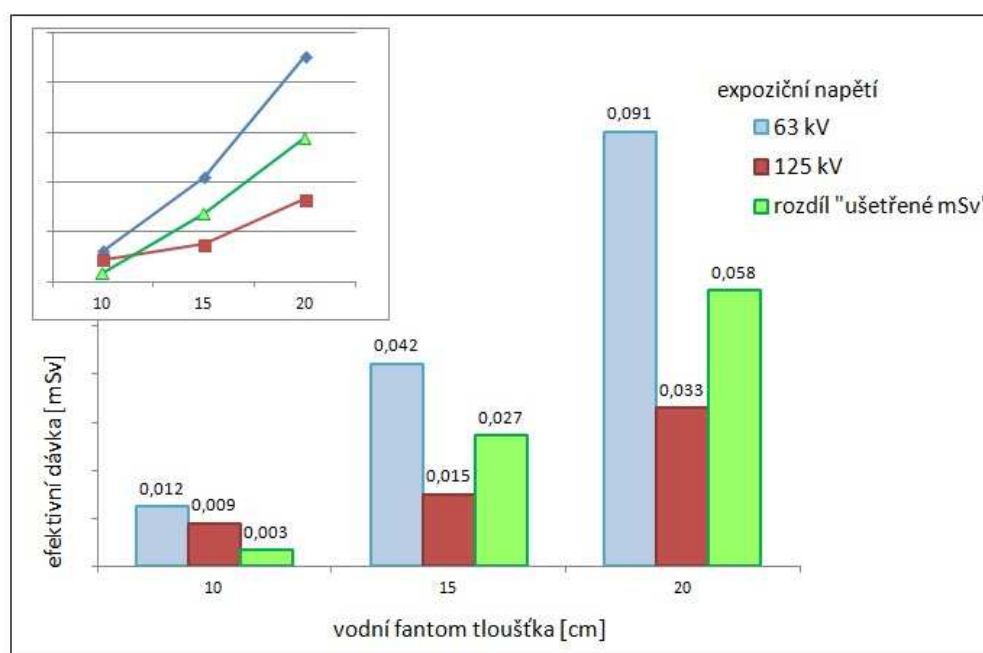


#### 4.1.6 Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek

Na základě stanovených hodnot efektivních dávek pro jednotlivé techniky snímkování, jsem sestavila graf a tabulku rozdílu efektivních dávek. Rozdíl efektivních dávek mezi měkkou a tvrdou snímkovací technikou při vyšetření plic lze chápat, jako „ušetřené mSv“ na vyšetření.

**Tab. 4.10.** Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek, tzv. „Ušetřené mSv“

Hloubka fantomu [cm]	Efektivní dávka pro 63 kV [mSv]	Efektivní dávka pro 125 kV [mSv]	Rozdíl efektivních dávek [mSv]	Snížení efektivní dávky o %
20	0,0905	0,033	<b>0,0575</b>	<b>63,5</b>
15	0,0422	0,015	<b>0,0272</b>	<b>64,5</b>
10	0,0124	0,009	<b>0,0034</b>	<b>27,5</b>



**Graf 4.5.** Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek, tzv. „Ušetřené mSv“

## 4.2 Porovnání efektivní dávky pacientů ze skiografického pracoviště

V této části práce jsem porovnávala efektivní dávky vybraných pacientů ze skiografického pracoviště Soběslav, kde se dříve snímkovaly plíce technikou s nízkým expozičním napětím, tzn. 55 - 66 kV a nyní se snímkuje s technikou tvrdou, tzn. 125 kV.

Podklady ke zpracování výsledků jsem získala z provozních deníků rentgenového pracoviště z roku 2011, kdy se snímkovaly plíce měkkou technikou a z roku 2014, kdy se snímkovalo technikou tvrdou a z protokolů ze zkoušky dlouhodobé stability z roku 2011 a 2014. Z provozních deníků jsem si vyhledala pacienty, kteří byli na radiologickém vyšetření plic a srdce. U každého pacienta jsem si poznamenala rok narození, váhu, použité expoziční napětí v kV a použité elektrické množství v mAs. Jelikož jsem neměla k dispozici shodné pacienty v obou souborech (totožné osoby co se týče váhy, výšky, věku, pohlaví), které bych mohla srovnávat, vybrala jsem z obou skupin pouze pacienty s váhou  $70 \pm 10$  kg, tzn. 60 - 80 kg, kteří se přibližují standardnímu člověku, se kterým je počítáno v národních radiologických standardech. V obou souborech jsem vypočítala průměrné hodnoty, se kterými se dále pracovalo pro stanovení efektivní dávky. Nemá zásadní význam počítat efektivní dávky u každého pacienta zvlášť. Poté jsem stanovila typickou efektivní dávku pro dané vyšetření standardního pacienta konkrétního rentgenového pracoviště na základě místních diagnostických referenčních úrovní a pomocí programu PCXMC, metoda Monte Carlo. Program PCXMC je počítačový program, který se používá pro výpočet orgánových a efektivních dávek pacientů z lékařských rentgenových vyšetření. Program PCXMC nejdříve definuje geometrii vyšetření, provede simulaci, definuje expoziční podmínky a poté vypočte dávky (viz Příloha).

Pohlaví pacienta program PCXMC nezohledňuje, používá hermafroditní fantom. Pro výpočet efektivní dávky bere gonádovou dávku jako průměr dávky v ovariích a testes. Proto jsou v měřeném souboru pacienti, muži a ženy, brány společně.

### **Technika snímkování plic - obecně**

Ke snímkování plic se používají přístroje vysokého výkonu s usměrněním a rotační anodou, vertigraf se sekundární clonou pro snímkování pacienta horizontálním paprskem. Při klasické PA projekci stojí pacient obličejem k vertigrafu. Pro snímkování použijeme kazetu formátu 35x35 cm případně 35x43 cm podle velikosti hrudníku. Centrální paprsek zaměříme kolmo na kazetu, na střed spojnice dolních úhlů lopatek. Horní okraj kazety je 3 cm nad rameny. Primární svazek musí být dokonale vycloněn primárními clonami pouze na formát filmu. Ohnisková vzdálenost (vzdálenost ohnisko - film) je 150 cm. Stranové označení je zrcadlové. Snímkuje se v maximálním nádechu. Pro snímkování plic existují dvě možné techniky. Dříve se používala tzv. měkká snímkovácí technika, která pracuje s napětím 50 - 100 kV a s dlouhou expoziční dobou. Tato technika nevyžaduje použití sekundárních clon, vzdálenost ohnisko - film je zde 100 cm. Od roku 2011 je Ministerstvem zdravotnictví ČR doporučeno používat techniku tvrdou, která pracuje s napětím 125 kV za použití sekundárních clon. Při této technice se zkracuje expoziční čas, ale zvyšuje se sekundární záření, které způsobuje šum v obraze, proto se používá sekundární Buckyho clona.

#### **4.2.1 Stanovení efektivní dávky pacientů - „tvrdá“ expoziční technika data rok 2014**

Podklady ke zpracování výsledků jsem získala z provozního deníku rentgenového pracoviště za období leden až březen 2014 a z protokolu ze zkoušky dlouhodobé stability provedené v lednu 2014.

Stanovení typické efektivní dávky pro dané vyšetření standardního pacienta konkrétního rentgenového pracoviště bylo provedeno na základě místních diagnostických referenčních úrovní a pomocí programu PCXMC. Pro výpočet efektivní dávky bylo nutné do programu PCXMC zadat následující parametry: popis vyšetření (vyšetření plic), projekce (PA), počet expozičních (1), vzdálenost ohnisko - kůže (135 cm),

velikost pole na pacientovi (35 x 35 cm), použité napětí rentgenky (125 kV), celková filtrace (3,0 mm Al) a dopadající kerma na vyšetření (0,03939 mGy).

### **Identifikace pracoviště**

Skiografické pracoviště poliklinika Soběslav.

Generátor: výrobce DRGEM, typ GXR 40

Rentgenka: výrobce TOSHIBA, typ E-7242X

Rentgenka s rotační anodou a ohniskem 0,6 a 1,5 mm

Celková filtrace rentgenky: 3,0 mm Al

KAP metr: VacuDAP Compaq

Vyšetřovací stůl: Tablix C (CHIRANA)

Stativ rentgenky: Statix (CHIRANA)

Analogový systém zpracování obrazu: kazety, folie, filmy (AGFA)

Zesilovací fólie: 400

### **Parametry vyšetření - PA projekce plic - tvrdá technika**

Napětí rentgenky: *125 kV*

Ohnisko: *velké 1,5 mm*

Vzdálenost ohnisko - film: *150 cm*

Vzdálenost ohnisko - pacient: *135 cm*

Buckyho clona: *ano*

Expoziční automat: *ne*

Kazeta formátu: *35x35 cm*

Zesilovací fólie: *400*

### Parametry z Protokolu zkoušky dlouhodobé stability

Vzdálenost ohnisko - měřící bod: 74 cm

Vstupní povrchová kerma

pro napětí 125 kV a el. množství 10 mAs: 2,255 mGy

Dopadající kerma

pro napětí 125 kV a el. množství 10 mAs: 1,5458 mGy

pro napětí 125 kV a el. množství 1,68 mAs: 0,2597 mGy

### Postup měření a výpočtu

K dispozici jsem měla soubor přibližně 300 pacientů, ze kterých jsem vybrala 30 pacientů s váhou 60 - 80 kg, Z toho bylo 17 žen (57%) a 13 mužů (43%). Pro stanovení efektivní dávky byl zásadní výpočet dopadající kermy na vyšetření, tzn. pro napětí 125 kV a pro elektrické množství 1,68 mAs (průměrná hodnota použitého elektrického množství) ve vzdálenosti 135 cm: 0,03939 mGy.

**Tab. 4.11.** „Tvrdá“ technika - soubor pacientů s váhou 70±10 kg, průměrné hodnoty, medián, modus, stanovení efektivní dávky

Expoziční napětí 125 kV Soubor 30 pacientů: 57% žen a 43% mužů				
	rok narození	váha [kg]	expoziční napětí [kV]	elektrické množství [mAs]
průměrná hodnota	1954	71,6	125	1,68
medián	1950	70,5	125	1,5
modus	1942	83	125	2
<b>efektivní dávka [mSv]</b>	<b>0,0085</b>			

#### **4.2.2 Stanovení efektivní dávky pacientů - „měkká“ expoziční technika data rok 2011**

Podklady ke zpracování výsledků jsem získala z rentgenového pracoviště v Soběslavi z provozního deníku za období leden až březen 2011 a z protokolu ze zkoušky dlouhodobé stability provedené v lednu 2011.

Stanovení typické efektivní dávky pro dané vyšetření standardního pacienta konkrétního rentgenového pracoviště bylo provedeno na základě místních diagnostických referenčních úrovní a pomocí programu PCXMC. Pro výpočet efektivní dávky bylo nutné do programu PCXMC zadat následující parametry: popis vyšetření (vyšetření plic), projekce (PA), počet expozic (1), vzdálenost ohnisko - kůže (85 cm), velikost pole na pacientovi (35 x 35 cm), použité napětí rentgenky (55 - 63 kV), celková filtrace (3,0 mm Al) a dopadající kerma na vyšetření (0,1851 mGy).

#### **Identifikace pracoviště**

Skiografické pracoviště poliklinika Soběslav.

Generátor: výrobce CHIRANA, typ MP 15

Rentgenka: výrobce CHIRANA, typ ROK N 15/15

Rentgenka s rotační anodou a ohniskem 1,0/1,0 mm

Celková filtrace rentgenky: 3,0 mm Al.

KAP metr: ne

Vyšetřovací stůl: Tablix C (CHIRANA)

Stativ rentgenky: Statix (CHIRANA)

Analogový systém zpracování obrazu: kazety, folie, filmy (AGFA)

Zesilovací fólie: 400

### **Parametry vyšetření - PA projekce plic - měkká technika**

Napětí rentgenky: 55 - 66 kV

Ohnisko: 1,0 mm

Vzdálenost ohnisko - film: 100 cm

Vzdálenost ohnisko - pacient: 85 cm

Buckyho clona: ne

Expoziční automat: ne

Kazeta formátu: 35x35 cm

Zesilovací fólie: 400

### **Parametry z protokolu ZDS**

Vzdálenost ohnisko - měřící bod: 80 cm

Vstupní povrchová kerma

pro napětí 50 kV a el. množství 10 mAs: 0,231 mGy

pro napětí 60 kV a el. množství 10 mAs: 0,432 mGy

Dopadající kerma

pro napětí 50 kV a el. množství 1 mAs: 0,0196 mGy

pro napětí 60 kV a el. množství 10 mAs: 0,3276 mGy

pro napětí 57,2 kV a el. množství 7,2 mAs: 0,2342 mGy

### **Postup měření a výpočtu**

K dispozici jsem měla soubor přibližně 300 pacientů, ze kterých jsem vybrala 35 pacientů s váhou 60 - 80 kg, Z toho bylo 20 žen (57%) a 15 mužů (43%). Pro stanovení efektivní dávky byl zásadní výpočet dopadající kermy na vyšetření, tzn. pro napětí 57,2 kV a pro elektrické množství 7,2 mAs (průměrná hodnota použitého elektrického množství) ve vzdálenosti 85 cm: 0,1851 mGy.

**Tab. 4.12.** „Měkká“ technika - soubor pacientů s váhou  $70 \pm 10$  kg, průměrné hodnoty, medián, modus, stanovení efektivní dávky

Expoziční napětí 55 - 63 kV Soubor 35 pacientů: 57% žen a 43% mužů				
	rok narození	váha [kg]	expoziční napětí [kV]	elektrické množství [mAs]
průměrná hodnota	1964	70	57,2	7,2
medián	1957	71	57	8
modus	1957	80	57	8
<b>efektivní dávka [mSv]</b>	<b>0,0304</b>			

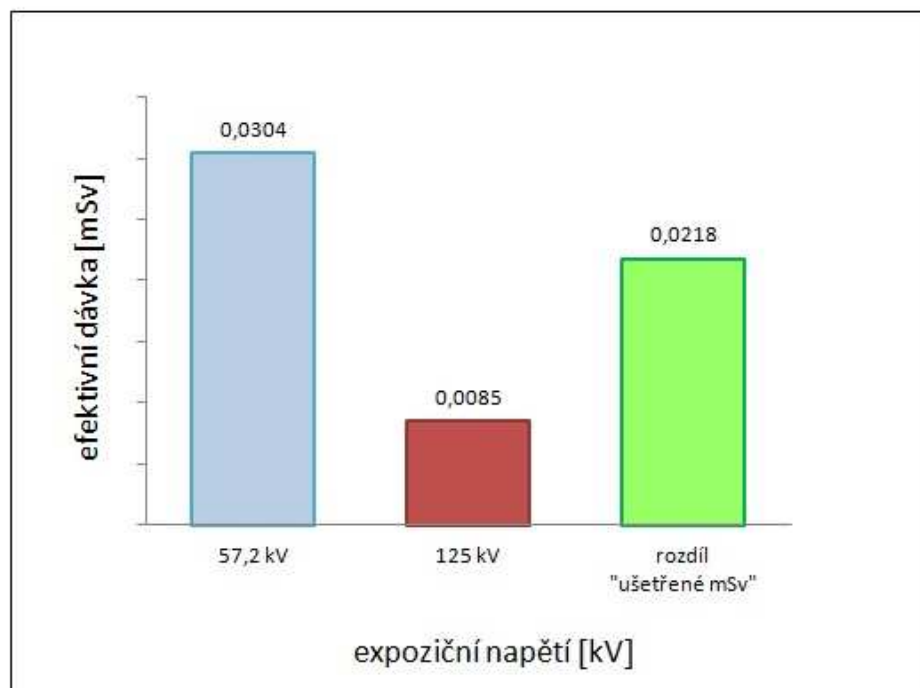
#### 4.2.3 Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek

Na základě stanovených hodnot efektivních dávek pro jednotlivé techniky snímkování, jsem sestavila graf a tabulku rozdílu efektivních dávek. Rozdíl efektivních dávek mezi měkkou a tvrdou snímkovací technikou při vyšetření plic lze chápat, jako „ušetřené mSv“ na vyšetření.

**Tab. 4.13.** Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek, tzv. „Ušetřené mSv“

Expoziční napětí [kV]	Efektivní dávka [mSv]	Rozdíl efektivních dávek [mSv]	Snížení efektivní dávky o %
57,2	0,0304	<b>0,0219</b>	<b>72,0</b>
125	0,0085		





**Graf 4.5.** Rozdíl výsledných hodnot efektivních dávek, tzv. „ušetřené mSv“

## 5. DISKUZE

Skiografie plic sice patří mezi vyšetření s nejnižší dávkou expozice, ale zároveň se jedná o nejčastěji prováděné vyšetření. Jelikož se efektivní dávky (rizika plynoucí ze záření) proměnlivého příkonu a z různých zdrojů záření během života neustále v těle sčítají, je nutné snažit se, aby alespoň lékařské expozice byly minimalizovány na co nejnižší míru. Pro klasickou skiografii plic je doporučeno MZ ČR používat tvrdou snímkovací techniku, přesto řada RTG pracovišť stále používá techniku s nízkým napětím, přestože je pacient vystavován vyšší dávce.

Pro porovnání radiační zátěže pacientů při skiografii plic za použití obou expozičních technik bylo provedeno měření vstupní povrchové kermy a dopadající kermy pomocí vodního fantomu a ionizační komory na rentgenovém pracovišti v Soběslavi. Na základě změřených hodnot a normalizované efektivní dávky jsem spočítala efektivní dávku pro jednotlivé snímkovací techniky. Efektivní dávka při měkké snímkovací technice byla téměř třikrát vyšší než technika tvrdá. Užitím techniky s vyšším expozičním napětím se sníží efektivní dávka o 64,5 %. Zajímavý je také výsledek pro sekundární záření, kdy měkká technika téměř pětkrát převyšuje vznikající sekundární záření tvrdé snímkovací techniky.

**Tab. 5.1.** Výsledky měření radiační zátěže pro různé expoziční techniky pro vodní fantom hloubky 15 cm

technika	U [kV]	Q [mAs]	Vzdálenost ohnisko-komora [cm]	Vstupní povrchová kerma [mGy]	Dopadající kerma [mGy]	Rozptyl záření [mGy]	Efektivní dávka [mSv]
tvrdá	125	2,1	135	0,183	0,136	0,047	0,015
měkká	63	40	135	0,910	0,680	0,230	0,042
rozdíl				<b>0,727</b>	<b>0,544</b>	<b>0,183</b>	<b>0,027</b>
%				<b>79,9</b>	<b>80</b>	<b>79,5</b>	<b>64,5</b>

Dále jsem porovnávala efektivní dávky vybraných pacientů při vyšetření plic ze skiografického pracoviště Soběslav, konkrétně z roku 2011, kdy se zde snímkovaly plíce technikou s nízkým expozičním napětím, tzn. 55 - 66 kV a z roku 2014, kdy se snímkuje technikou tvrdou, tzn. 125 kV. Podklady ke zpracování výsledků jsem získala z místních provozních deníků a z Protokolů ze zkoušky dlouhodobé stability. Z provozních deníků jsem si vyhledala pacienty s daným vyšetřením a u každého si poznamenala rok narození, váhu, použité expoziční napětí v kV a použité elektrické množství v mAs. Jelikož jsem neměla k dispozici shodné pacienty v obou souborech (totožné osoby co se týče váhy, výšky, věku, pohlaví), které bych mohla srovnávat, vybrala jsem z obou skupin pouze pacienty, kteří se přibližují standardnímu pacientovi, to znamená s váhou  $70 \pm 10$  kg (60 - 80 kg). V obou souborech jsem vypočítala průměrné hodnoty, se kterými se dále pracovalo pro stanovení efektivní dávky. Nemělo zásadní význam počítat efektivní dávky u každého pacienta zvlášť. Poté jsem stanovila typickou efektivní dávku pro dané vyšetření standardního pacienta konkrétního rentgenového pracoviště na základě místních diagnostických referenčních úrovní a pomocí programu PCXMC, který využívá metodu Monte Carlo. Se stanovením efektivních dávek mi pomohla paní Ing. Kateřina Daníčková z Fakultní nemocnice v Motole. Ve sledovaném souboru pacientů snímkaných tvrdou technikou bylo 30 pacientů s průměrným rokem narození 1954 a průměrnou váhou 71,6 kg. Použité expoziční napětí bylo 125 kV a průměrné elektrické množství 1,68 mAs. Výsledná efektivní dávka pro dané vyšetření je 0,0085 mSv. Ve sledovaném souboru pacientů snímkaných měkkou technikou bylo 35 pacientů s průměrným rokem narození 1964 a průměrnou váhou 70 kg. Použité průměrné expoziční napětí bylo 57,2 kV a průměrné elektrické množství 7,2 mAs. Výsledná efektivní dávka pro dané vyšetření je 0,0304 mSv. Z toho vyplývá, že efektivní dávka pro skiografické vyšetření plic při měkké snímkové technice je 3,5 krát vyšší než při technice tvrdé. Užitím snímkové techniky s vyšším expozičním napětím se sníží efektivní dávka o 72 %. Zajímavé je také srovnání dopadající kermy, kdy měkká technika téměř pětkrát převyšuje dopadající kermu tvrdé snímkové techniky.

Z hlediska radiační ochrany je zajímavé, při důkladném prostudování dávkové kalkulace pro vyšetření plic z programu PCXMC, že dávka na gonády je téměř nulová, proto využívání ochranných pomůcek (bederních roušek) je při tomto vyšetření bezpředmětné a hraje spíše psychologickou roli.

**Tab. 5.2.** Výsledky měření radiační zátěže pacientů při skiografickém vyšetření plic

technika	průměrné hodnoty daného souboru				dopadající kerma [mGy]	efektivní dávka [mSv]
	rok narození	váha [kg]	expoziční napětí [kV]	elektrické množství [mAs]		
<b>tvrdá</b>	1954	71,6	125	1,68	<b>0,0394</b>	<b>0,0085</b>
<b>měkká</b>	1964	70	57,2	7,2	<b>0,1851</b>	<b>0,0304</b>
<b>rozdíl</b>					<b>0,1457</b>	<b>0,0219</b>
<b>%</b>					<b>78,7</b>	<b>72</b>

## 6. ZÁVĚR

Tématem mé bakalářské práce bylo zhodnotit radiační zátěž pacientů při skiografii plic. Práci jsem rozdělila na dva oddíly.

V teoretické části jsem se snažila přehledně utřídit veškeré důležité informace o rentgenovém záření, skiografii, anatomii plic, snímkovacích technikách, radiační ochraně a legislativním rámci, který se zabývá radiodiagnostikou.

Praktická část práce je zaměřena na porovnávání dvou snímkovacích technik pro vyšetření plic, konkrétně se jedná o porovnání snímkovací techniky s nízkým (tzv. měkká) a vysokým (tzv. tvrdá) expozičním napětím. Stěžejní část práce je založena na zpracování výsledků hodnot dopadající a vstupní povrchové kermy, které byly naměřeny na rentgenovém pracovišti pomocí vodního fantomu a ionizační komory za použití dvou expozičních technik. Další důležitou součástí praktické části práce bylo porovnat efektivní dávky u dvou skupin vybraných pacientů, kteří byli rozděleni na základě použité snímkovací techniky. V první skupině byli pacienti, kteří se snímkovali v prvním čtvrtletí roku 2014 technikou s napětím 125kV, v druhé skupině byli pacienti z prvního čtvrtletí roku 2011 snímkováni expozičním napětím 55 - 66 kV. Z obou skupin jsem vybrala pouze pacienty s váhou od 60 do 80 kg, kteří se přibližují dispozičně standardnímu pacientovi, s kterým pracuje legislativa MZ ČR.

Na základě naměřených hodnot a postupnému zpracování výsledků, jsem mohla svou hypotézu potvrdit: Užitím tvrdé snímkovací techniky při skiografii plic se sníží radiační zátěž pacienta. Z obou metod měření a výpočtů vyplývá, že se užitím tvrdé techniky při snímkování plic sníží hodnota efektivní dávky více jak třikrát.

## 7. SEZNAM LITERATURY

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. PATIENT DOSIMETRY FOR X RAYS USED IN MEDICAL IMAGING - Journal of the ICRU Report 74. Oxford University Press, 2005. ISBN 0199203208
2. SÚRO: *RENTGEN bulletin*. Praha: SÚRO, září 2001.
3. SÚJB (cit. <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>) 10.12.2014
4. NEKULA, J. a kol. *Radiologie*. 3.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2008. 205 s. ISBN 978-80-244-1011-7
5. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1
6. SCHOLZ, R. *Ohrožení života radioaktivním zářením*. 3.vyd. Berlin: Mezinárodní lékaři pro odvrácení atomové války, 1997. 142 s.
7. NEKULA, J., CHMELOVÁ, J. *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. 1.vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2005. 98 s. ISBN 80-7368-057-2
8. KLENER, V. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6
9. KUNA, P., NAVRÁTIL, L. *Klinická radiobiologie*. 1.vyd. Praha: Manus, 2005. 222 s. ISBN 80-86571-09-2
10. MATZNER, J. *Praktika z dozimetrie*. 1.vyd. České Budějovice: ZSF JU, 2004. 79 s. ISBN 80-7040-707-7
11. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. a kol. *Biofyzika v medicíně*. 1.vyd. Praha: Manus, 2003. 398 s. ISBN 80-86571-03-3
12. ÖSTERREICHER, J., VÁVROVÁ, J. *Přednášky z radiobiologie*. 1.vyd. Praha: Manus, 2003.
13. SINGER, J., HEŘMANSKÁ, J. *Principy radiační ochrany*. 1.vyd. České Budějovice: ZSF JU, 2004. 111 s. ISBN 80-7040-708-5
14. Ministerstvo zdravotnictví České republiky. Věstník: *Částka 11, Indikační kritéria pro zobrazovací metody*. Listopad 2003.

15. Ministerstvo zdravotnictví České republiky. Věstník: *Částka 9, Národní radiologické standardy*. Srpen 2011.
16. Směrnice Rady 97/43/EURATOM, o ochraně zdraví osob před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a o zrušení směrnice 84/466/EURATOM.
17. RIEDEL, M. *Choroby plicního oběhu*. 1.vyd. Praha: Galén, 2000. 295 s. ISBN 80-7262-056-8
18. KRÁL, B., PARÁKOVÁ, Z. *Symptomatologie nemocí plic*. 1.vyd. Hradec Králové: Vojenská lékařská akademie J. E. Purkyně v Hradci Králové, 2000. 52 s. ISBN 80-85109-22-0
19. ZATLOUKAL, P., PETRUŽELKA, L., GREGOR, A. *Lung Cancer Current Topics*. Praha: Scientia medica, 1996. 137 s. ISBN 80-85526-52-2
20. VOTAVA, V. *Pneumologie v praxi*. 1.vyd. Praha: Galén, 1996. 279 s. ISBN 80-85824-32-9
21. BLAŽEK, O. a spolupracovníci. *Klinická radiodiagnostika*. 1.vyd. Praha: Avicenum, 1980. 432 s. ISBN 08-063-80
22. MUSIL, J. a kol. *Pneumologie*. 1.vyd. Praha: Karolinum, 2005. 248 s. ISBN 80-246-0993-2
23. ZATLOUKAL, P., PETRUŽELKA, L. *Karcinom plic*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 400 s. ISBN 80-7169-819-9
24. TEŘL, M., KRÁKAROVÁ, G., PEŠEK, M. a kol. *Plicní lékařství*. 1.vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2004. 218 s. ISBN 80-246-0820-0
25. WIKIPEDIE (cit. <http://cs.wikipedia.org/wiki/P1%C3%ADce>) dne 20.2.2015
26. VESELÝ, Ondřej. *Plicní surfaktant jeho složení, syntéza, funkce a terapeutické uplatnění*. (cit. <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=834>) dne 22.2.2015
27. LACINA, Ladislav. *Vyšetřovací metody v pneumologii*. (cit. <http://www.laaca.borec.cz/skola.htm#stredni>) dne 22.2.2015
28. CORNE, J. *RTG hrudníku, srdce a plic pro praxi*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. 116 s. ISBN 80-247-0776-4

29. GOH, J. *The 15th International Conference on Biomedical Engineering: ICBME 2013, 4th to 7th December 2013, Singapore*. Švýcarsko: Springer, 2014. ISBN 978-3-319-02912-2
30. SEIDL, Z. *Radiologie pro studium i praxi*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2012. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6
31. SVOBODA, M. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 2.vyd. Praha: Avicenum, 1976. 608s. ISBN 08-013-76
32. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.
33. EUROPEAN COMMISSION. *Kritéria kvality pro radiodiagnostická zobrazení*. Praha: X-Egem, 1998.
34. NDT. *Zdroj záření*. (cit. [http://www.ndt.cz/prilohy/56/zdroj\\_zareni.pdf](http://www.ndt.cz/prilohy/56/zdroj_zareni.pdf)) dne 22. 3. 2015



## **8. KLÍČOVÁ SLOVA**

Skiografie plic

Rentgenové záření

Radiační zátěž

Efektivní dávka

Dopadající kerma

Vstupní povrchová kerma

## 9. PŘÍLOHY

### PŘÍLOHA A.

Výpočet dávky - program PCXMC, skiografie plic - měkká technika

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Main menu Change X-ray Spectrum Open MC data for dose calculation Print Save As ...

X-ray tube potential: 57 kV Filtration: 3 mm Al + 0 mm Cu  
Anode angle: 14 deg

File: C:\Program Files (x86)\PCXMC\MCRUNS\pokus\plice\_mekka\_AP2.en2  
plice\_mekka - Phantom: Adult ,Arms included Simulation: Photons/Energy level: 20000 Maximum energy: 150 keV  
Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 270.000 Obj. angle: 0.000  
Field width: 26.25 cm and height: 26.25 cm FSD: 75.000 cm Ref point (x,y,z[cm]): ( 0.309, -9.199, 53.164)  
Phantom height: 178.600 cm and mass: 73.200 kg Scaling factors: sx(sy): 1.000 and sz: 1.000  
Incident air kerma: 0.185 mGy Tube voltage: 57 kV Filter: 3 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0.010391	0,7	(Scapulae)	0.016011	4,1
Adrenals	0.006003	22,2	(Clavicles)	0.030532	5,1
Brain	0.000028	31,6	(Ribs)	0.166498	0,7
Breasts	0.145563	1,3	(Upper arm bones)	0.005209	3,6
Colon (Large intestine)	0.000138	16,3	(Middle arm bones)	0.004421	5,4
(Upper large intestine)	0.000230	17,0	(Lower arm bones)	0.000267	22,8
(Lower large intestine)	0.000016	51,0	(Pelvis)	0.000025	36,7
Extrathoracic airways	0.001182	23,0	(Upper leg bones)	0.000000	NA
Gall bladder	0.002079	15,1	(Middle leg bones)	0.000000	NA
Heart	0.071942	1,2	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	0.001014	10,4	Skin	0.014648	0,9
Liver	0.019067	1,8	Small intestine	0.000156	13,3
Lungs	0.046389	1,2	Spleen	0.006164	6,5
Lymph nodes	0.010172	1,3	Stomach	0.015930	4,5
Muscle	0.009696	0,2	Testicles	0.000000	NA
Esophagus	0.016006	7,4	Thymus	0.134101	5,4
Oral mucosa	0.000520	31,5	Thyroid	0.004913	14,2
Ovaries	0.000000	NA	Urinary bladder	0.000000	NA
Pancreas	0.010804	5,8	Uterus	0.000001	80,5
Prostate	0.000000	NA			
Salivary glands	0.000570	31,3	Average dose in total body	0.012328	0,1
Skeleton	0.019372	0,6	Effective dose ICRP50 (mSv)	0.018821	0,8
(Skull)	0.000439	9,0	Effective dose ICRP103 (mSv)	0.030498	0,9
(Upper Spine)	0.002109	7,1			
(Middle Spine)	0.012921	2,5			
(Lower Spine)	0.000861	15,3	Abs. energy fraction (%)	78.653846	

Výpočet dávky - program PCXMC, skiografie plic - tvrdá technika

PCXMC- Dose Calculation

File Run

Main menu Change X-ray Spectrum Open MC data for dose calculation Print Save As ...

X-ray tube potential: 125 kV Filtration: 3 mm Al + 0 mm Cu  
Anode angle: 14 deg

File: C:\Program Files (x86)\PCXMC\MCFUNS\pokas\plice\_tvrdá\_PA2.en2  
plice tvrdá Phantom: Adult Arms included Simulation Photons/Energy level: 20000 Maximum energy: 150 keV  
Projection angle (LATL=0,PA=80,LATR=180,AP=270): 30.000 Obj angle: 0.000  
Field width: 30.63 cm and height: 30.63 cm FFD: 175.000 cm Ref point (x,y,z[cm]): ( 0.389, -9.199, 53.164)  
Phantom height: 178.600 cm and mass: 73.200 kg Scaling factors (x=ry): 1.000 and sz: 1.000  
Incident air kerma: 0.039 mGy Tube voltage: 125 kV Filter: 3 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGy)	Error (%)	Organs	Dose (mGy)	Error (%)
Active bone marrow	0.010449	0,4	(Scapulae)	0.102774	3,1
Adrenals	0.032171	4,1	(Clavicles)	0.012207	5,4
Brain	0.000125	10,8	(Ribs)	0.064396	0,6
Breasts	0.007676	2,5	(Upper arm bones)	0.007731	2,3
Colon (Large intestine)	0.000257	8,5	(Middle arm bones)	0.009107	3,0
(Upper large intestine)	0.000380	8,9	(Lower arm bones)	0.000477	9,8
(Lower large intestine)	0.000093	24,8	(Pelvis)	0.000152	10,3
Extrathoracic airways	0.001095	15,0	(Upper leg bones)	0.000002	51,0
Gall bladder	0.001961	6,2	(Middle leg bones)	0.000001	76,9
Heart	0.012585	1,7	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	0.003640	3,3	Skin	0.004720	0,7
Liver	0.009774	1,2	Small intestine	0.000282	5,7
Lungs	0.029075	0,6	Spleen	0.015393	2,4
Lymph nodes	0.005870	1,2	Stomach	0.004922	3,3
Muscle	0.005270	0,2	Testicles	0.000000	NA
Esophagus	0.016205	3,7	Thymus	0.005411	9,0
Oral mucosa	0.006454	16,0	Thyroid	0.002216	12,0
Ovaries	0.000000	NA	Urinary bladder	0.000027	68,2
Pancreas	0.010747	3,5	Uterus	0.000063	32,2
Prostate	0.000000	NA			
Salivary glands	0.000723	11,7	Average dose in total body	0.005916	0,2
Skeleton	0.015898	0,4	Effective dose ICRP60 (mSv)	0.009296	0,7
(Skull)	0.000723	4,6	Effective dose ICRP103 (mSv)	0.009506	0,6
(Upper Spine)	0.003750	4,3			
(Middle Spine)	0.066270	0,7			
(Lower Spine)	0.002921	4,5	Abs. energy fraction (%)	61.195110	

PŘÍLOHA C.

Definice geometrie, simulace - program PCXMC, skiografie plic - měkká technika

Header text

**Phantom data**

Age:  0  1  5  10  15  Adult  
 Phantom height:  Standard: 178.6  
 Phantom mass:  Standard: 73.2  Arms in phantom

**Geometry data for the x-ray beam**

FSD:  Beam width:  Beam height:   
 Xref:  Yref:  Zref:   
 Projection angle:  Cranio-caudal angle:   
 LATR=180 AP=270 [pos] Cranial X-ray tube  
 LATL=0 PA=90 [neg] Caudal X-ray tube

Draw x-ray field

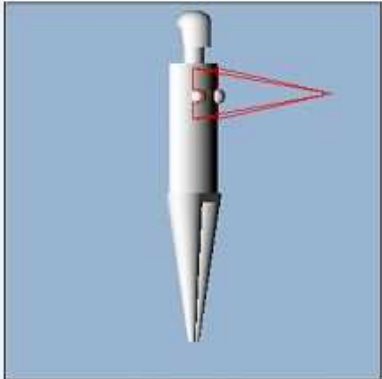
**MonteCarlo simulation parameters**

Max energy [keV]:  Number of photons:

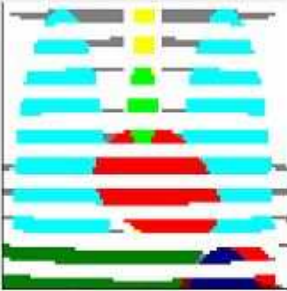
**Field size calculator**

FID:  Image width:  Image height:    
 Phantom exit-image distance:   
 FSD:  Beam width:  Beam height:

Brain  Pancreas  
 Heart  Uterus  
 Testes  Liver  
 Spleen  Upper large intestine  
 Lungs  Lower large intestine  
 Ovaries  Small intestine  
 Kidneys  Thyroid  
 Thymus  Mammary glands  
 Stomach  Gall bladder  
 Salivary glands  Prostate  
 Oral mucosa  Pharynx/larynx/sinus



Rotation increment:  View angle:



PŘÍLOHA D.

Definice geometrie, simulace - program PCXMC, skiografie plic - tvrdá technika

Header text:

**Phantom data**

Age:  0  1  5  10  15  Adult  
 Phantom height:  Standard: 178.6  
 Phantom mass:  Standard: 73.2  Arms in phantom

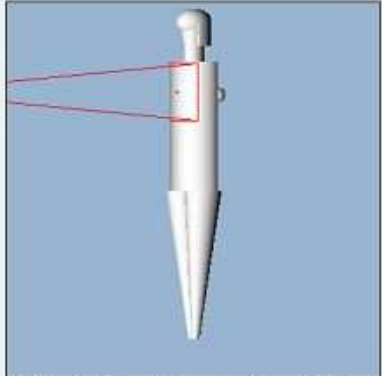
**Geometry data for the x-ray beam**

FSD	Beam width	Beam height	Xref	Yref	Zref
175.00	30.63	30.63	0.3091	-9.1988	53.1636

Projection angle:   
 LATR=180 AP=270  
 LATL=0 PA=90

Cranio-caudal angle:   
 (pos) Cranial X-ray tube  
 (neg) Caudal X-ray tube

Draw x-ray field



Rotation increment:  View angle:

**MonteCarlo simulation parameters**

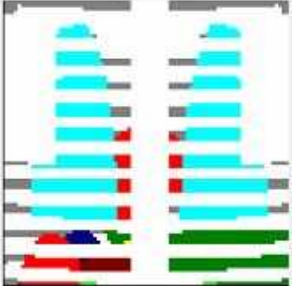
Max energy (keV):  Number of photons:

**Field size calculator**

FID:  Image width:  Image height:    
 Phantom exit-image distance:

FSD	Beam width	Beam height
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

- Brain
- Heart
- Testes
- Spleen
- Lungs
- Ovaries
- Kidneys
- Thymus
- Stomach
- Salivary glands
- Oral mucosa
- Pancreas
- Uterus
- Liver
- Upper large intestine
- Lower large intestine
- Small intestine
- Thyroid
- Salivary glands
- Testes
- Prostate
- Pharynx/larynx/sinus



Quick  Sharp