

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Zuzana Vodnárková

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií

Úloha radiologického asistenta při vyšetření plic radiodiagnostickými metodami,  
především skiografií, včetně ochrany před ionizujícím zářením

Zuzana Vodnářková

Bakalářská práce

2017

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2015/2016

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Zuzana Vodnářková**  
Osobní číslo: **Z14144**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Úloha radiologického asistenta při vyšetření plic radiodiagnostickými metodami, především skiagrafií, včetně ochrany před ionizujícím zářením**  
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

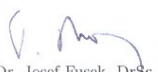
1. CORNE, Jonathan. RTG hrudníku, srdce a plic pro praxi. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0776-4.
2. ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0143-X.
3. CHUDÁČEK, Zdeněk. Radiodiagnostika. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
4. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
5. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Dušan Spitzer, Ph.D., MBA


Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. prosince 2015

Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2017

  
prof. MUDr. Josef Fusek, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Věra Záhоровá, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 27. února 2017

## Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 3. 5. 2017

Zuzana Vodnářková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Chtěla bych poděkovat vedoucímu mé práce MUDr. Dušanovi Spitzerovi, Ph.D. MBA za cenné rady, pomoc a trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat Bc. Pavle Zběhlíkové za odbornou konzultaci a spolupráci. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat rodině za podporu a oporu během studia a při tvorbě závěrečné práce.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce je zaměřena na úlohu radiologického asistenta při skiagrafickém vyšetření plic. Práce se dělí na dvě části, teoretickou a výzkumnou. Teoretická část se zabývá historií radiodiagnostiky, přístrojovou technikou, anatomií plic. Dále je v této části shrnuta radiační ochrana pracovníků i pacientů. Výzkumná část se zabývá problematikou snímkování plic ve dvou projekcích.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

radiologický asistent, záření X, plíce, ionizující záření, radiační ochrana

## **TITLE**

The role of radiology assistant in diagnostic imaging of lungs, especially with fluoroscopy, including radiation safety

## **ANNOTATION**

The thesis focuses on the role of radiology assistant in fluoroscopic examination of the lungs. This thesis is divided into two sections, and thus in the theoretical and experimental part. The theoretical section will focus on the history of diagnostic imaging, the nowadays radio-diagnostic technical equipment and anatomy of the lungs. Furthermore, it will describe radiation safety of both medical staff and patients. The experimental section will reveal the problem of orthogonal radiographic examination of the lungs.

## **KEYWORDS**

radiology assistant, X-rays, lungs, ionizing radiation, radiation protection

## OBSAH

0	Úvod.....	13
1	Cíl práce.....	14
TEORETICKÁ ČÁST .....		15
2	Radiodiagnostika .....	15
2.1	Historie radiodiagnostiky .....	15
2.2	Vznik rentgenového záření .....	15
2.3	Vlastnosti rentgenového záření .....	16
2.4	Části rentgenového přístroje .....	17
2.4.1	Rentgenka .....	17
2.4.2	Rentgenka s pevnou anodou .....	17
2.4.3	Rentgenka s rotační anodou.....	18
2.4.4	Primární a sekundární clony .....	18
2.4.5	Generátor a ovladač .....	19
2.4.6	Skiagrafický komplet.....	19
2.5	Digitální radiografie .....	20
2.5.1	Nepřímá digitální radiografie.....	20
2.5.2	Přímá digitální radiografie .....	20
2.6	Výpočetní tomografie.....	21
2.6.1	Základní princip .....	21
2.6.2	Vybavení pracoviště .....	21
2.6.3	Typy CT přístrojů .....	21
3	Anatomie plic.....	23
3.1	Mechanika dýchání .....	24
4	Radiační ochrana.....	26
4.1	Legislativa .....	26
4.2	Veličiny a jednotky .....	26

4.2.1	Veličiny charakterizující účinky ionizujícího záření na látku .....	26
4.2.2	Veličiny charakterizující biologické účinky ionizujícího záření .....	27
4.3	Účinky ionizujícího záření .....	29
4.3.1	Deterministické účinky (prahové) .....	29
4.3.2	Stochastické účinky (pravděpodobnostní) .....	31
4.4	Cíle radiační ochrany .....	32
4.5	Principy radiační ochrany .....	32
4.5.1	Princip zdůvodnění .....	32
4.5.2	Princip optimalizace .....	32
4.5.3	Princip limitování .....	33
4.5.4	Princip bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření .....	34
4.6	Ochrana personálu ve vyšetřovací místnosti .....	34
4.7	Ochrana pacientů .....	35
VÝZKUMNÁ ČÁST .....		36
5	Radiodiagnostické metody zobrazování plic .....	36
5.1	Prosté snímky plic .....	36
5.1.1	Správnost nádechu .....	37
5.1.2	Zadopřední (PA) snímek srdce + plíce .....	37
5.1.3	Bočný snímek hrudníku .....	39
5.1.4	Šikmý snímek hrudníku .....	40
5.1.5	Projekce na plicní hroty .....	40
5.2	Tvrdá snímkováčá technika .....	40
5.3	Měkká snímkováčá technika .....	41
5.4	CT vyšetření plic .....	41
5.4.1	Nativní CT plic .....	41
5.4.2	HRCT vyšetření plic .....	41
5.4.3	CT angiografie .....	42

6	Měření ploch na základních snímcích .....	43
7	Diskuze .....	46
8	Závěr .....	47
9	Použitá literatura .....	48
10	Přílohy.....	50

## SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1 Schéma rentgenky s pevnou anodou (VOMÁČKA, 2012, s. 16) .....	18
Obrázek 2 Schéma rentgenky s rotační anodou (VOMÁČKA, 2012, s. 16).....	18
Obrázek 3 Schéma větvení lalokových a segmentových bronchů (ČIHÁK, 2002, s. 190).....	24
Obrázek 4 Grafické vyjádření polohy limitů (HUŠÁK, 2009, s. 41) .....	32
Obrázek 5 Porovnání nádechu ( <a href="http://slideplayer.com/slide/1420165/">http://slideplayer.com/slide/1420165/</a> ).....	37
Obrázek 6 PA snímek hrudníku (CORNE, 2004, s. 18).....	38
Obrázek 7 Boční snímek plic (CORNE, 2004, s. 21).....	39
Obrázek 8 Měření na AP projekci u pacienta 11111158 .....	43
Obrázek 9 Měření na bočné projekci u pacienta 11111158.....	44
Obrázek 10 Průměrné hodnoty naměřených ploch v cm <sup>2</sup> .....	45
Tabulka 1 Radiační váhové faktory (HUŠÁK, 2009, s. 18).....	28
Tabulka 2 Tkáňové váhové faktory (HUŠÁK, 2009, s. 21) .....	29

## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

a.	arterie, tepna
As	jednotka proudu
ANO	akutní nemoc z ozáření
AP	předozaďní, anterioposteriorní
CR	computed radiography, nepřímá digitální radiografie
CT	computed rised tomography, výpočetní tomografie
DR	direct radiography, přímá digitální radiografie
eV	jednotka práce a energie
Gy	jednotka absorbované dávky záření
HRCT	high – resolution computed tomography, výpočetní tomografie s vysokým prostorovým rozlišením
IZ	ionizující záření
kV	jednotka napětí
PA	zadopřední, posteroanteriorní
Rtg.	rentgenové
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
Sv	jednotka ekvivalentní dávky IZ
Th	hrudní obratel

## 0 ÚVOD

Skiagrafické vyšetření plic patří mezi běžné vyšetření na radiodiagnostických pracovištích. Tato práce by měla ukázat, jak důležitá je správnost provedení a úloha radiologického asistenta při tomto vyšetření. Bakalářská práce se dělí na teoretickou a výzkumnou část.

Teoretická část se zabývá historií radiodiagnostiky a vznikem rentgenového záření. Popisuje části rentgenového přístroje, jako jsou: rentgenka, primární a sekundární clony, generátor a ovladač. A protože vývoj tohoto oboru se ubírá mílovými kroky stále dopředu, nechybí ani kapitola o digitální radiografii. Zbytek teoretické části seznamuje s radiační ochranou pracovníků i vyšetřovaných osob.

Výzkumná část popisuje různé metody skiagrafického vyšetření plic. Dále se zaměřuje na měření viditelných struktur na standardních projekcích a poukazuje na problematiku dvou projekcí.

# 1 CÍL PRÁCE

Bakalářská práce je zaměřena na úlohu radiologického asistenta při skiagrafickém vyšetření plic a jejím cílem je poskytnout základní informaci nelékařským zdravotnickým pracovníkům jiných odborností než je radiologický asistent jak o historii radiodiagnostiky, tak i o její historické a soudobé přístrojové technice v rozsahu užitečném a potřebném pro základní pochopení možností zobrazení, a tím o získání rozsahu a kvality informací, které touto přístrojovou technikou, lze získat. Cílem je i vysvětlit v hlavních rysech, proč někdy i přes značné úsilí vyvinuté snímkujícím radiologickým asistentem, nelze dosáhnout lékařem očekávané a požadované technické kvality vyšetření, a tím i kvality a rozsahu diagnostické informace. Pro objasnění a pochopení četných limitací je připomenuta i anatomie plic. Dalším důležitým cílem je objasnit, že právě z důvodů různých limitací podmíněných zdravotním stavem pacienta musí radiologický asistent zcela samostatně volit z různých technik skiagrafických projekcí a jejich případných modifikací tak, aby bylo dosaženo, když nikoliv optimálního, tak alespoň postačujícího výsledku.

Důležitým cílem je objasnit, proč náležitě hluboký nádech pacienta při snímku, správně, aktivně a citlivě vedený radiologickým asistentem je nezbytný pro kvalitu snímku a jak je rozhodující i pro správné diagnostické odečtení lékařem.

Dále jsou v této části shrnuty různé techniky skiagrafického vyšetření plic a radiační ochrana pracovníků i pacientů.

Cílem výzkumné části zabývající se problematikou snímkování plic ve dvou projekcích je objasnit alespoň orientačně, jak velká část plicního parenchymu nebo jiných nitrohrudních struktur zůstává skryta na základním snímku a aby se tak současně objasnilo, opět alespoň orientačně, proč a za jakých okolností se provádí snímkování hrudníku ve dvou projekcích.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 2 RADIODIAGNOSTIKA

### 2.1 Historie radiodiagnostiky

Německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen objevil 8. listopadu 1895 paprsky X. Tento objev učinil při pokusech s katodovými trubicemi ve fyzikálním ústavu univerzity ve Würzburgu. W. C. Röntgen svůj objev popsal ve zprávě „O novém druhu záření“. První přednášku o novém záření přednesl před císařskou akademií věd v Berlíně v lednu roku 1896. Již po této přednášce uznával vědecký svět, že Röntgenův objev záření X má veliký dosah. W. C. Röntgen získal v roce 1901 jako první Nobelovu cenu za fyziku a nikdy nepožádal o patentování svého objevu. Tím daroval svůj objev záření X celému lidstvu. W. C. Röntgen zemřel v roce 1923 v Mnichově, sám a velmi chudý.

Fyzikální vlastnosti záření X, jako je rychlost, jež je totožná s rychlostí světla a vlnová délka, se podařilo objevit do konce I. světové války. Rentgenka, kterou používal Röntgen, byla nahrazena vakuovou rentgenkou se žhavicím vláknem. Zavedly se oboustranně polévané filmy, zesilovací fólie, čárové ohnisko, usměrňovače, sekundární clona (Buckyho) a zdrojem vysokého napětí se stal transformátor. Pravidla pro vyšetření srdce, plic a trávicí trubice, byla stanovena do konce I. světové války. V období mezi světovými válkami byla zavedena rotační anoda rentgenky, pohyblivá sekundární clona a zdokonalil se kryt rentgenky. Rentgenka se začala chladit vzduchem.

Po II. světové válce se podařilo objevit zesilovač jasu rtg. obrazu, což byl velmi významný objev. Díky zesilovači se mohla vytvořit rtg. televize a pořizovat videozáznam. Začala se provádět lymfografie (zobrazení lymfatického systému pomocí kontrastní látky) a splenoportografie (vyšetření portálního řečiště po aplikaci kontrastní látky do sleziny). K rentgenovému vybavení přibyly expoziční a vyvolávací automaty.

V roce 1963 publikoval Allan McLeod Cormack teorii o výpočetní tomografii. První výpočetní tomograf zkonstruoval Godfrey Newbold Hounsfield v roce 1973. (CHUDÁČEK, 1995, s. 7-8)

### 2.2 Vznik rentgenového záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění. Umělým zdrojem záření X je rentgenka. V rentgence dojde k nažhavení katody, mezi katodu a anodu se přivede napětí desítek či

stovek kV, elektrony nacházející se kolem nažhavené katody se napěťovým spádem dají do prudkého pohybu k anodě, kde dojde k jejich zabrzdění hmotou anody. Při nárazu se přibližně 1% kinetické energie přemění na záření X a zbytek kinetické energie se přemění na teplo. Při dopadu elektronů na anodu vzniknou dva druhy záření: brzdné a charakteristické. (CHUDÁČEK, 1995, s. 9-11)

Brzdné záření má spojité spektrum s velkým rozsahem energií. Hodnota energie vzniklého brzdného záření závisí na rychlosti, ve které dochází ke zbrzdění elektronů hmotou anody. Elektrony vstupují do atomů anody různě hluboko, čímž vyzařují různé energie fotonů. Čím blíže proniknou elektrony k jádrům atomů anody, tím rychleji se mění jejich vektor rychlosti z důvodu Coulombovských sil, a tím tvrdší záření X vzniká.

Spolu s brzdným zářením vzniká i malé množství charakteristického záření, které má čárové spektrum. Velikost jeho energie závisí na materiálu anody. Aby mohlo vzniknout charakteristické záření, je nutné určité minimální anodové napětí, které musí být vyšší, než je vazbová energie elektronů na K – slupce atomů anody. Pokud tato podmínka není dodržena, vznikne pouze brzdné záření. (ULLMANN, kapitola 3.2)

Primárním svazkem se nazývá záření, které vzniklo nárazem na ohnisko anody. Jedná se o užitečný svazek záření. Malá část primárního záření se může pohybovat nevhodným směrem a spolu s mimoohniskovým zářením vytváří záření rušivé. Primární svazek záření má tvar kužele a paprsek probíhající v jeho ose se nazývá centrální paprsek. (CHUDÁČEK, 1995, s. 9-11)

### **2.3 Vlastnosti rentgenového záření**

Rentgenové záření je neviditelné, šíří se přímočaře rychlostí světla i vakuem a intenzita ubývá se čtvercem vzdálenosti. Vlnová délka je  $10^{-8} - 10^{-12}$  m. Základní vlastnosti:

Pronikání hmotou – Rtg. záření prochází hmotou a částečně se v ní absorbuje. Ve hmotě vyvolává ionizaci, excitaci atomů, fotochemický efekt, luminiscenční efekt a má biologické účinky. Schopnost pronikání látkami závisí na vlastnostech absorbující látky a energii záření.

Luminiscenční efekt – Záření má schopnost při dopadu na některé látky vyvolávat fluorescenci a luminiscenci neboli vznik viditelného světla.

Fotochemický efekt – Schopnost uvolnit vzájemnou vazbu v halogenidech stříbra (AgBr).  
Mění ionty na neutrální atomy.

Ionizace – Vzniká dopadem rentgenového kvanta na elektron atomu, čímž dojde k vyražení elektronu mimo atom. Je to negativní vlastnost, protože způsobuje biologické účinky.

Biologické účinky – Jsou škodlivé účinky rentgenového záření na živou hmotu. Mechanismus biologických účinků není přesně znám.

## **2.4 Části rentgenového přístroje**

### **2.4.1 Rentgenka**

Vlastní rentgenka je dioda, která se skládá ze tří částí: vnitřní části, krytu a vysokonapěťových kabelů. Jedná se o vysoce vakuovanou trubici se dvěma elektrodami.

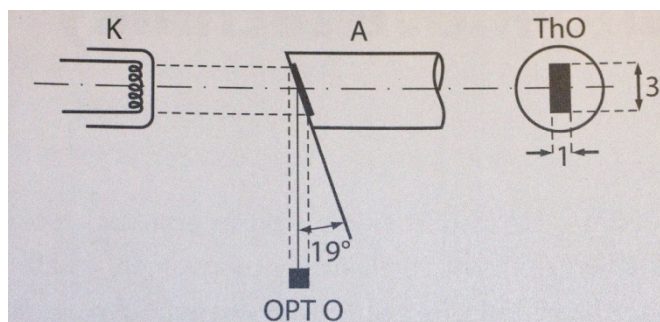
Záporná elektroda katoda má wolframové spirálovité drátky, které jsou uloženy ve fokusační misce. Na katodě vzniká termoemise zahřátím spirály na více než 2000°C. Uvolněné elektrony jsou přitahovány ke spirále, a tím vzniká kolem katody elektronový mrak. Zároveň jsou odpuzovány nábojem fokusační misky do úzkého svazku.

Na kladnou elektrodu anodu dopadá svazek elektronů. Místo, kam dopadají, se nazývá ohnisko a v něm vzniká rtg. záření. Aby elektrony letěly od katody k anodě, musí být mezi diodou a anodou velký vysokonapěťový rozdíl. Proto se elektrody připojují na vysoké napětí. Na konstrukci anody jsou vhodné materiály s vysokým bodem tání, jako jsou: wolfram, molybden, rhenium, rhodium a grafit. Anoda se vysoce zahřívá a je potřeba ji chladit (olejem, nebo pohybem a olejem).

Kryt rentgenky je zevnitř odstíněn olovem, vnější část je tvořena nejčastěji hliníkem. Mezi rentgenkou a krytem proudí olej, kvůli chlazení rentgenky.

### **2.4.2 Rentgenka s pevnou anodou**

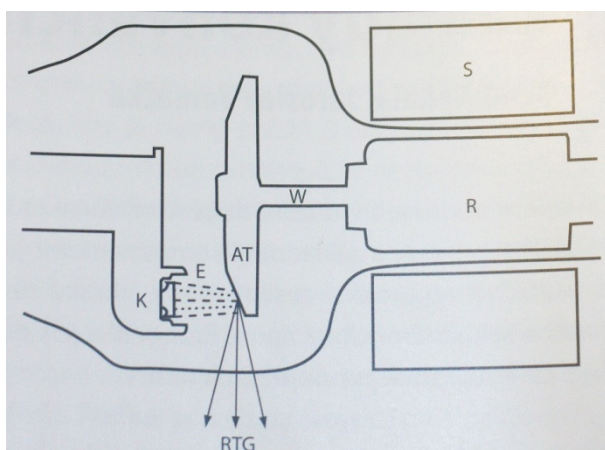
Nejjednodušší případ anody. Je to zkosená měděná tyč, která má doprostřed vložený terčík z wolframu (obrázek 1). Proud urychlených elektronů dopadá stále na stejné místo, a tím dochází k velkému ohřívání. Proto je uvnitř měděné tyče kanálek, kterým se přivádí olej k ochlazení terčíku. Pevná anoda se používá u některých dentálních a pojízdných rentgenů.



Obrázek 1 Schéma rentgenky s pevnou anodou (VOMÁČKA, 2012, s. 16)

### 2.4.3 Rentgenka s rotační anodou

U rotační anody se používá wolframový anodový disk. Ten je zavěšený na wolframové tyči. Proud urychlených elektronů dopadá na zkosený okraj disku (obrázek 2). Jelikož terčík rotuje, nedopadá svazek na stále stejné místo a tím se rozloží teplo na větší plochu. Rentgenka s rotační anodou se využívá ve většině diagnostických aplikací.



Obrázek 2 Schéma rentgenky s rotační anodou (VOMÁČKA, 2012, s. 16)

### 2.4.4 Primární a sekundární clony

Primární clony vymezují primární záření na užitečný svazek. Jejich úkolem je, co nejvíce snížit nežádoucí ozáření pacienta a zmenšit množství sekundárního záření v objektu. Sekundární záření zhoršuje kontrast i ostrost rtg. obrazu. Primární clony se dělí na dva druhy: hloubkové clony a tubusy. Hloubková clona je uchycena na výstupní okénko krytu. V ní se nacházejí dva páry olověných lamel, které jsou na sebe kolmé. Rozevření lamel se může nastavovat ručně nebo u moderních přístrojů automaticky. Tubusy mají tvar komolého kužele nebo hranolu, ale centrální paprsek musí procházet vždy středem. Mohou být vyrobeny z plechu a vnitřní strana je z olova. Používají se pro přesnou centraci nebo ke kompresi.

Sekundární clony zachytávají sekundární záření, které má odlišný směr od primárního záření. Sekundární clony se používají u objektů silnějších než 15 centimetrů a jsou usazeny mezi objektem a detektorem. Obsahují velký počet olověných lamel, které směřují do ohniska. Je několik typů sekundárních clon: Bucky – Potterova clona (pohyblivá), Lysholmova clona (nepohyblivá).

#### **2.4.5 Generátor a ovladač**

Generátor neboli napájecí zdroj, se skládá zejména z transformátorů a usměrňovačů. Rentgenka potřebuje více druhů napětí, vysoké napětí mezi elektrodami, které je důležité pro vznik záření a nižší napětí pro žhavení katody. Proto musí být elektrický proud ze sítě transformován. Na velikosti napětí mezi elektrodami závisí energie záření.

Transformátory se skládají z primární a sekundární cívky, které jsou navinuty na železné jádro. Do primární cívky vstupuje střídavý proud a změna v ní výšku napětí a magnetické pole. Ze sekundární cívky vychází opět střídavý proud, ale o jiném napětí. Velikost napětí závisí na poměru závitů mezi cívkami a velikost intenzity proudu závisí na výkonu primární a sekundární cívky.

Aby rentgenka fungovala správně, potřebuje stejnosměrný proud o zvoleném napětí. K přeměně střídavého proudu na stejnosměrný se používá soustava usměrňovačů.

Základem moderních systémů je orgánová automatika, kdy se volí jednotlivá vyšetření. Přístroj k tomu využívá expoziční automat, který měří, kolik záření dopadlo do ionizačních komůrek a po dosažení optimálního množství sám ukončí expozici.

#### **2.4.6 Skiagrafický komplet**

Nejjednodušší skiagrafické komplety se skládají z vyšetřovacího stolu, rentgenky, generátoru, vertigrafu a ovládací konzole.

Vyšetřovací stůl má desku z rtg. transparentního materiálu. Deska může být nepohyblivá, nebo se může pohybovat do všech stran, ta se nazývá plovoucí deska. Výška úložné desky se také může měnit díky tzv. výtahu (elevační stůl). Pod úložnou deskou vyšetřovacího stolu se nachází pojízdný vozík pro kazetu nebo detektor, clona a ionizační komůrky expozičního automatu. Vzdálenost mezi detektorem a úložnou deskou musí být co nejmenší, aby nedocházelo k velkému zvětšení rtg. obrazu.

Rentgenka může být umístěna na pojízdném sloupu, ale vhodnější je stropní závěs, který zasahuje i mimo vyšetřovací stůl, díky tomu se pacient z lůžka nemusí překládat na

vyšetřovací stůl a lze ho snímkovat přímo na lůžku, pokud by překládání pacienta bylo nevhodné (například velmi bolestivé, riskantní kvůli fixačním či jiným pomůckám a kanylám). Rentgenka na stropním závěsu se může otáčet o 360°.

Vertigraf je sloup se svislou nebo náklonnou úložnou deskou pro snímkování stojících nebo sedících pacientů převážně horizontálním paprskem. Úložná deska se pohybuje vertikálně a lze ji překloupat až o 90° do horizontální polohy. Úložná deska opět obsahuje sekundární clonu a kazetový vozík nebo detektor. Ve vertikální poloze se nejčastěji používá na snímkování plic a srdce, břicha a paranazálních dutin. V horizontální poloze se snímkuje nejčastěji horní končetiny u dětských pacientů. (VOMÁČKA, 2012, s. 15–23)

## **2.5 Digitální radiografie**

Radiografie byla založena na analogovém principu, kde rentgenové záření a světlo ze zesilovacích fólií ozařovaly film, který se poté vyvolával pomocí chemického procesu. To je dnes už na většině pracovišť minulostí a přechází se na digitální radiografii. Digitální zobrazovací systémy se rychle vyvíjí. V současné době se používají dva základní systémy.

### **2.5.1 Nepřímá digitální radiografie**

Tato metoda se často označuje zkratkou CR z anglického computed radiography. Základem je paměťová fólie s detekční vrstvou z fotostimulačních krystalů, která je umístěna v kazetě. Ta má velikost shodnou s klasickými filmovými kazetami. Kazeta se po provedení expozice vloží do čtečky, kde je tepelnou fotostimulací pomocí ozáření červeným laserem vyvolána. Paměťová fólie se poté vymaže působením velmi intenzivního světla.

### **2.5.2 Přímá digitální radiografie**

Pro tuto techniku se používá označení DR z anglického direct radiography. U přímé digitální radiografie se využívá fotoefektu. Elektromagnetické záření se přemění na elektrický proud pomocí fotodiody. Jsou tři typy DR systémů:

- CCD systém z anglického charge coupled device, které se dá přeložit jako zařízení s vázanými náboji. Tento typ je obvykle doplněn dodatkem kov–oxid a polovodič. Účinnost tohoto systému je pouze cca 20%, ale jeho výhodou je větší odolnost vůči šumu.
- Flat–panel s nepřímou konverzí a-Si se skládá ze scintilační vrstvy z CsJ nebo Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Luminiscenční světlo dopadá na systém fotodiód, které jsou z amorfního křemíku.

Náboje jsou detekovány snímači a po zesílení signálu přecházejí do převodníku.

Nevýhodou tohoto systému je snížená rozlišovací schopnost z důvodu rozptylu světla.

- Flat–panely s přímou konverzí a-Se, jejichž základ tvoří skleněný substrát a až na něm jsou fotodiody na bázi amorfního selenu. Náboje jsou opět detekovány snímači a po zesílení přecházejí do převodníku. Tento systém musí mít vlastní chlazení, protože dochází k velkému zahřívání.

V dnešní době existují i přenosné flat–panely, které se mohou použít prakticky kdekoli a po připojení k bezdrátové síti přenesou obraz do počítače. Celkově hlavní výhodou přímé digitální radiografie je rychlost získání obrazu. (VOMÁČKA, 2012, s. 33 – 35)

## **2.6 Výpočetní tomografie**

Tato metoda má výbornou rozlišovací schopnost, díky které je schopná vytvářet virtuální 3D nebo dynamické 4D obrazy.

### **2.6.1 Základní princip**

Výpočetní tomografie také využívá vlastnosti rtg. záření. Především schopnost rtg. záření odlišně se absorbovat v různých tkáních, a to poté umí vyjádřit matematicky v Hounsfieldových jednotkách. Číselné hodnoty se dále převádějí na odstíny šedi. Hounsfieldova škála umožňuje velké rozmezí odstínů, ale lidské oko jich rozezná pouze cca 16. Proto se používají tzv. CT okna, která jsou vymezena středem a šířkou a je do nich vložena celá škála odstínů šedi pro větší kontrastní zobrazení.

### **2.6.2 Vybavení pracoviště**

Pracoviště CT je rozděleno na ovládací a vyšetřovací místnost a obvyklou částí je také přípravná. V ovládací místnosti se nachází ovládací konzole a vyhodnocovací stůl. Ve vyšetřovací místnosti je vyšetřovací tunel neboli gantry (nazývaný také portál), ve kterém jsou uloženy detektory a rentgenka. Do gantry zajíždí vyšetřovací stůl. Ve vyšetřovací místnosti může také být tlakový injektor na podávání kontrastní látky, anesteziologické vybavení, aj.

### **2.6.3 Typy CT přístrojů**

Prvním typem CT přístroje bylo inkrementové neboli sekvenční CT. Nejprve se udělá topogram oblasti zájmu a podle něj se naplánují prováděné transversální řezy. Soustava rentgenky a detektoru provede jednu otočku (osa otáčení je ve středu otvoru portálu CT) a poté se posune stůl o nastavenou vzdálenost (mezeru mezi řezy). Proto není vyšetřena celá

tkáň. Dnes se tento postup vyšetření používá i u moderních přístrojů například na HRCT plic, když není nutné vyšetřit úplný objem tkáně.

Druhým typem je helikální CT. Rentgenka s detektory se bez přestávky otáčejí a načítají se data a současně se plynule posouvá stůl s pacientem v ose otáčení rotoru. Za krátký čas se získá velký objem dat, z kterého se později dělají rekonstrukce. Tento typ se neustále dále vyvíjí a vznikají nové generace přístrojů. (PETEROVÁ, 2010, s. 90)

### 3 ANATOMIE PLIC

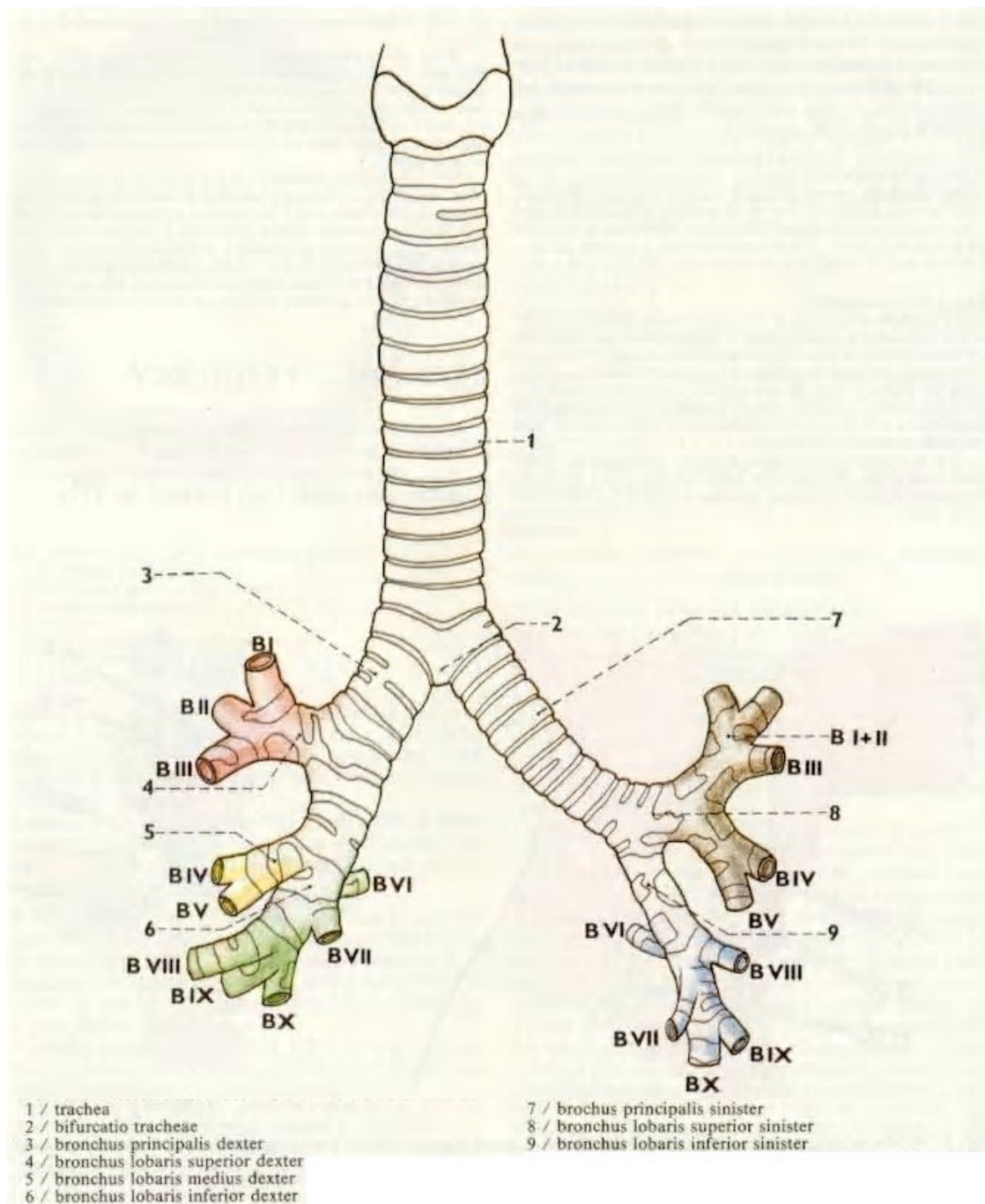
Plíce (pulmones) jsou párový orgán, v němž při dýchání dochází k výměně plynů mezi vzduchem a krví.

Plíce jsou uloženy ve dvou pleurálních dutinách. Prostor mezi levou a pravou pleurální dutinou se nazývá mezihrudí (mediastinum). Mezihrudí sahá od páteře až ke sternu a je vyplněno řídkým vazivem. Nacházejí se v něm průdušnice, jícen, srdce v osrdečníku, cévy, nervy, brzlík a lymfatické uzliny. (ČIHÁK, 2002, s. 206)

Přední okraj plic jde zhruba souběžně s hrudní kostí, vpravo k 6. žeburu a vlevo pouze k 4. žeburu. U dětí mají plíce růžovou barvu, s postupem času jsou šedé až skoro černé, kvůli vdechovanému prachu a částicám sazí. Jsou houbovité konzistence, měkké a pružné na pohmat, váží cca 750g. Tvarem se nejvíce přibližují komolému kuželu. Plíce se skládají z laloků. Pravá plíce je tvořena třemi laloky (lobus superior, medius et inferior). Levá plíce je složena pouze ze dvou laloků (lobus superior et inferior). Laloky od sebe dělí mezilalokové rýhy (fissury). Plicní laloky se dále dělí na plicní segmenty. Segment je základní a funkční jednotka plic, která je napojena na jeden bronchus a jednu větev plicní tepny. Rozdělení laloků na segmenty není patrné na povrchu plic, protože plicní parenchym je spojen vazivem. Pravá plíce je tvořena z 10 a levá plíce z 8 segmentů. (NAŇKA, ELIŠKOVÁ, 2009, s. 182-185)

Průdušky (bronchi) (obrázek 3) jsou stromovitě rozvětvený systém trubic vedoucích vzduch z průdušnice do dýchacích odstavců plic, kde se větví až na nejmenší trubičky (bronchioli, průdušinky). Na konce průdušinek navazují alveoly (plicní sklípky, alveoli pulmonis), což jsou drobná vyboulení, v kterých probíhá vlastní výměna plynů mezi vdechovaným vzduchem a krví. V obou plicích je dohromady 300 – 400 miliónů plicních sklípků.

Dva hlavní bronchy (bronchi principales) začínají rozestupem z bifurcatio tracheae a končí vstupem do hilu plic. Dále se větví v lalokové bronchy (bronchi lobares). Lalokových bronchů je stejný počet jako plicních laloků. Do každého laloku vstupuje jeden bronchus. Ten se dále dělí na segmentové bronchy (bronchi segmentales). Segmentové bronchy prostupují spolu s příslušnou větví a. pulmonalis dále do plicní tkáně. (ČIHÁK, 2002, s. 203-205)



Obrázek 3 Schéma větvení lalokových a segmentových bronchů (ČIHÁK, 2002, s. 190)

### 3.1 Mechanika dýchání

„Základem vdechu je zvětšení dutiny hrudní, která se zdvižením žeber rozšiřuje předozadně i příčně, stahem kleneb bránice se zvětšuje v kraniokaudálním směru. Podle převahy činnosti mezižeberních svalů nebo bránice při dýchání se rozlišuje kostální a abdominální typ dýchání. Normální dýchání je smíšené, účastní se oba typy. Uvádí se, že u mužů převažuje dýchání abdominální, u žen kostální.“ (ČIHÁK, 2002, s. 233)

V pleurální dutině je nižší tlak než v plicích. Vyšší tlak rozpíná plíce a udržuje je přitisknuté ke stěnám pleurálních dutin. Při nádechu vniká atmosférický vzduch do plíce, ještě více ji rozpíná, tlak v pleurální dutině klesá a vzniká podtlak. Při výdechu zůstává plíce v kontaktu s pleurální dutinou a stahuje se směrem k hilu.

Pokud dojde k otevření stěny hrudní nebo k poškození povrchu plíce zevnitř plíce, vnikne do pleurální dutiny atmosférický vzduch a tlak mezi plicí a pleurální dutinou se vyrovná. Dojde ke smrštění elastického aparátu plíce a zastaví se dýchací pohyby. Tento stav se nazývá pneumothorax. (ČIHÁK, 2002, s. 233-234)

## 4 RADIAČNÍ OCHRANA

Radiační ochranou se rozumí ochrana zdraví a životního prostředí před účinky ionizujícího záření. Dozor nad radiační ochranou v České Republice má Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). SÚJB vykonává státní správu a dozor v oblasti radiační ochrany u všech pracovišť se zdroji ionizujícího záření, typově schvaluje zdroje ionizujícího záření a rozhoduje o nakládání s radioaktivními odpady a o uvádění radionuklidů do životního prostředí. Dále SÚJB sleduje ozáření osob, včetně ozáření z přírodních zdrojů, vede evidenci zdrojů ionizujícího záření a celostátní evidenci profesního ozáření. (SÚJB, [b. r.]

### 4.1 Legislativa

Dne 1. ledna 2017 vyšla v platnost vyhláška č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. Jsou v ní stanoveny například obecné limity, limity pro radiačního pracovníka, postupy optimalizace, kategorizace zdrojů IZ, kategorizace pracovišť, kategorizace radiačních pracovníků, zkoušky přístrojů, plánované expoziční situace, atd. (Vyhláška č. 422/2016 Sb.)

1. ledna 2017 také začal platit nový atomový zákon č. 263/2016 Sb. „*Tento zákon zapracovává příslušné předpisy Evropského společenství pro atomovou energii a Evropské unie.*“ (Zákon č. 263/2016 Sb.)

### 4.2 Veličiny a jednotky

V rámci radiační ochrany na pracovištích s diagnostickými rentgeny jsou důležité následující veličiny.

#### 4.2.1 Veličiny charakterizující účinky ionizujícího záření na látku

##### Absorbovaná dávka

Dávka  $D$  je energie ionizujícího záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém bodě. Posuzuje se podle ní biologický účinek záření, ten ale nezávisí pouze na absorbované dávce. Jednotkou absorbované dávky je joule na kilogram ( $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), pro který byl zaveden název gray (Gy). Vypočítá se:

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

kde,

$d\varepsilon$  – střední energie ionizujícího záření

$dm$  – hmotnost látky.

### Dávkový příkon

Je to přírůstek dávky za jednotku času. Jednotkou dávkového příkonu je  $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ . Vypočítá se:

$$D = \frac{dD}{dt}$$

kde,

$dD$  – přírůstek dávky

$dt$  – čas, za který to proběhlo.

### Kerma

Kerma se používá ve spojitosti s nepřímo ionizujícím zářením. Je to energie předaná nepřímo ionizujícím zářením při první srážce nabitým částicím. Pokud platí rovnováha nabitých sekundárních částic, kerma se rovná absorbované dávce. Jednotkou kermy je gray. Vypočítá se:

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

kde,

$dE_k$  – součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemovém elementu látky

$dm$  – hmotnost látky.

## **4.2.2 Veličiny charakterizující biologické účinky ionizujícího záření**

### Ekvivalentní dávka

Ekvivalentní dávka je podobná absorbované dávce, ale zohledňuje, jakým zářením byla dávka dodána. Jednotkou je  $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$  nazvaná sievert. Není nijak změřitelná, musí se vypočítat:

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

kde,

$w_R$  – radiační váhový faktor

$D_{TR}$  – střední absorbovaná dávka D v orgánu nebo tkáni T způsobené ionizujícím zářením druhu R.

### Radiační váhový faktor

Radiační váhový faktor je bezrozměrná veličina, která je odvozena od relativní biologické účinnosti, což je poměr dávek dvou druhů záření. Jako referenční záření se obvykle používá rentgenové záření s energií 200 keV. Relativní biologická účinnost udává, kolikrát je záření R biologicky účinnější než referenční záření. Radiační váhové faktory jsou pevně stanovené pro účely radiační ochrany (Tabulka 1).

**Tabulka 1 Radiační váhové faktory (HUŠÁK, 2009, s. 18)**

Typ záření a případně energie	Radiační váhový faktor $w_R$	
	Vyhláška 307/2002 Sb.	Doporučení ICRP 103
Fotony	1	1
Elektrony	1	1
Neutrony s energií <10 keV do >20 MeV	2 – 20	vyjádřeno energetickou závislostí
Protony >2 MeV	5	2
Částice alfa, těžká jádra, štěpné fragmenty	20	20

### Efektivní dávka

Efektivní dávka se značí E a je to součet součinů tkáňových váhových faktorů a ekvivalentních dávek v ozářených tkáních a orgánech. Jednotkou je sievert.

### Tkáňový váhový faktor

Tkáňový váhový faktor  $w_T$  vyjadřuje rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků při rovnoměrném ozáření celého těla (Tabulka 2). Součet tkáňových váhových faktorů pro celé tělo je 1. (HUŠÁK, 2009, s. 15 – 20)

Tabulka 2 Tkáňové váhové faktory (HUŠÁK, 2009, s. 21)

Tkáň nebo orgán	$w_T$ ve vyhlášce 307/2002 Sb.	$w_T$ v doporučeních ICRP 103
gonády	0,20	0,08
červená kostní dřeň	0,12	0,12
střevo	0,12	0,12
plíce	0,12	0,12
žaludek	0,12	0,12
močový měchýř	0,05	0,04
prs	0,05	0,12
játra	0,05	0,04
jícen	0,05	0,04
štítná žláza	0,05	0,04
kůže	0,01	0,01
povrchy kostí	0,01	0,01
slinná žláza	-	0,01
mozek	-	0,01
zbytek	součet 0,05	součet 0,12

### 4.3 Účinky ionizujícího záření

Z hlediska vztahu dávky a účinku se rozlišují dva typy účinků ionizujícího záření.

#### 4.3.1 Deterministické účinky (prahové)

Deterministické účinky vznikají po dosažení prahové dávky a s rostoucí dávkou roste jejich závažnost.

##### Akutní nemoc z ozáření

Jedná se o poškození tkání způsobené jednorázovým vystavením jedince nadměrnému působení ionizujícího záření. V závislosti na velikosti dávky může mít tři stádia.

Hematologická dřeňová forma se začíná projevovat po celotělové expozici dávkou 3 – 4 Gy. V den ozáření se projevují nespecifické prodromální příznaky, např.: skleslost, bolesti hlavy, nauzea, zvýšená teplota aj. Poté následuje několikadenní bezpříznakové období, které plynule přechází do manifestní fáze onemocnění. Ta se projevuje krvácením do sliznic a

orofaryngeálním syndromem. Pokud nebyla dávka příliš vysoká, tato forma je ještě vyléčitelná. Po 6 – 8 týdnech se projevují známky pomalého zlepšování stavu.

Po dávce 6 Gy a vyšší nastupuje gastrointestinální forma. Časné příznaky se objevují do 30 minut po ozáření a jsou výraznější. Kritické stádium se závažnými potížemi vzniká již 4. – 7. den po ozáření. A projevuje se krvácivými průjmy, vysokou horečkou a zvracením. Důvodem je nekróza buněk střevní výstelky s obnažením povrchu střeva.

Poslední forma ANO je neuropsychická. Při dávkách okolo 20 Gy jsou časné příznaky do 10 minut a jsou tak zdůrazněny, že se dostaví srdeční selhání a kóma. Pokud je dávka vyšší než 50 Gy, jsou příznaky velmi závažné a nastává smrt.

### Akutní lokální poškození

K lokálnímu poškození může dojít při radiačních nehodách nebo vnitřní kontaminací, ale i při běžném lékařském ozáření. Pokud se zdroj nachází v blízkosti povrchu těla nebo v kontaktu s ním, je dávka v kůži vyšší než v kterékoli jiné části těla. Jsou tři stupně lokálního poškození.

Prvním stupněm je erytematózní dermatitis, která se rozvíjí po dávce v kůži 2 – 4 Gy. Latentní neboli bezpříznakové období může trvat 2 – 4 týdny. Poté se objeví zarudnutí se zánětlivým pronikáním tekutiny z cév ve škáře a vznik edému. Přejídné vymizení chloupků nastává kolem třetího týdne po dávce 3 Gy.

Druhý stupeň se nazývá deskvamativní dermatitis a vzniká po ozáření dávkou kolem 20 Gy. V časné fázi v prvních hodinách po ozáření vzniká erytém. Poté, co ustoupí prvotní zarudnutí, nastává latentní období, dokud se nerozvinou plné příznaky. Těmi jsou pozdní erytém a vznik puchýřů.

Třetím stupněm je nekrotická forma dermatitidy u dávek převyšujících 50 Gy. Nastává poškození hlubších vrstev kůže a vznikají vředy, které se mohou obtížně a dlouho hojit a také mohou ovlivnit životnost a funkčnost svalů a kostí.

### Chronická radiační dermatitida

Řadí se k pozdním nenádorovým poškozením. Vzniká například po dlouhodobém ozařování rukou při práci se zdroji ionizujícího záření. Prahová dávka pro vznik je 30 - 50 Gy. Projevuje se tenkou a hladkou nejsvrchnější vrstvou kůže s teleangiektáziemi (nahromadění kapilár), ložiskovou depigmentací a hyperpigmentací nebo silnější vrstvou kůže s výraznými kožními

záhyby. Dříve byl chronický zánět kůže typickým profesním poškozením, protože si rentgenologové nijak nechránili ruce.

#### Radiační poškození oční čočky

Označuje se také jako katarakta neboli šedý zákal. Vzniká i po jednorázovém ozáření dávkou vyšší než 1,5 – 2 Gy. Může se vytvořit i po dlouhodobém ozáření s prahem na úrovni 2 – 4 Gy. Bezpříznakové období v tomto případě trvá minimálně dva roky.

#### Radiační poškození fertility

Jedná se o poškození plodnosti. U mužů může nastat dočasná nebo trvalá sterilita. K dočasné sterilitě dochází již po dosažení prahové dávky 0,1 – 0,3 Gy a k trvalé sterilitě při dávce 3 Gy. U žen je toto poškození více fatální, protože od dávky 2,5 Gy může nastat trvalá sterilita. V tomto případě závisí na typu frakcionace a věku ženy.

#### Poškození embrya či plodu

Míra poškození závisí na absorbované dávce v embryu či plodu a na době uplynulé od oplodnění. Biologické účinky ozáření embrya a plodu jsou deterministické i stochastické.

Dojde-li k ozáření v prvních dvou týdnech gravidity, kdy je počet buněk v embryu malý a jejich povaha není diferencována, s největší pravděpodobností dojde ke smrti zárodku nebo z důvodu jeho poškození nenastane implantace.

V 3. – 8. týdnu gravidity po dávce v embryu vyšší než 100 mGy se mohou vyskytnout deterministické účinky, jako jsou malformace, abnormality, katarakta, zpomalení růstu aj.

V 8. – 15. týdnu těhotenství má dávka v plodu 1 Gy za následek snížení IQ o 30 bodů. Prahová dávka pro závažnou mentální retardaci je 300 mGy.

*„Ozáření v kterémkoli období gravidity je spojeno s rizikem vzniku zhoubných nádorů a leukémie.“ (HUŠÁK, 2009, s. 36 - 38)*

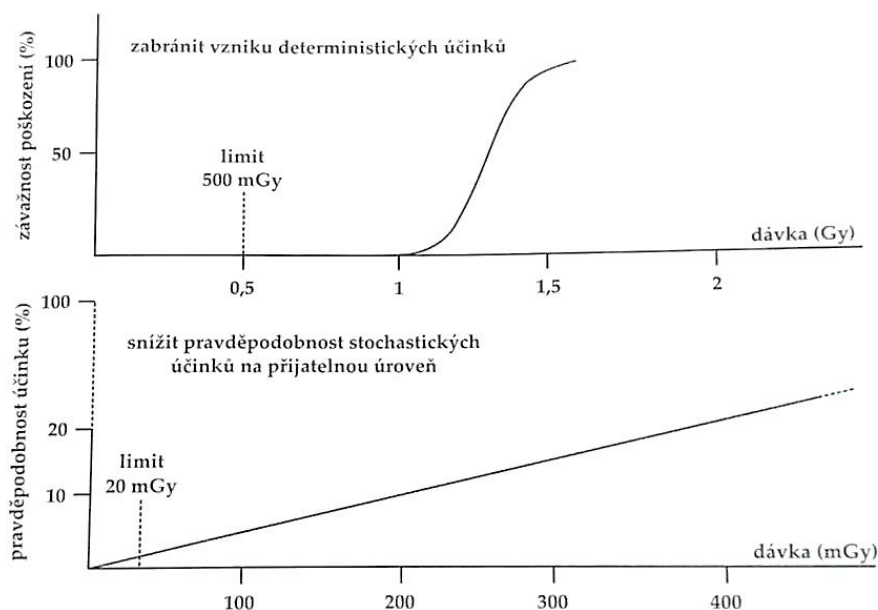
#### **4.3.2 Stochastické účinky (pravděpodobnostní)**

Pro stochastické účinky neexistuje dávkový práh, protože se předpokládá, že žádná dávka není bezpečná. K těmto účinkům patří vznik zhoubných nádorů a genetické účinky. Stochastické účinky jsou bezprahové a každé zvýšení dávky je spojeno se zvýšením pravděpodobnosti jejich vzniku, ale nezvyšuje se závažnost. Není možné rozpoznat v každém

jednotlivém případě vzniku nádoru nebo genetického poškození, zda je to následek ozáření, nebo spontánní vznik. (HUŠÁK, 2009, s. 39)

#### 4.4 Cíle radiční ochrany

Cílem radiční ochrany je vyloučení deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků na společensky přijatelnou úroveň (obrázek 4).



Obrázek 4 Grafické vyjádření polohy limitů (HUŠÁK, 2009, s. 41)

#### 4.5 Principy radiční ochrany

##### 4.5.1 Princip zdůvodnění

Každá radiční činnost musí být zdůvodněna přínosem, který vyváží rizika, jež při těchto činnostech vznikají. Prakticky se princip zdůvodnění používá tak, že se před vyšetřením s ionizujícím zářením uváží, zda není možné získat požadovanou diagnostickou informaci za použití zobrazovacích metod bez ionizujícího záření, například ultrazvuk či magnetická rezonance.

##### 4.5.2 Princip optimalizace

Princip optimalizace radiční ochrany je často ztotožňován s principem ALARA („as low as reasonably achievable“). Což lze volně přeložit, že ozáření má být tak nízké jak je rozumně dosažitelné. V praxi jde o volbu technologických postupů a ochranných opatření při projekci a výstavbě obrazu.

### 4.5.3 Princip limitování

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob, tak aby celkové ozáření nepřesáhlo stanovené limity ozáření. Tento princip neplatí pro lékařské ozáření, protože to není limitováno.

#### 4.5.3.1 Obecné limity

Tyto limity jsou stanoveny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. v § 3.

*„Obecnými limity pro obyvatele z ozáření ze všech povolených nebo registrovaných činností za jeden kalendářní rok jsou:*

- *pro součet efektivních dávek ze zevního a vnitřního ozáření 1 mSv,*
- *pro ekvivalentní dávku v oční čočce 15 mSv a*
- *pro průměrnou ekvivalentní dávku za každý 1 cm<sup>2</sup> kůže 50 mSv bez ohledu na velikost ozářené plochy. (Vyhláška č. 422/2016 Sb. § 3)*

#### 4.5.3.2 Limity pro profesní ozáření

Dále jsou ve vyhlášce č. 422/2019 Sb. v § 4 stanovené limity pro omezení profesního ozáření pro radiační pracovníky:

- *pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 20 mSv za kalendářní rok nebo hodnota schválena Úřadem podle § 63 odst. 4 atomového zákona, nejvýše však 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv za jeden kalendářní rok,*
- *pro ekvivalentní dávku v oční čočce 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv v jednom kalendářním roce,*
- *pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm<sup>2</sup> kůže 500 mSv za kalendářní rok bez ohledu na velikost ozářené plochy a*
- *pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky 500 mSv za jeden kalendářní rok. (Vyhláška č. 422/2016 Sb. § 4)*

Tato vyhláška určuje i limity pro žáky a studenty, kteří jsou rozděleni do tří kategorií. Limity pro žáka mladšího 16 let jsou shodné s obecnými limity pro obyvatele. Pro žáka a studenta od 16 do 18 let, jsou limity za jeden kalendářní rok pro součet efektivních dávek ze zevního a vnitřního ozáření 6 mSv, ekvivalentní dávka v oční čočce 15 mSv, průměrná dávka na každý 1 cm<sup>2</sup> kůže 150 mSv a ekvivalentní dávka od předloktí po prsty a od kotníků po chodidla 150 mSv. Pro studenty starší 18 let se limity shodují s limity pro radiační pracovníky. (Vyhláška 422/2016 Sb. § 5)

#### **4.5.4 Princip bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření**

Jedná se o fyzickou bezpečnost zdroje ionizujícího záření. „Zdroje IZ musí být zabezpečeny tak, aby nad nimi nemohlo dojít za předvídatelných podmínek ke ztrátě kontroly.“ Tento princip zahrnuje opatření proti krádeži a zamezení přístupu nepovolaným osobám. (HUŠÁK, 2009, s. 63 - 64)

#### **4.6 Ochrana personálu ve vyšetřovací místnosti**

Ochrana personálu je důležitá především při skiaskopických vyšetřeních, kdy se zdravotnický personál musí pohybovat ve vyšetřovací místnosti v době, kdy probíhá expozice. V tomto případě je hlavním zdrojem ozáření personálu Comptonův rozptyl primárního záření v ozářené části těla pacienta. Z tohoto důvodu se musí svazek rtg. záření vymežit pouze na diagnosticky významnou oblast. To přinese nejen snížení radiační zátěže personálu a pacienta, ale i zvýšení kvality zobrazení. Na ochranu před rozptýleným zářením se používají tři hlavní principy.

##### Ochrana časem

Dávka pracovníka je přímo úměrná délce pobytu v blízkosti zdroje záření. V tuto chvíli u skiaskopických vyšetření záleží především na schopnostech vyšetřujícího lékaře, aby byl skiaskopický čas, co nejkratší. U nukleární medicíny se personál snaží přijít do blízkého kontaktu s pacientem na co nejkratší dobu a pokud možno se personál střídá. Střídáním se dosáhne i toho, že nevzroste kolektivní dávka, což je součet osobních dávek všech pracovníků.

##### Ochrana vzdáleností

Dávkový příkon klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje – např. odstup z 25 cm na 100 cm sníží dávku šestnáctinásobně. U skiaskopie lze jednotlivé druhy vyšetření nasimulovat pomocí fantomu a měření určit místa pro personál, která jsou z hlediska velikosti obdržené dávky nejbezpečnější.

##### Ochrana stíněním

Nejvhodnějším materiálem na odstínění záření je olovo. Při skiaskopickém vyšetření se používají mobilní zástěny, ochranné závěsy upevněné na vyšetřovacím stole, stropní závěsy s olovnatým sklem. Při skiaskopických vyšetřeních se používají ochranné pomůcky: zástěry, límce, rukavice, brýle.

## 4.7 Ochrana pacientů

U radiační ochrany pacientů se uplatňují principy zdůvodnění a optimalizace.

Princip optimalizace nejvíce záleží na radiologickém asistentovi. Ten volí technické parametry expozice tak, aby dávka byla co nejnižší, ale bez ztráty diagnostické informace. Nejvýznamnějším technickým prostředkem ke snížení radiační zátěže pacienta je vymezení svazku pomocí clon, aby pole bylo co nejmenší, ale zároveň se zachovala oblast zájmu. Leželi vyšetřovaná oblast v blízkosti gonád, je důležité je u novorozenců a pacientů v reprodukčním věku stínit. Stínění nesmí zasáhnout do oblasti zájmu.

U skiaskopických vyšetření nejvíce ovlivňuje radiační zátěž pacienta zesilovač obrazu a celkový skiaskopický čas.

Dávku záření také ovlivňuje kvalita záření, která je závislá na celkové filtraci a anodovém napětí. Čím vyšší je anodové napětí, tím nižší je expozice pacienta, ale zároveň klesá kontrast obrazu. Tyto dva faktory se musí vhodně kombinovat. (SINGER, 2004, s. 90-92)

*„Pro posouzení optimalizace lékařského ozáření při zdravotnických výkonech v radiodiagnostice a diagnostických zdravotních výkonech v nukleární medicíně musí být používány diagnostické referenční úrovně.“ (Atomový zákon 263/2016 Sb., § 84)*

Národní diagnostické referenční úrovně jsou stanoveny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. v příloze č. 22. Držitel povolení musí stanovit místní diagnostické referenční úrovně pro každý zdravotní výkon, který se provádí na radiodiagnostickém pracovišti, na pracovišti intervenční radiologie a na oddělení nukleární medicíny. Tyto úrovně mohou překračovat národní diagnostické úrovně pouze v odůvodněných případech. (Atomový zákon 263/2016 Sb., §84)

# VÝZKUMNÁ ČÁST

## 5 RADIODIAGNOSTICKÉ METODY ZOBRAZOVÁNÍ PLIC

### 5.1 Prosté snímky plic

V minulosti byla technika snímkování plic vypracována do podrobností, kdy se při nálezu patologie na základním snímku volily další speciální projekce. Zatímco dnes se při nálezu patologie na základním snímku volí CT vyšetření, nebo pokud jde o podezření na patologii srdečního stínu, doplňuje se echokardiografie. Proto řada snímkovacích technik byla opuštěna.

Kromě typického snímkování pacienta ve stoje je nutné zvážit vždy s ohledem na jeho aktuální zdravotní stav, zda nebude vhodnější a pro pacienta méně rizikové, bude-li snímkován v poloze jiné. Typickým příkladem jsou osoby, které se pohybují vratce a hrozí nebezpečí pádu nebo by nemuseli vydržet stát v klidu při provádění expozice.

Prvou variantou padající v úvahu je snímkování na otočné židličky, která případně může mít i nízko umístěné bederní opěradlo, které je níže než nejnižší část zadního kostofrenického úhlu. Pacient v tomto případě může mít ruce umístěny za zády a přidržovat se bederního opěradla. Pokud by i tato varianta pro pacienta byla riziková, další polohou k úvaze je snímkování v polosedě na rentgenovém stole, kdy pacient se může přidržovat za svými zády okraje stolu nebo k tomu zvláště upravených držáků. Je-li v takovém stavu, že i tato poloha je riziková, nezbyvá nic jiného, než provést snímek vleže na zádech.

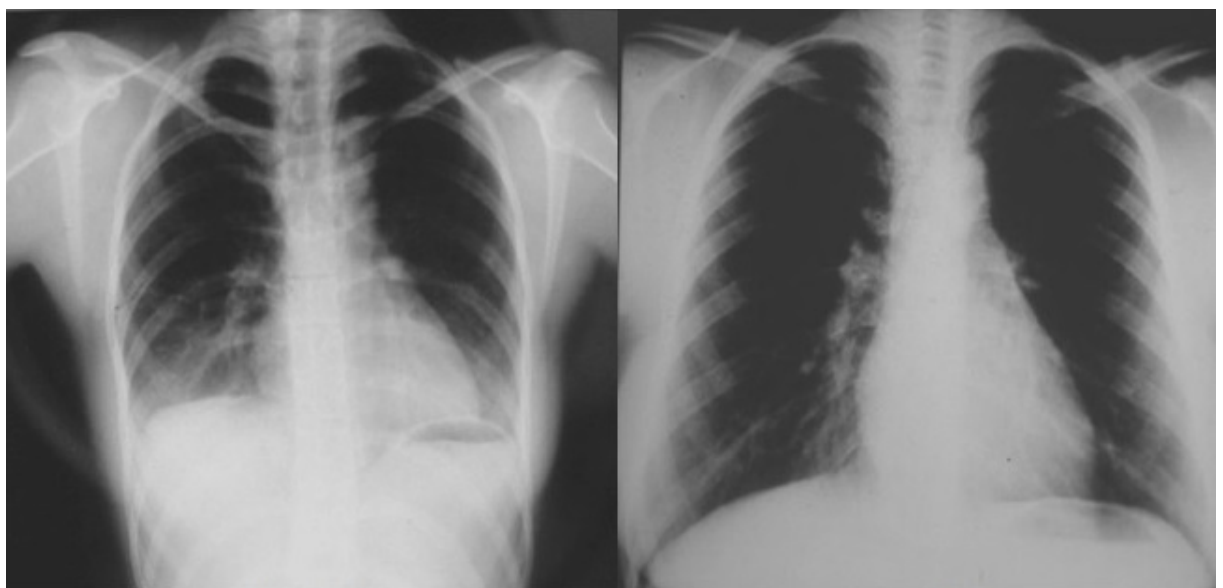
Vždy však platí zásada, že radiologický asistent je povinen na žádanku k vyšetření poznamenat, že pacient byl snímkován v atypické poloze. Dále musí napsat ve které poloze a zdůvodnit její volbu. Také si musí uvědomit, že v některých z těchto případů nemůže spoléhat na expoziční automatiku, což je jedním z důvodů, proč by každé skiagrafické pracoviště, bez ohledu na míru své elektronizace a automatizace, mělo být vybaveno praxí ověřenými expozičními tabulkami pro různé věkové a váhové kategorie (samozřejmě tento princip platí i pro jiné typy snímků než prosté snímky hrudníku).

Dalším velmi nepříjemně přispívajícím faktorem k nevhodným a atypickým typům rentgenových vyšetření je i to, že komerční pojišťovny (úrazové pojištění) odborně zcela nelogicky požadují některá v podstatě již několik desetiletí neaktuální rentgenologická vyšetření k tomu, aby mohly zdůvodnit nebo odmítnout pojistné plnění podle svých vnitřních předpisů, které inkorporují do pojistných smluv.

### 5.1.1 Správnost nádechu

U skiagrafického snímání plic je velmi důležitá správnost provedení projekce. Pokud pacient spolupracuje, radiologický asistent ho musí poučit o správném nádechu. Ideální je, když se pacient zhluboka nadechne a na okamžik zadrží dech, již při vysvětlování pokynů. Protože druhý hluboký nádech, při pokynu „zhluboka nadechnout a zadržet dech“, je ještě větší. Tím se zajistí maximální expanze plic a expozice se provede na vrcholu druhého nádechu. (AHMAD, 2001)

K porovnání rozdílů při mělkém a hlubokém nádechu slouží obrázek 5. Jedná se o totožného pacienta.



**Mělký nádech**

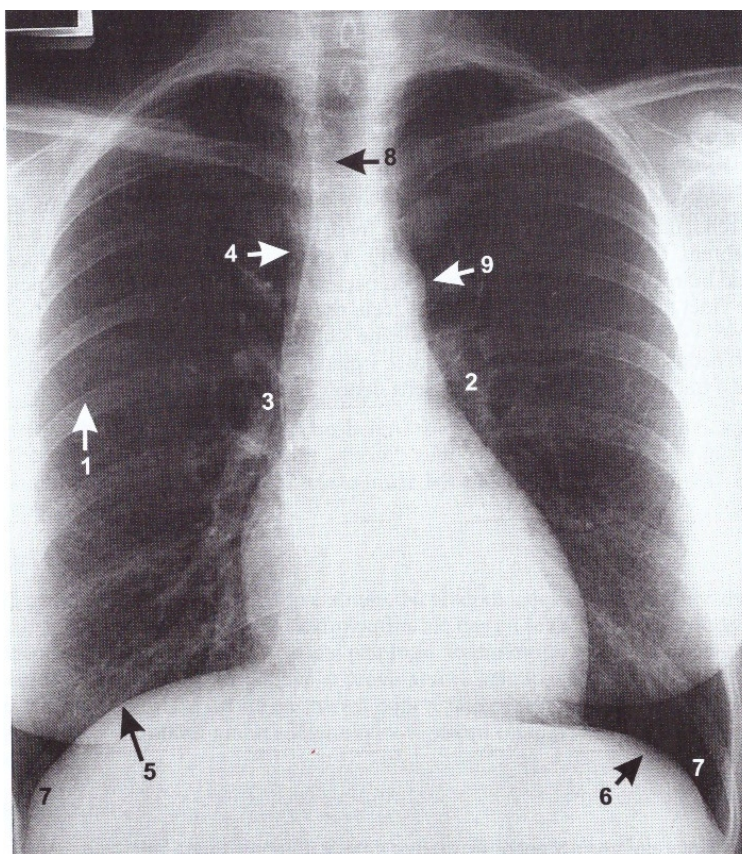
**Hluboký nádech**

Obrázek 5 Porovnání nádechu (<http://slideplayer.com/slide/1420165/>)

### 5.1.2 Zadopřední (PA) snímek srdce + plíce

Prosté snímky plic jsou základní vyšetřovací metodou zobrazování plic. Prostý snímek plic se provádí vstoje v PA (zadopřední) projekci. Pacient stojí čelem k vertigrafu a hrudníkem se tiskne k úložné desce. Ramena tlačí dolů a dopředu, ruce má na bocích dorzální stranou k tělu, lokty tlačí co nejvíce dopředu, aby se oddálily lopatky. Snímek se provádí v nádechu. (VOMÁČKA, 2012, s. 85)

Pokud je vyšetření správně vyhotoveno a jedná se o pacienta bez obtíží, měly by být na snímku vidět dvě plicní pole, dva hily, srdce, zbytek mediastina, bránice, kostofrenické úhly, průdušnice, kosti a měkké tkáně (viz obrázek 6).



**Obrázek 6 PA snímek hrudníku (CORNE, 2004, s. 18)**

Obě plicní pole by měla mít stejný odstín šedi a podobný objem. Hodnocení objemu levé plíce zhoršuje přítomnost srdce. Abnormality v plicním poli se mohou nacházet od periostu žeber až k zevnímu okraji mediastina.

Plicní hily jsou místa, kde vstupují do plíce bronchy a arterie a měly by mít stejný konkávní tvar a stejnou denzitu. Levý plicní hilus (2) by měl být na snímku vidět výš než pravý plicní hilus (3), ale rozdíl by neměl přesahovat 2,5 cm.

Srdeční stín by měl zasahovat více do levého plicního křídla, pokud se nejedná o dextrokardii (srdce na pravé straně). Maximální šířka srdečního stínu by neměla být větší než polovina šířky hrudníku.

Brániční klenba na pravé straně (5) by měla být výš, než na straně levé (6), především proto, že na pravé straně jsou pod bránicí játra, ale také proto, že srdce tlačí levou brániční klenbu směrem dolů. Rozdíl by neměl přesahovat 3 cm.

Úhel mezi žebrem a bránicí se nazývá kostofrenický (7). Na snímku by měl být zobrazen jako ostrý úhel.

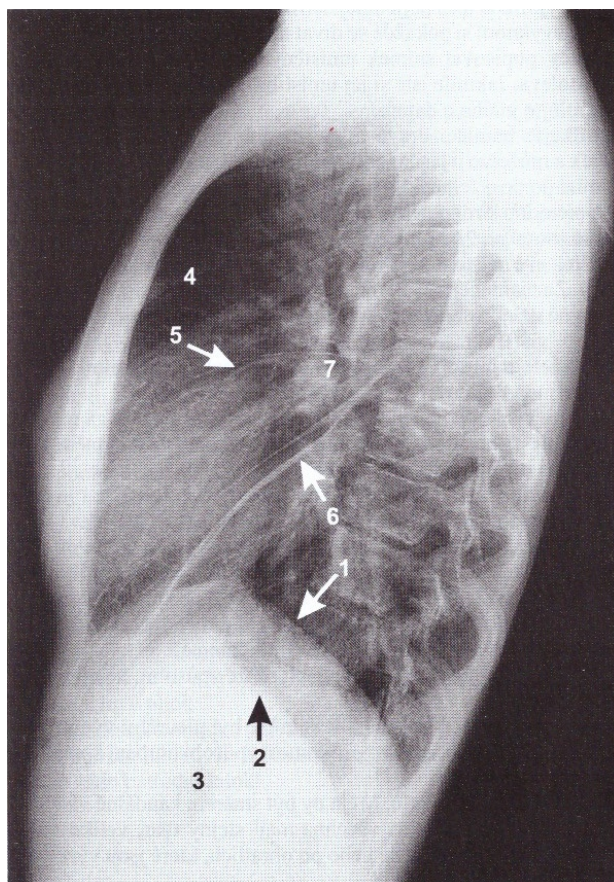
Průdušnice (trachea) (8) je uložena centrálně, pouze u aortálního knoflíku se malinko uhýbá doprava. Bílý okraj průdušnice (4), by na snímku prováděném vstoje, neměl přesahovat šířku 2-3 mm.

Na rtg. snímku srdce a plíce jsou vidět žebra (1), lopatky a obratle. Denzita kostí by se měla na obou stranách shodovat. (CORNE, 2004, s. 16-22)

Nejčastějšími nedostatky kvality snímků jsou: uříznutí hrotů a bráničních úhlů nebo laterálních částí, nedostatečné oddálení lopatek, nesprávný nádech, rozdýchání a chybná expozice. (SVOBODA, 1976, s. 352 – 353)

### 5.1.3 Bočný snímek hrudníku

Při bočné projekci se nejčastěji využívá pravolevé projekce, pokud lékař nestanoví jinak. U pravolevé projekce pacient stojí levým bokem k detektoru, tím se docílí menšího srdečního stínu než u levopravé projekce. Ruce má natažené před sebou nebo položené na hlavě. Snímek se provádí v nádechu. Na tomto snímku by měly být vidět tyto struktury: bránice, plicní pole, fissura obliqua (viz obrázek 7).



Obrázek 7 Boční snímek plic (CORNE, 2004, s. 21)

Na bočním snímku plic je zřetelně vidět bránice. Pravá brániční klenba (1) vede přes celý hrudník a je jasně vidět jak prochází hranicí srdce. Naopak, levá brániční klenba (2) zdánlivě mizí, když dosáhne zadní hranice srdce.

Všechna plicní pole by měla mít stejnou denzitu. Plicní pole se rozdělují na části před a za srdcem.

Nezřetelná bílá čárka, která probíhá horizontálně od středu hilu k přední hrudní stěně se nazývá horizontální štěrbin (5). Druhá výraznější čára je fissura obliqua (6), která běží šikmo dolů od obratlů Th4/Th5 přes hilus a končí v přední třetině bránice. (CORNE, 2004, s. 16-22)

#### **5.1.4 Šikmý snímek hrudníku**

Pacient stojí čelem a vyšetřovanou stranou k vertigrafu, frontální rovina svírá s rovinou detektoru úhel 45°. Používá se horizontální paprsek šikmo do axily. Horní končetiny má pacient vztyčené a položené na hlavě. Pokud pacient není schopen ruce vztyčit, ruce rozpaží. Tato projekce se provádí v nádechu. Šikmou projekci je také možno zhotovit vleže předozadně.

Šikmý snímek hrudníku je vhodné provést u oboustranné bronchografie při vyšetřování srdce a velkých cév.

Dnes už se toto vyšetření prakticky vůbec neprovádí, protože srdce se vyšetřuje echokardiografií.

#### **5.1.5 Projekce na plicní hroty**

Uložení pacienta je stejné jako u předchozí zadopřední a bočné projekce. Pouze u bočné projekce si pacient položí na hlavu jen ruku, která je blíže k detektoru, druhou volně svěsí podél těla a rameno tlačí směrem k zemi.

U zadopřední projekce centrální paprsek směřuje 10 – 15° kraniálně od horizontály a zaměřuje se na Th3. V bočné projekci jde paprsek opět kraniálně, ale 15 – 20° a zaměřuje se také na Th3. Snímkuje se v nádechu. V dnešní době se tato projekce už moc nepoužívá. (SVOBODA, 1976, 355 - 357)

### **5.2 Tvrdá snímkováčá technika**

Tato metoda se využívá u snímkování plic spolu se zvětšovací technikou. Používá napětí vyšší než 100 kV. Výhodou je, že šetří rentgenku a kůži pacienta, na kterou dopadá záření a zkracuje dobu expozice. Zvýšením napětí nad 100 kV se může snížit proud i čas expozice. U

této techniky vzniká více sekundárního záření, proto se musí používat sekundární clony. Snímky pořízené tvrdou snímkovací technikou jsou méně kontrastní. Na snímku plic jsou tím pádem dobře rozlišitelné plynem vyplněné průdušky a průdušnice, snímek je ostrý, ale žebra nejsou tak výrazná jako u měkké snímkovací techniky.

### **5.3 Měkká snímkovací technika**

Používá se napětí 50 kV a vyšetřují se s ní tenké objekty s malou měrnou schopností. U skiografie plic se nedoporučuje z důvodu výrazného zvýšení dávky. (CHUDÁČEK, 1995, s. 284)

### **5.4 CT vyšetření plic**

CT plic se nejčastěji indikuje při nejasných obrazech na základních skiagramech hrudníku, při potřebě přesně lokalizovat patologii zřejmou na základních skiagramech hrudníku, při traumatech hrudníku a při podezření na plicní embolii.

Speciální příprava je nutná pouze u pacientů, u kterých se předpokládá, možnost podání kontrastní látky. Tito pacienti musí být na lačno, tzn., že minimálně 4 hodiny před vyšetřením nesmějí jíst. Mohou přijímat tekutiny bez bublinek, ale pouze v malém množství. (PETEROVÁ, 2010, s. 90)

#### **5.4.1 Nativní CT plic**

Pacient leží na zádech a je položen hlavou směrem do gantry. Používá se protokol s kolimací 10 mm a expozice 120 kV a 240 mAs. Lze využít i nízkodávkové vyšetření, které je pouze kontrolní. Na toto vyšetření se používá 40 – 80 mAs a celková expoziční dávka je srovnatelná s prostým zadopředním snímek hrudníku. Při hodnocení nativního CT plic se používají dvě různá CT okna, jedno pro plicní parenchym a druhé pro tkáň mediastina a hrudní stěnu. (FERDA, 2002, s. 299)

#### **5.4.2 HRCT vyšetření plic**

Zkratka HRCT je z anglického high-resolution computed tomography, což znamená výpočetní tomografie s vysokým prostorovým rozlišením. Nejvíce se využívá na diagnostiku difúzních plicních procesů. Používají se 1 mm silné řezy s odstupem jednotlivých řezů cca 10 – 20 mm a data se sbírají v nádechu v poloze na zádech. Umožňuje vytvářet rekonstrukce ve všech rovinách. Radiační dávka u HRCT je vyšší o 50 – 100% než u klasického CT vyšetření. Ale díky mezerám mezi řezy, není dávka pro pacienta moc vysoká. (CHUDÁČEK, 2010, s. 299)

### **5.4.3 CT angiografie**

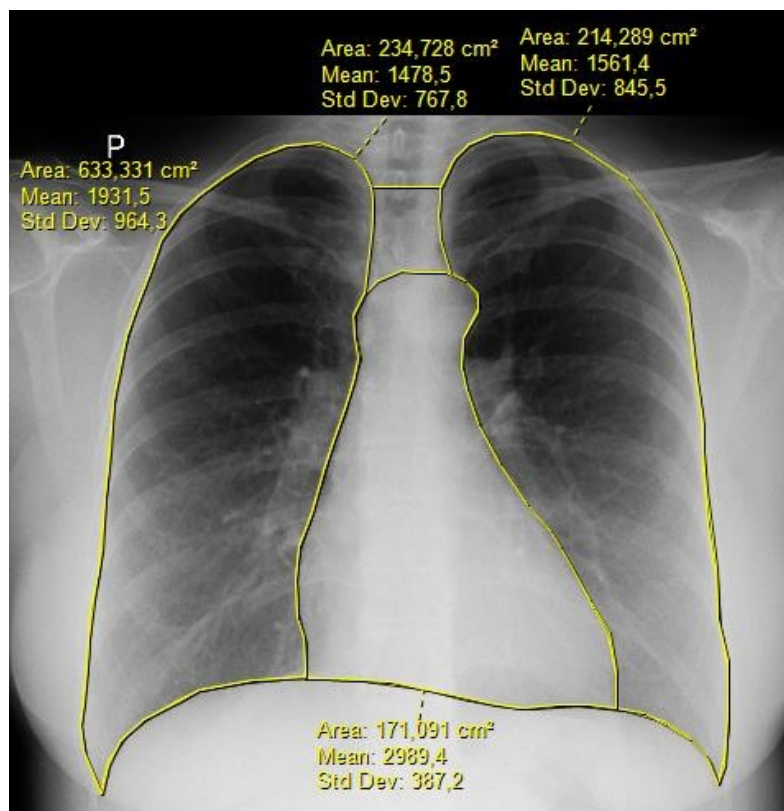
Tato metoda kombinuje intravenózní podání jodové kontrastní látky s helikálním CT. Dělení se tenké řezy, díky kterým se zobrazí čistě arteriální fáze postkontrastního zvýraznění.

U plic se takto zobrazuje plicní řečiště pro diagnostiku plicní embolie. (PETEROVÁ, 2010, s. 93)

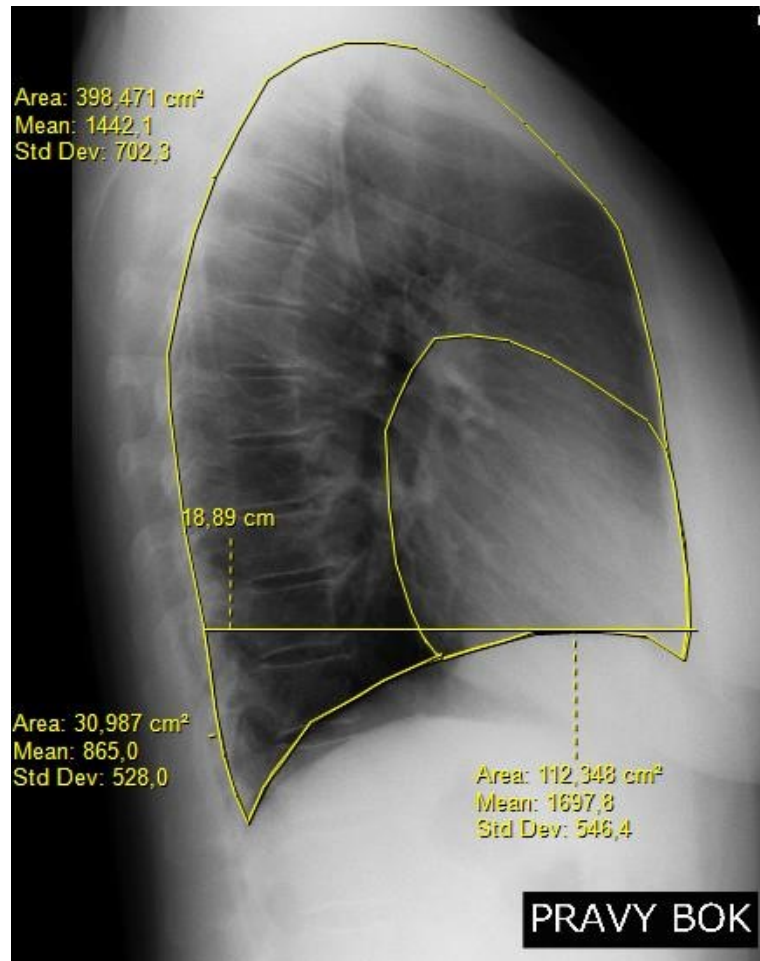
## 6 MĚŘENÍ PLOCH NA ZÁKLADNÍCH SNÍMCÍCH

Byla uskutečněna plošná analýza náhodně vybraných 50 pacientů (vesměs kavkazské rasy, včetně mongoloidního etnika populace – potenciální pracovníci pardubické pobočky firmy Foxconn), jímž byl na skiografickém pracovišti radiodiagnostického oddělení Radiologického centra společnosti Multiscan, s.r.o. na poliklinice Vektor v Pardubicích snímkován hrudník (tedy i plíce) ve dvou vzájemně kolmých projekcích, v poloze pacienta vestoje, a to v projekci zadopřední a v projekci levopravé bočné.

Snímkování bylo prováděno skiografickým kompletem Fomei Covator, s nepřímou digitalizací Konica Minolta. Snímky mi byly předány elektronicky ve formátu DICOM. Na počítači, na němž byl instalován freewarový radiologický prohlížeč ClearCanvas Workstation (verze 2.0.12729.37986 SP1 kanadské společnosti ClearCanvas Inc., 620-438 Richmond St.W., Toronto, ON M5V 3S6, ([www.clearcanvas.ca](http://www.clearcanvas.ca))) byly nejprve snímky anonymizovány. Následně byly změřeny předem určené plochy manuálně planimetricky na obrazovce. Planimetrické hodnocení se dělalo manuálně obkreslováním sledovaných ploch elektronickým ukazovátkem (myší). Jako příklad jak měření probíhalo, přikládám ukázkou pacienta 1111158 na obrázcích 8 a 9.



Obrázek 8 Měření na AP projekci u pacienta 1111158

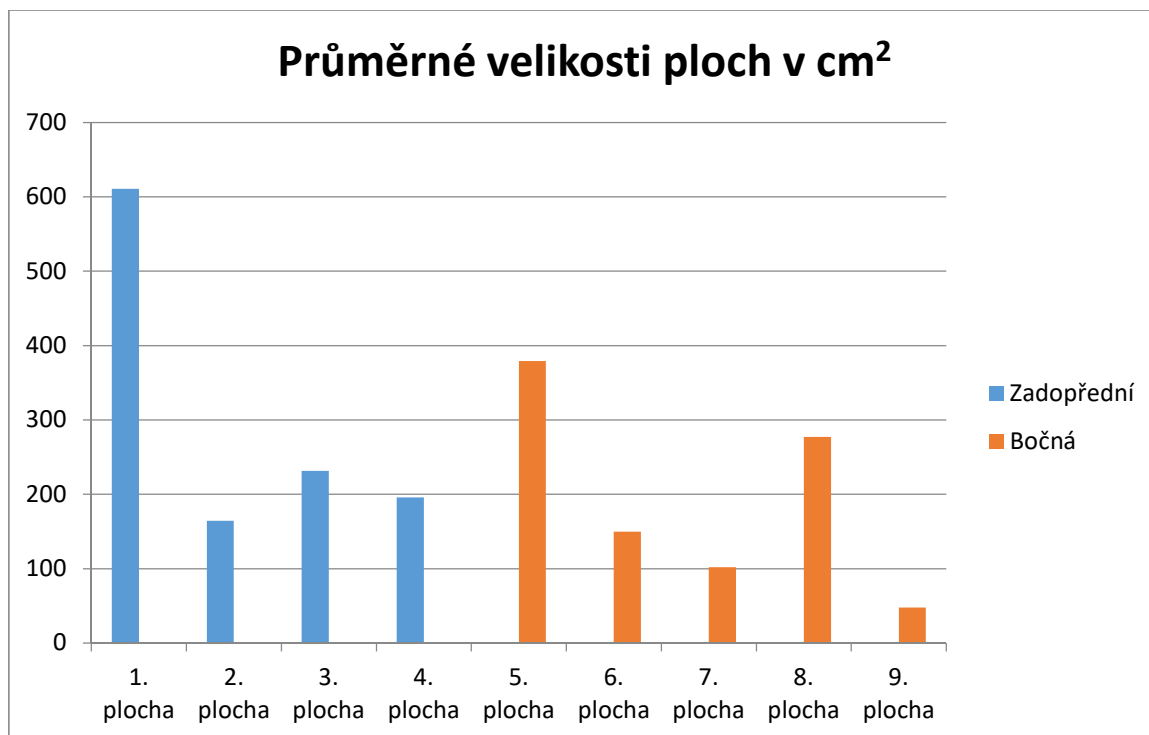


**Obrázek 9 Měření na bočné projekci u pacienta 1111158**

Veškerá získaná data jsou v příloze A a jednotlivé snímky s naměřenými plochami jsou k bakalářské práci přiloženy na kompaktním disku jako příloha B.

Celkově se měřilo 9 ploch (4 na zadopředním snímku a 5 na bočném snímku) (obrázek 10):

- 1. plocha – plicní parenchym včetně srdce, obě plíce jsou propojeny ve výšce hrotů
- 2. plocha – srdce
- 3. plocha – pravá plíce
- 4. plocha – levá plíce
- 5. plocha – plicní parenchym včetně srdce
- 6. plocha – plicní parenchym pod horizontálou včetně srdce
- 7. plocha – srdce
- 8. plocha – plicní parenchym bez srdce
- 9. plocha – plicní parenchym pouze pod horizontálou



**Obrázek 10 Průměrné hodnoty naměřených ploch v cm<sup>2</sup>**

Na zadopředním i bočním snímku srdce zakrývá plicní parenchym shodně, a to průměrně z 27%. Do bočního snímku ještě zasahují játra průměrně z 12,5%.

## 7 DISKUZE

Cílem měření není matematicky a staticky přesně spočítat, jaký je průměr, či rozptyl očekávatelných hodnot, ale poukázat na to, zda by nestálo za zvážení provést přesnější volumetrické měření na základě analýzy CT vyšetření a jeho dvou úvodních topscanů v předozadní a bočné projekci. Z důvodu překrytí velkého podílu plicního parenchymu bránicí a srdcem.

V některých zemích se provádějí standardně zadopřední i bočná projekce, např. ve Spojených státech amerických. Tím by se mohlo předejít častým indikacím k CT hrudníku. Radiolog popisující snímky hrudníku nepřichází do přímého kontaktu s pacientem. Proto neví, zda snímek není správně proveden z důvodu horšího zdravotního stavu pacienta nebo jestli byl nesprávně proveden radiologickým asistentem a odešle pacienta na CT vyšetření.

## **8 ZÁVĚR**

Ve své práci jsem se zaměřila hlavně na správnost provedení skiagramu plic. V teoretické části jsem shrnula všechny potřebné informace, které je potřeba znát pro vykonávání radiodiagnostických vyšetření. Jedná se o vznik rentgenového záření, nebo stavbu radiodiagnostického přístroje. Do práce je také zahrnuta radiační ochrana, která je neméně důležitá.

Ve výzkumné části jsem popsala jednotlivé druhy vyšetření. Popsala jsem důležitost poučení pacienta o správnosti nádechu radiologickým asistentem. Dále jsem se věnovala měření předem stanovených ploch na skiagramech plic. A výsledky jsem zhodnotila v diskuzi.

## 9 POUŽITÁ LITERATURA

- AHMAD, Naveed.** *Mastering AP and lateral positioning for chest x-ray*. In: AuntMinnie.com [online]. 20. 11. 2001 [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: <http://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=ser&sub=def&pag=dis&ItemID=52189>
- CORNE, Jonathan.** *RTG hrudníku, srdce a plic pro praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0776-4.
- ČESKO**, Atomový zákon č. 263/2016 Sb. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2016, částka 102, s. 3938 – 4060. ISSN 1211-1244.
- ČESKO**, Vyhláška č. 422/2016 o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. In: *Sbírka zákonů České republiky*. 2016, částka 172, s. 6618 – 6903. ISSN 1211-1244.
- ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM.** *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0143-X.
- FERDA, J., NOVÁK, M., KREUZBERG, B.**, *Výpočetní tomografie*, 1. vyd. Praha: Galén, Karolinum 2002, 663 s. ISBN 80-7262-172-6 (Galén) ISBN 80-246-0567-8 (Karolinum)
- HUŠÁK, Václav.** *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
- CHUDÁČEK, Zdeněk**, *HRCT plic – technika vyšetření, CT anatomie, základní typy patologických nálezů*, *Medicína pro praxi* [online], 2010, č. 7, Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/06/14.pdf>
- CHUDÁČEK, Zdeněk.** *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.
- NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA.** *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- PETEROVÁ, Věra.** *CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti*. *Medicína pro praxi* [online]. 2010(7). Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>
- Radiology masterclass** [online]. *Radiology masterclass*. Wiltshire, 2017. Dostupné z: <http://www.radiologymasterclass.co.uk/>
- SINGER, Jan a Jindřiška HEŘMANSKÁ.** *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2004. ISBN 80-7040-708-5.
- Státní úřad pro jadernou bezpečnost** [online]. Praha, [b.r.] [cit. 2017-03-18]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz>
- SVOBODA, Milan.** *Základy techniky vyšetřování rentgenem: Učební text pro stř. zdravot. školy obor radiologických laborantů*. 2., dopl. vyd. Praha: Avicenum, 1976. Učebnice pro střední zdravotnické školy.
- ULLMANN, Vojtěch.** *Astronuklfyzika: jaderná a radiační fyzika, nukleární medicína*. [online]. [cit. 2016-10-07]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>

**VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK.** *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty.* 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.

## **10 PŘÍLOHY**

Příloha A – *Titulek přílohy* .....51

Příloha B – *Celkový soubor všech snímků s vyměřenými plochami (na kompaktním disku)*

Příloha A – Vstupní data v cm<sup>2</sup>

		Zadopřední				Bočný					
	ID	1. plocha - celek nad bránicí včetně srdce	2. plocha - srdce	3. plocha - pravá plíce	4. plocha - levá plíce	5. plocha - celé plíce + srdce	6. plocha - parenchym pod horizontálou + srdce	7. plocha - srdce	8. plocha - plocha bez srdce	9. plocha - plocha pod horizontálou bez srdce	Věk
1	12345678	675,8	159,2	264,7	227,4	390,7	145,5	110,4	280,3	38,1	35
2	11111111	454,3	115,0	168,8	150,8	305,3	143,3	106,0	199,3	37,2	36
3	11111112	506,3	128,3	190,0	169,5	322,6	121,8	89,0	233,6	32,8	36
4	11111113	513,4	118,3	203,9	174,0	305,8	128,4	96,2	209,6	32,2	30
5	11111114	534,4	163,8	188,7	163,2	296,5	119,8	70,9	225,6	48,9	43
6	11111115	647,5	163,3	245,1	213,0	386,7	157,4	113,9	272,8	43,5	34
7	11111116	533,7	131,9	199,2	187,5	272,8	78,0	44,8	228,0	33,2	38
8	11111117	539,1	137,4	196,9	188,8	280,5	78,0	42,8	237,7	35,3	38
9	11111118	695,6	158,2	278,8	233,1	405,2	167,8	114,5	290,6	53,2	29
10	11111119	713,9	183,4	278,3	228,6	462,9	184,2	114,9	348,0	69,3	29
11	11111110	763,3	178,8	299,0	266,3	409,9	162,7	123,3	286,7	39,4	29
12	11111120	624,0	139,9	251,1	213,2	357,6	131,7	88,5	269,1	43,3	21
13	11111121	717,1	176,4	268,5	244,4	445,7	133,7	89,8	355,8	43,9	29
14	11111122	551,7	148,3	214,4	171,7	334,0	157,9	103,1	230,9	54,8	28
15	11111123	414,4	137,4	148,9	116,2	223,0	107,5	75,9	147,1	31,7	30
16	11111124	588,4	146,9	241,0	184,0	230,7	88,9	67,6	163,1	21,3	35
17	11111125	576,6	136,4	230,6	193,3	315,2	107,8	55,7	259,5	52,1	20
18	11111126	640,7	161,9	240,0	208,5	384,1	148,9	90,7	293,4	58,2	40
19	11111127	758,9	190,9	291,9	250,1	457,5	171,5	126,8	330,7	44,8	26
20	11111128	475,4	140,6	179,1	140,5	288,6	87,9	61,1	227,5	26,9	84
21	11111129	858,7	240,1	307,9	277,7	497,4	182,0	139,7	357,7	42,3	62
22	11111130	414,5	89,7	165,0	150,9	321,2	115,5	75,6	245,7	39,9	76
23	11111131	556,5	153,1	215,2	172,0	420,6	182,3	90,2	330,4	92,1	66
24	11111132	579,0	135,4	231,5	191,0	388,5	166,2	109,2	279,3	56,9	22
25	11111133	541,0	156,6	220,4	147,5	331,2	124,7	108,1	223,1	16,6	35
26	11111134	616,7	176,1	230,0	194,9	453,3	190,0	134,3	319,1	55,8	60
27	11111135	651,0	181,3	239,8	213,4	372,5	161,9	112,1	260,4	49,8	65
28	11111136	554,5	203,5	173,5	168,1	418,3	180,1	144,3	274,1	35,8	59
29	11111137	600,0	183,5	225,7	172,7	435,0	192,6	109,6	325,4	83,0	43
30	11111138	760,3	251,3	288,6	196,5	503,1	177,8	148,2	354,8	29,6	77
31	11111139	554,2	195,9	201,6	138,4	343,6	157,8	122,4	221,2	35,3	66
32	11111140	698,0	180,5	274,5	217,2	317,3	113,5	90,5	226,9	23,1	39
33	11111141	589,5	199,9	217,9	152,7	438,1	154,0	89,0	349,1	65,0	66
34	11111142	679,8	200,4	248,0	205,2	519,4	151,2	106,6	412,8	44,6	76
35	11111143	659,5	169,1	233,3	234,0	439,5	158,8	116,7	322,8	42,1	71

		Zadopřední				Bočný					
	ID	1. plocha - celek nad bránicí včetně srdce	2. plocha srdce	3. plocha - pravá plíce	4. plocha - levá plíce	5. plocha - celé plíce + srdce	6. plocha - parenchym pod horizontálou + srdce	7. plocha - srdce	8. plocha - plocha bez srdce	9. plocha - plocha pod horizontálou bez srdce	Věk
36	11111144	846,7	226,6	349,4	251,8	403,2	169,0	142,1	261,1	26,9	41
37	11111145	630,9	183,6	221,3	204,4	458,6	243,2	142,4	316,2	100,8	63
38	11111146	490,6	130,2	178,8	169,6	393,7	172,5	106,1	287,6	66,4	60
39	11111147	639,3	169,4	234,7	220,2	405,1	140,2	117,3	287,8	22,9	60
40	11111148	645,3	141,3	264,3	215,4	372,2	110,8	73,4	298,9	37,4	37
41	11111149	559,3	157,2	204,3	184,1	353,3	156,9	98,3	255,0	58,6	52
42	11111150	556,9	143,8	212,4	186,3	228,7	156,0	103,5	125,2	52,6	77
43	11111151	732,9	171,9	270,6	271,5	414,3	135,4	79,1	335,3	56,3	30
44	11111152	562,1	141,1	217,3	181,1	455,4	185,0	105,4	350,0	79,7	46
45	11111153	677,7	189,5	257,3	221,7	444,4	186,4	124,5	319,9	61,9	37
46	11111154	535,8	147,7	205,4	170,6	384,6	198,5	125,7	258,9	72,8	50
47	11111155	592,5	179,2	205,8	187,9	409,6	163,3	107,2	302,3	56,1	80
48	11111156	510,6	143,7	197,4	150,4	353,1	148,4	74,9	278,2	73,4	49
49	11111157	695,7	200,4	267,2	210,8	421,4	144,3	112,9	308,5	31,4	59
50	11111158	633,3	171,1	234,7	214,3	398,5	143,4	112,3	286,1	31,0	44
	<b>Průměr</b>	<b>610,9</b>	<b>164,6</b>	<b>231,5</b>	<b>195,9</b>	<b>379,4</b>	<b>149,7</b>	<b>102,1</b>	<b>277,3</b>	<b>47,6</b>	<b>47</b>