



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Sciences

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

**Mobilní RTG přístroje**

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Studijní program: **SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

**Autor:** Martina Štenclová

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

České Budějovice 2018

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou/diplomovou práci s názvem „Mobilní RTG přístroje“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, 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 bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 30. 4. 2018 .....

### **Poděkování**

Děkuji své vedoucí práce Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické, Ph.D. za cenné rady a odborné vedení při zpracovávání mé bakalářské práce. Děkuji Ing. Antonínu Kouckému za poskytnutí tabulek pro výpočty a zpracování metodické části této práce, za jeho velké znalosti v oboru, korekci, rady a postřehy. Děkuji za jeho trpělivost a čas, který mi věnoval. Děkuji svým přátelům manželům Ing. Báře Ječmenové a Mgr. Janu Ječmenovi za pomoc při tvorbě grafů, tabulek a při finální grafické úpravě mé bakalářské práce.

# Mobilní RTG přístroje

## Abstrakt

Předmětem této bakalářské práce bylo porovnat užití dávky snímků plic mezi dvěma různými typy mobilních RTG přístrojů a jedním stacionárním RTG přístrojem. Důvodem bylo zjistit, na kolik jsou dávky na pojízdných přístrojích srovnatelné s dávkami na stacionárním přístroji.

Teoretická část je zaměřena na vznik a vlastnosti RTG záření, na technické parametry pro vznik kvalitního RTG obrazu a jsou zmíněny důležité veličiny pro výpočet dávek. Další část je věnována problematice radiační ochrany, přináší náhled na problematiku vlivu ionizujícího záření na živý organismus, přehled základních principů a limitů radiační ochrany, které by neměly být překročeny. V neposlední řadě je zde uveden stručný přehled mobilních RTG přístrojů, základní RTG projekce pro snímek plic a jeho indikace a hodnocení.

Praktická část se zaměřuje na výpočty vstupní povrchové kermy snímku plic a porovnávání mezi dvěma typy mobilních RTG přístrojů s nepřímou digitalizací se stacionárním RTG přístrojem s přímou digitalizací. K tomuto účelu byli vybráni pacienti z let 2015, 2016 a 2017 z krajské zdravotní nemocnice města Děčín. První část grafů porovnává dávky vždy mezi dvěma typy přístrojů – mobilního a stacionárního a vstupní povrchová kerma je uvedena v  $\mu\text{Gy}$ . Druhá část grafů pak srovnává všechny tři rentgenové přístroje a vstupní povrchová kerma je uvedena v mGy, tedy jednotkách, v kterých jsou stanoveny Národní diagnostické referenční úrovně.

**Klíčová slova:** mobilní RTG přístroj; stacionární RTG přístroj; vstupní povrchová kerma

# Mobile X- ray machines

## Abstract

Subject of this bachelor thesis was to compare the used doses of lungs X-ray images among two different types of the mobile X-ray machines and one stationary X-ray machine. The aim was to find out how the doses of the mobile appliances are comparable to the doses of the stationary appliance.

The theoretical part is focused on the development and features of an X-ray appliance, on the technical parameters to get a high-quality X-ray image, and there are mentioned the important variables for dose counting. Another part is dedicated to the problems of the radiation protection it provides a preview of the issues of the influence of ionizing radiation on a live organism, an overview of the basic principles and limits of the radiation protection which should not be exceeded. Last but not the least, there is introduced a brief summary of the mobile X-ray machines, mentioned basic X-ray projections of lungs X-ray image and its identifications.

The practical part focuses on the calculation of the entrance surface air Kerma of lungs X-ray image and on the comparison between the two types of the mobile X-ray machines with the indirect digitisation with the stationary X-ray appliance with the direct digitisation. For this purpose, patients, of years 2015, 2016 and 2017, from the regional hospital in Děčín were chosen. The first part of graphs compares the doses of two types of appliances – mobile and stationary; and the entrance surface air Kerma is shown in  $\mu\text{Gy}$ . The second part of graphs compares all three X-ray appliances and the entrance surface air Kerma is shown in mGy, i.e. units in which a dose is determined by the National diagnostical reference level.

**Key words:** mobile X-ray machine; stationary X-ray machine; entrance surface air Kerma

## Obsah

<b>ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>1 SOUČASNÝ STAV</b> .....	<b>10</b>
1.1 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ .....	10
1.1.1 RTG lampa.....	11
1.1.2 Vlastnosti RTG záření.....	14
1.1.3 Filtrace, primární clony a sekundární clony u RTG záření.....	18
1.1.4 Kvalita RTG obrazu .....	19
1.1.5 Digitalizace v radiodiagnostice .....	20
1.1.6 Rozdělení zdrojů ionizujícího záření.....	21
1.2 RADIAČNÍ OCHRANA V RADIODIAGNOSTICE.....	23
1.2.1 Veličiny a jednotky radiační ochrany .....	24
1.2.2 Základní principy radiační ochrany .....	26
1.3 ZÁKLADNÍ ZOBRAZOVACÍ DIAGNOSTIKA SNÍMKU PLIC U MOBILNÍCH A STACIONÁRNÍCH RTG PŘÍSTROJŮ .....	29
1.3.1 Základní projekce snímku plic .....	30
1.3.2 Indikace RTG snímku plic.....	32
1.3.3 Hodnocení RTG snímku plic .....	32
1.4 STRUČNÝ PŘEHLED A VÝZNAM MOBILNÍCH RTG PŘÍSTROJŮ.....	34
1.4.1 Mobilní RTG přístroje k lůžkům .....	34
1.4.2 Mobilní RTG přístroje C – ramena.....	35
1.4.3 Požadavky a obsluha mobilních RTG přístrojů.....	36
1.4.4 Základní způsoby radiační ochrany u mobilních RTG přístrojů .....	37
<b>2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA</b> .....	<b>39</b>
2.1 CÍL PRÁCE.....	39
2.2 HYPOTÉZA PRÁCE .....	39
<b>3 METODIKA</b> .....	<b>40</b>
3.1 PŘEHLED MĚŘENÝCH PŘÍSTROJŮ .....	41

3.2	MĚŘENÍ PRO VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ .....	44
<b>4</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>46</b>
4.1	VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ V $\mu$ GY ZA ROK 2015.....	47
4.2	VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ $\mu$ GY ZA ROK 2016.....	51
4.3	VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ V $\mu$ GY ZA ROK 2017.....	55
4.4	VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ V MGY ZA ROK 2015 .....	60
4.5	VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ V MGY ZA ROK 2016 .....	62
4.6	VÝPOČET VSTUPNÍ POVRCHOVÉ KERMY $K_E$ V MGY ZA ROK 2017 .....	64
<b>5</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>67</b>
<b>6</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>69</b>
<b>7</b>	<b>SEZNAM ZDROJŮ .....</b>	<b>70</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>73</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>74</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM TABULEK.....</b>	<b>75</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM GRAFŮ .....</b>	<b>76</b>

## Úvod

Od objevu paprsků X uznávaným německým fyzikem s holandskými předky Wilhelmem Conradem Röntgenem (1845 – 1923) v listopadu 1895 prošla radiologie obrovským vývojem. V roce 1901 získal Nobelovu cenu za fyziku a paprsky X byly pojmenovány po svém objeviteli rentgenové paprsky.

(Bureš, 2002)

Postupem času se obor radiologie rozvětvil na dva samostatné podobory: radiodiagnostika, při které se ionizující záření používá především k diagnostice chorob a radioterapie, kde se ionizující záření využívá k terapeutickým účelům. Dnešní moderní medicína by si již neuměla představit diagnostikovat či léčit bez užití ionizujícího záření.

(Mahesh, 2013)

Za posledních sto let se od zobrazovacích technik pomocí filmových materiálů přešlo k nepřímé a přímé digitalizaci, při které výrazně stoupla rozlišovací schopnost a kvalita rentgenových snímků.

Ačkoliv Ministerstvem zdravotnictví ČR je doporučeno užívat tvrdé snímkové techniky s užitím nad 100 kV za účelem snížení radiační zátěže pro pacienta, jsou situace, kdy je nutné použít měkké snímkové techniky s nižším napětím. A to především u mobilních RTG přístrojů, ať již skiagrafických či skiagraficko-skiaskopických. Staly se nedílnou součástí radiodiagnostických oddělení a používají se především při snímkování pacientů u lůžka, kteří z vážných zdravotních důvodů nejsou schopni převozu na RDG oddělení. Snímek na lůžku má tedy své opodstatnění. Jsou to především pacienti oddělení ARO nebo JIP. Široké uplatnění pak mobilní RTG přístroje nachází na operačních sálech, zubních či veterinárních zařízeních nebo v oboru defektoskopie.

Cílem práce bude zjistit, zda jsou naměřené dávky u nativního rentgenového snímku plic při snímkování mobilními RTG přístroji u lůžka srovnatelné s naměřenými dávkami u nativního snímku plic na stacionárním RTG přístroji na snímkovně a zda



nepřekračují Národní diagnostickou referenční úroveň pro snímek plic 0,3  $\mu$ Gy, stanovenou vyhláškou č. 422/2016 Sb.

# 1 Současný stav

## 1.1 Rentgenové záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění, které se šíří rychlostí 300 000 km/s, vlnová délka je  $10^{-9}$  až  $10^{-11}$  metru. RTG záření je propustné hmotou, vzduchem i vakuem a jeho intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Šíří se přímočaře a má stejný charakter s kosmickým zářením, ale menší vlnovou délku.

(Ullmann)

Kosmické záření je nepřetržitý proud částic o vysokých energiích, které k nám přicházejí z kosmického prostoru. Tvoří proud vysokoenergetických protonů (asi 89 %) a alfa částic (asi 9 %). Zbývající 2 % tvoří elektrony, pozitrony, jádra jiných atomů a jiné částice. Primární částice kosmického záření totiž v atmosféře neproniknou do větších hloubek než asi 15 až 12 km. Sekundární kosmické záření tvořené především piony, miony a gama částicemi vzniká jako důsledek srážek primárního kosmického záření s molekulami zemské atmosféry. Ta společně s magnetosférou funguje jako vcelku spolehlivý štít před kosmickým zářením.



Obrázek 1. 1 Kosmické záření

(Hálová, 2017)

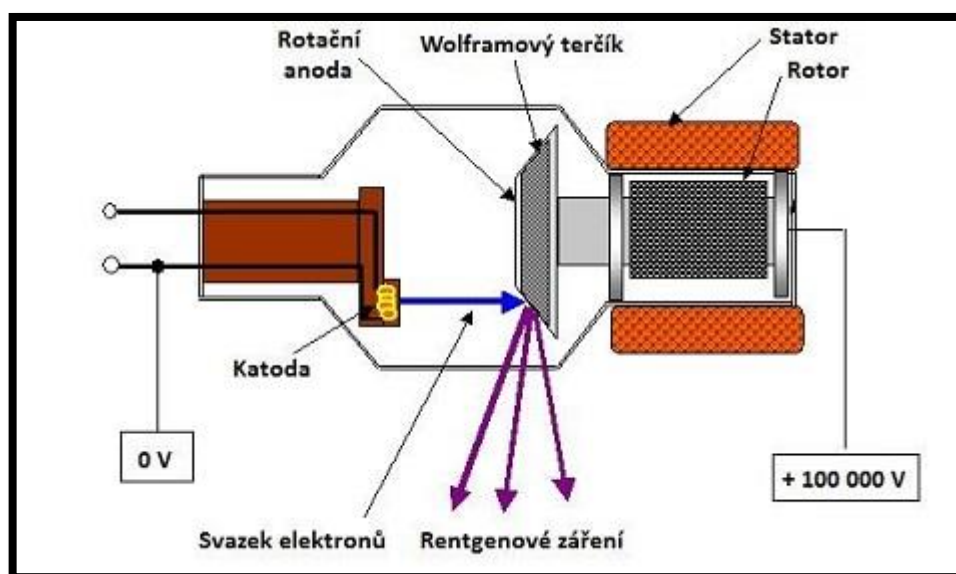
Uvnitř naší sluneční soustavy je zdrojem primárního kosmického záření Slunce, u kterého se projevují 27 denní, roční a 11leté variace intenzity. Dalšími zdroji kosmického záření jsou galaxie, rozsáhlé oblaky plynu v rádiových galaxiích, nebo obří bubliny horkého plynu okolo hvězdných asociací, v kterých dochází díky opakovaným

interakcím k postupnému urychlování částic. Tento mechanismus urychlování popsal již roku 1949 známý italský fyzik Enrico Fermi.

(Houser, 2017)

### 1.1.1 RTG lampa

Umělým zdrojem RTG záření je RTG lampa neboli rentgenka.



Obrázek 1. 2 Schéma RTG lampy

(Mudruňka, 2010)

#### Funkce rentgenky

Rentgenka pracuje na principu vzniku záření prudkým zabrzděním elektronů o vysoké kinetické energii (elektrony mají ve všech atomech stejnou hmotnost). Nejprve dojde při rozžhavení katody k emisi elektronů, vložením napětí od 10 do 200 kV mezi anodu a katodu – se elektrony kolem katody dají do pohybu směrem k anodě a po jejich nárazu na anodu se kinetická energie mění zhruba na 1 % záření X (99 % se mění v teplo). 1 % elektronů pronikne až ke slupce K či L v obalu jádra nebo jádru atomů wolframu (tvořícího anodu) a dá vznik záření X. Rychlost elektronů je při asi 100 kV = 165 km/h. Čím větší je energie, tím kratší je vlnová délka rentgenového záření.

Při dopadu vniká **brzdné záření** a **charakteristické záření**.

(Seidl, 2012)

### **Brzdné záření**

Vzniká zpomalením letícího elektronu blízko jádra atomu anody a nastává buď jednostupňově (najednou) či postupně v několika atomech. Jednostupňové záření má zabrzděním nejkratší vlnovou délku, tedy zabrzdění má „hraniční“ vlnovou délku a vypočítá se podle Duan – Huntchova zákona, kdy  $\lambda = 1,24 / V$  (kV).

Například: Při napětí 50 kV bude délka hraničního záření 0,25 Angströmu. Brzdné záření je směsí různých vlnových délek, jelikož urychlení elektronů není stále stejné, ale kolísá, protože napětí na katodě neustále pulzuje.

(Chudáček, 1995)

### **Charakteristické záření**

Toto záření tvoří jen některé vlnové délky a vzniká tak, že letící elektron vyrazí z elektronového obalu ze slupky K či L atomu anody elektron. Na vzniklé uvolněné místo přeskóčí elektron ze vzdálené slupky, kde energie E je vyšší než na slupkách bližších jádru a uvolní se přebytek E ve formě záření X. Nazývá se charakteristickým zářením proto, poněvadž závisí na materiálu, ze kterého je vyrobeno ohnisko anody rentgenky. Ohnisko anody je to místo, kam dopadá většina elektronů uvolněných z katody.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

### **Primární záření**

Vzniká nárazem elektronů na ohnisko anody a nazýváme jej užitečný svazek záření. Záření, které vzniká mimo ohnisko, nazýváme mimoohniskové neboli extrafokální. Pokud jde současně i nevhodným směrem spolu s extrafokálním tvoří tzv. rušivé záření. Užitečný svazek záření má tvar kužele. Vlnění probíhající v ose kužele pak nazýváme centrální paprsek.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

### **Sekundární záření**

Vzniká ve hmotě ozářené primárním zářením. Část sekundárního záření neprobíhá ve směru primárního svazku, ale probíhá do všech stran, což znamená, že po dobu záření, sekundární záření vychází z objektu všemi směry. Rozptylové záření je pak takové záření, při kterém sekundární záření nemíří ve směru primárního svazku.

Sekundární záření zhoršuje ostrost i kontrast obrazu a ohrožuje osoby, které stojí blízko k vyšetřovanému objektu. Vzniká tím více, čím větší použijeme napětí na katodě.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

**Tvrdé záření** – je vhodná především u snímků plic. Využívá se napětí vyšší než 100 kV, což umožňuje krátké expozice, šetří rentgenku a hlavně snižuje radiační zátěž na kůži.

(Navrátil, 2000)

**Měkké záření** – uplatňuje se zejména při mamografii a snímkování jiných měkkých tkání. Užívá napětí do 45 kV.

(Navrátil, 2000)

## 1.1.2 Vlastnosti RTG záření

Jak již bylo zmíněno, vlastnosti rtg záření neboli elektromagnetického vlnění jsou:

### A) Průnik hmotou

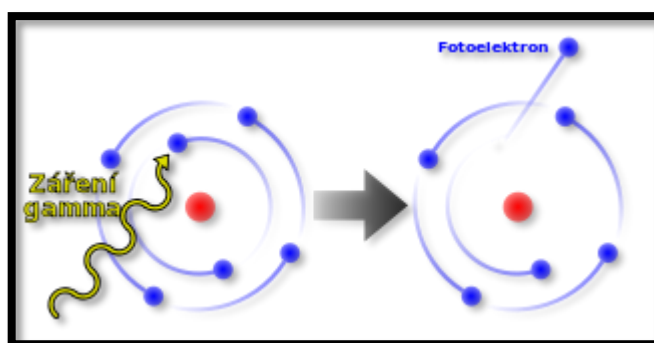
Po průchodu je zeslabováno. Na zeslabování se podílí absorpce, rozptyl a tvorba elektronových párů.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

#### 1) Absorpce

Vysvětluje se fotoefektem. Při něm foton narazí na některý oběhový elektron atomu a předá mu veškerou energii a zaniká. Elektron, na který foton narazil, vylétne mimo svou slupku. Pokud vylétne mimo silové pole atomu, dochází k ionizaci (viz dále). Pokud zůstane v silovém poli atomu, dostane se do vybuzeného stavu. Při návratu z vybuzeného stavu do klidového se vyzáří energie. Čím vyšší je slupka, na kterou byl elektron vybuzen, tím větší je vyzářená energie. Což znamená, že při absorpci vzniká sekundární záření.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)



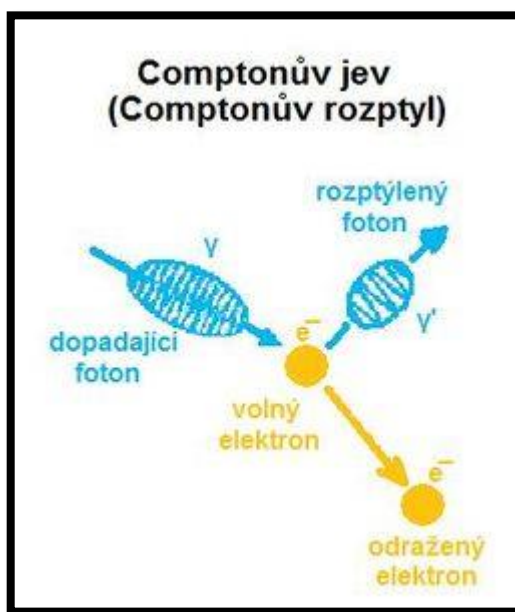
Obrázek 1. 3 Fotoelektrický jev

(WikiSkripta, 2018)

## 2) Rozptyl

Dělíme na klasický a Comptonův. Klasický rozptyl se vyznačuje tím, že dojde ke srážce rentgenového kvanta s obíhajícím elektronem. Kvantum záření se vychýlí z původního směru, ale neztratí při tom žádnou energii a ani elektron se nevychýlí z jeho dráhy. Comptonův rozptyl se vyznačuje tím, že při srážce kvanta záření (fotonu) s elektronem se foton vychýlí z původního směru a při tom ztratí část své energie, pak pokračuje jako foton o větší vlnové délce. Zasažený elektron je vyražen ze své oběhové dráhy na druhou stranu, než je vychýlený foton. Při obou typech rozptylu vzniklé sekundární záření získává různé směry. Pokud má primární záření krátkou vlnovou délku, vzniká více sekundárního záření.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012; Radiobiologie, 2010)



Obrázek 1. 4 Comptonův jev

(WikiSkripta, 2018)

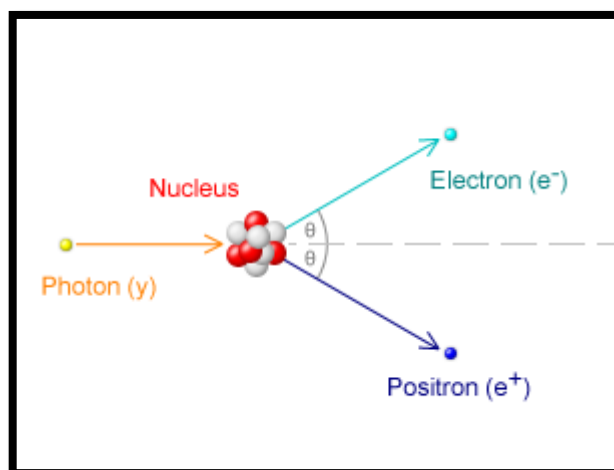
## 3) Tvorba elektron - pozitronových párů

Vznik páru elektron – pozitron nastává při průletu fotonu v dosahu coulombovské síly jádra atomu. Energie fotonu je využita na vznik páru elektron – pozitron. Pro vznik

těchto dvou částic je potřeba energie 1,02 MeV (což je energetický ekvivalent dvou klidových hmotností elektronu).

Vzniká jen při užití velmi tvrdého rentgenového záření (tisíce kV). Atomové jádro pak musí být schopné převzít část energie fotonu. Vzniklý elektron a pozitron ztrácí svou energii interakcí s okolním prostředím ionizací a excitací. Častěji se pak pozitron spojí s elektronem za procesu anihilace a vyzáří při tom dvě kvanta energie o velikosti 511 keV, které se pohybují opačným směrem. U rentgenového záření se prakticky nevyskytuje.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)



Obrázek 1. 5 Elektron - pozitronový pár

(WikiSkripta, 2015)

## B) Luminiscenční efekt rtg záření

Se vyznačuje tím, že při dopadu na některé látky vyvolává jejich světélkování. Rozlišujeme dvojí: fluorescenci a fosforescenci. Fluorescence je stav, kdy látka světélkuje jen při dopadu krátkovlnného záření. Fosforescence je pak jev, kdy látka světélkuje ještě nějakou dobu po dopadu záření. Látky, které jsou schopné světélkovat, nazýváme luminifory (např. jodid cesia, wolfram vápenatý, sirník zinku nebo kysličníky vzácných zemin). Při luminiscenci vyrazí kvantum záření elektron z oběhové slupky na některou slupku, která je blíže k jádru, přičemž se uvolní energie. Přeskoky probíhají na



zevních drahách, proto se energie vyzáří v podobě světla, která má delší vlnovou délku než má rtg záření.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

### **C) Fotochemický efekt rtg záření**

Působení rtg záření na halogenidy stříbra (hlavně AgBr a JBr) uvolňuje jejich vzájemnou vazbu. Jont stříbra a jont bromu se mění v neutrální atom stříbra a bromu. Takto vzniklé atomy jsou schopné vyvolání.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

### **D) Ionizace**

Stav, kdy dopadem rtg kvanta dojde k vyrazení elektronu mimo atom a poruší se elektrická rovnováha atomu. Uvolněné elektrony se mohou pak srazit s dalšími neutrálními elektrony a předat jim část své energie. Tímto způsobem dochází k další ionizaci, při které vznikají sekundární elektrony.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

### **E) Biologický efekt**

Biologickým účinkem RTG záření, deterministickými a stochastickými účinky ionizujícího záření na živou hmotu se zabývá vědní obor radiobiologie. RTG záření je pro živý organismus ve větších dávkách škodlivý a může způsobit poškození buněk. Působí-li na biolog. materiál, dochází k absorpci ionizujících částic, které je příčinou vyrazení elektronů u jejich orbit a tvorbou negativně nabitých aniontů. Ionizované části molekul se stávají vysoce reaktivní a vedou k řadě chemických reakcí, které mohou způsobit smrt buňky, nebo změnit genetickou informaci.

(Chudáček, 1995; Seidl, 2012)

Na druhé straně může být RTG záření využíváno při léčbě (radioterapie).

Jednotkou dávkového ekvivalentu ionizujícího záření (dále IZ) je Sievert. Jeden Sievert (Sv) je taková absorbovaná dávka, která při jakémkoliv typu IZ vyvolá v organické hmotě stejný biologický účinek. (Seidl, 2012)

### 1.1.3 Filtrace, primární clony a sekundární clony u RTG záření

Filtrace upravuje již vzniklé záření. Měkké záření o delších vlnových délkách a nízkých energiích fotonů nemá v diagnostice velký význam. Většina se absorbuje již v kůži a způsobuje nežádoucí radiační zátěž pacienta. Filtrací se absorbují fotony s nízkou energií, přičemž tvrdší složka rentgenového záření prochází dále. Vlastní filtraci rentgenového zdroje poskytuje samotná skleněná baňka rentgenky, okénko krytu rentgenky a chladicí olej. Vlastní filtrace je nízká a proto se doplňuje přídatnou filtrací, pro kterou se používá hliníková nebo měděná destička o tloušťce 1,5 – 4 mm, která se vkládá do cesty záření. (Seidl, 2012)

#### **Primární clony**

Určují geometrické vymezení svazku RTG záření zasahující jen vymezenou vyšetřovanou oblast.

#### **Sekundární clony**

Sekundární clona se vkládá buď ručně mezi pacienta a záznamové medium (film, detekční panel) nebo je zabudovaná jako součást RTG přístroje. Jsou známy 3 typy sekundárních clon.

- Bucky – Potterova clona – sbíhavá fokusovaná
- Lysholmova clona – paralelní jemná
- Smithova clona – ultra jemná

Clony jsou tvořeny rovnoběžnými absorpčními lamelami (olověnými pásy), které svými přepážkami propouštějí pouze primární záření prošlé ve směru původního primárního svazku, zatímco sekundární (Comptonovy) rozptýlené fotony, které se pohybují jinými směry, jsou pohlcovány v přepážkách.

Zlepšení kontrastu RTG obrazu dosáhneme potlačením právě tohoto sekundárního záření.

Nejčastěji používaná sekundární clona je Bucky – Potterova clona, která má přibližně 1 mm silné přepážky. Aby se zabránilo promítnutí lamel do RTG obrazu a nezpůsobovaly artefakty, je nutné, aby se během expozice pohybovaly.

(Seidl, 2012)

#### 1.1.4 Kvalita RTG obrazu

##### **Ostrost a rozlišovací schopnost**

Ostrost závisí na velikosti (rozměru) dopadového ohniska. V klasické RTG diagnostice se užívá velikost ohniska  $0,5 \pm 2$  mm. Rozlišovací schopnost je definována jako nejmenší vzdálenost dvou bodových objektů, při níž se ještě zobrazí jako dvě oddělené struktury a pohybuje se právě kolem 0,5 – 2 mm. Rozlišovací schopnost může být zhoršena pohybovou či dechovou neostrostí. (Seidl, 2012; Ullmann)

##### **Kontrast zobrazení**

Gradient zobrazení rozdílů v absorpci RTG záření pomocí stupnice šedi.

##### **Počet fotonů v obrazu, expozice**

Pro získání kvalitního snímku je potřeba optimální počet fotonů RTG záření. Pokud jich je nedostatek, hovoříme o snímku podexponovaném. Pokud máme nadbytek, pak je snímek přexponovaný. Celkový počet fotonů pro expozici daného snímku se nastavuje pomocí součinu proudu nastaveného na rentgence (kV) a expozičního času (mAs).

(Seidl, 2012)

##### **Artefakty**

Pro optimalizaci RTG diagnostiky je potřeba nastavit vhodné parametry – anodové napětí a anodový proud. Anodové napětí určuje maximální i střední energii fotonů výsledného RTG záření – jeho tzv. tvrdost. V praxi se pohybuje v širokém rozmezí od cca 20 kV do 200 kV. Anodový proud protéká rentgenkou a určuje intenzitu RTG záření emitovaného rentgenkou. Reguluje se změnou žhavení katody. Při vyšším žhavení vlákna katody je emitováno více elektronů, rentgenkou protéká vyšší proud a je

vyzařována vyšší intenzita RTG záření. Průměrný proud se pohybuje v rozmezí jednotek mA až asi 200 mA. Celkové množství fotonů RTG záření (expozice) určuje kvalitu snímků a též radiační zátěž pro pacienta.

(Seidl, 2012)

### 1.1.5 Digitalizace v radiodiagnostice

Posledních 100 let byla radiologie založena na analogovém principu. Používaly se rentgenové filmy s emulzí bromidu stříbrného, které se vkládaly do speciálních kazet se zesilovací fólií. Po osnímkování se filmy zpracovávaly a vyvolávaly chemickou cestou. Za poslední desetiletí dochází k velkému rozvoji digitalizace a lze předpokládat, že klasický vyvolávací proces u filmů najdeme již jen na malých radiodiagnostických pracovištích.

(Vomáčka a kol., 2015, Seidl, 2012)

#### **Princip digitalizace**

Elektromagnetické záření se při digitalizaci mění na elektrický proud, který je poté převeden na binární systém. Digitální obraz se tvoří v jednotlivých obrazových pixelech – jednotkách, kde je každé jednotce přiřazen stupeň šedi a souřadnice.

Rozlišovací schopnost obrazu je pak dána množstvím pixelů na  $\text{cm}^2$ . S rostoucím počtem pixelů roste rozlišení obrazu. Snímky plic kladou nejvyšší nároky na rozlišovací schopnost a vyžadují 4096 x 4096 pixelů.

(Vomáčka a kol., 2015, Seidl, 2012)

#### **Nepřímá digitalizace CR (computed radiography)**

Používají se paměťové fólie (CR plate), které jsou velikostí i formátem stejné jako běžné rentgenové kazety (18x24 cm, 24x32 cm, 35x35 cm, 43x35 cm). Fólie obsahuje vrstvu mikrokystalů luminoforu buď CsJ, nebo halogenidy barya (F a Cl) obohacených europiem.

(Vomáčka a kol., 2015)

U paměťových fólií se uplatňuje zvláštní typ fotoefektu – tzv. stimulovaná fotoemise. Fotoefekt se zastaví ve fázi, kdy se vybuzený elektron nemůže vrátit zpět a vzniká elektronová díra a tím elektronový latentní obraz.

Po expozici se paměťová fólie vkládá do digitizéru (čtečky). Ozářením červeným laserem (tepelná fotostimulace) se vybuzené elektrony vracejí na své původní místo na orbitě, přičemž se uvolní přebytečná energie, která je charakterizována jako viditelné (většinou modré) záření. Záření přechází fotonásobič, který vzniklý proud elektronů zesiluje, posílá na analogo – digitální převodník (A/D převodník), kde se mění elektrický analogový signál na digitální informace.

Intenzivním světlem je pak fólie vymazána a může být znova použita.

(Vomáčka a kol., 2015, Seidl, 2012)

### **Přímá digitalizace DR (direct radiography)**

Principem přímé digitalizace je, že místo paměťových fólií využíváme speciální desky (flat – panel) tvořené maticí světlocitlivých polovodičových prvků/pixelů uložených na scintilační vrstvě CsJ. Každé jedno políčko představuje budoucí elementární bod. Podle druhu materiálu polovodičů rozlišujeme panel s přímou konverzí a-Se (amorfní selen) a nepřímou konverzí a-Si (amorfní křemík).

U DR přístrojů je nevýhodou vysoká pořizovací cena, nicméně je vyvážena kvalitou digitálních snímků a možností dalšího postprocessingu, nižším použitím dávky záření a hlavně rychlostí, kterou získáme potřebný obraz a to již během několika vteřin. Jsou využívány jak pro klasickou skiografii, tak i pro skiaskopii, ale též jsou již dostupné přenosné flat – panely, které se dají připojit na pojízdne přístroje.

(Vomáčka a kol., 2015, Seidl, 2012)

### **1.1.6 Rozdělení zdrojů ionizujícího záření**

Zdroje IZ se klasifikují vzestupně dle závažnosti ohrožení životního prostředí a lidského zdraví:

### **Nevýznamné zdroje**

- Elektrické zařízení emitující IZ – kde napětí nepřevyšuje 5 kV
- Katodová trubice – napětí nepřevyšuje 30 kV a příkon dávkového ekvivalentu ve vzdálenosti 0,1 m od povrchu nepřesahuje 1 $\mu$ Sv/h
- Uzavřený radionuklidový zářič
- Radioaktivní látka – u které zaprvé – součet podílů aktivit radionuklidů a příslušných zprošťovacích úrovní aktivity není větší než 1, nebo zadruhé – součet podílů hmotnostních aktivit radionuklidů a příslušných zprošťovacích úrovní hmotnostní aktivity
- Materiál kontaminovaný radionuklidy

(vyhláška č. 422/2016 Sb.)

### **Drobné zdroje**

- Generátory záření – které nepatří mezi nevýznamné zdroje, ale platí pro ně stejné podmínky jako pro nevýznamné zdroje vyjma míst přístupných rukám, kde smí příkon dávkového ekvivalentu dosahovat 250  $\mu$ Sv/h
- Uzavřený radionuklidový zářič – takový, který nepatří mezi nevýznamné zdroje

(vyhláška č. 422/2016 Sb.)

### **Jednoduché zdroje**

- Zubní rentgen
- Kostní denzitometr
- Kabinové rentgenové zařízení

(vyhláška č. 422/2016 Sb.)

### **Významné zdroje**

- Generátor záření – který je určený k radioterapii a radiodiagnostice (skiagrafické, skiagraficko-skiaskopické přístroje, skiaskopické sklopné stěny, pojízdné rentgenové přístroje) kromě výše zmíněných jednoduchých zdrojů IZ
- Urychlovače částic

- Zařízení obsahující uzavřený radionuklidový zdroj určený k radioterapii  
(vyhláška č. 422/2016 Sb.)

### **Velmi významné zdroje**

- Jaderný reaktor  
(vyhláška č. 422/2016 Sb.)

## **1.2 Radiační ochrana v radiodiagnostice**

Již krátce po objevení záření X začal rozvoj radiační ochrany.

Pod termínem radiační ochrana si představme systém organizačních a technických opatření, jehož snahou je zabránit poškození lidského zdraví během manipulace se zdroji ionizujícího záření. Vychází ze základních poznatků o biologických účincích ionizujícího záření a jeho dopadu na živou hmotu.

Principy a přístup radiační ochrany jsou určeny vztahem biologického účinku záření a dávky záření.

Hlavním cílem radiační ochrany je omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na přijatelnou mez a vyloučit vznik deterministických účinků.

(Kuna, 2005; Rosina, 2000; Seidl, 2012)

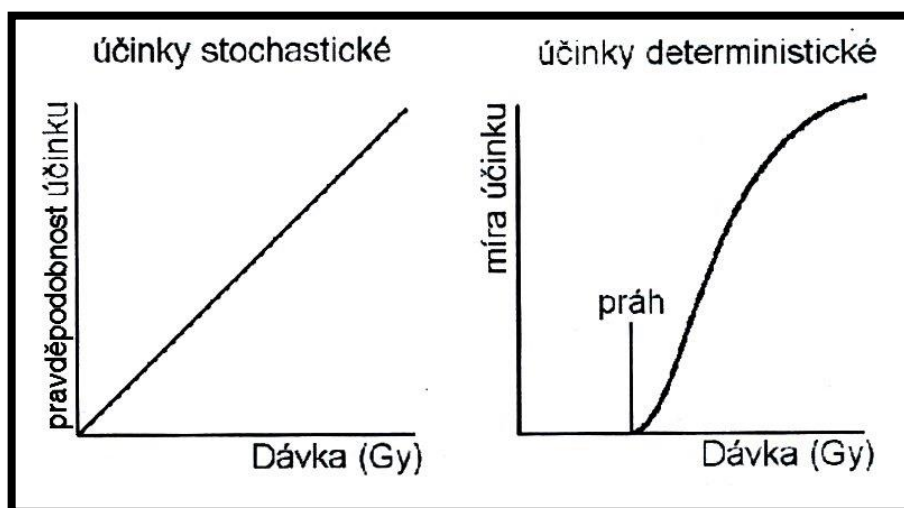
**Deterministické účinky** vznikají zpravidla po velkém jednorázovém zevním ozáření. Jsou to účinky prahové objevující se prakticky ihned po dosažení prahové dávky. Ta je různá pro určité typy tkáně. Deterministické účinky nenastanou, pokud prahová dávka není překročena. Řadí se sem například akutní nemoc z ozáření (ANO) nebo radiační dermatitida.

(Kuna, 2005; Rosina, 2000)

**Stochastické účinky** jsou naopak takové, které prahovou dávku nemají a považují se za náhodné. Mohou vznikat již při velmi malé dávce, přičemž s rostoucí dávkou pak roste

pravděpodobnost somatických změn (vznik zhoubného nádoru), či genetických změn (mutace DNA).

(Kuna, 2005; Rosina, 2000)



Obrázek 1. 6 Účinky stochastické a deterministické

(Rosina, 2000; Kuna, 2005)

### 1.2.1 Veličiny a jednotky radiační ochrany

**Absorbovaná dávka (D)** – dobře měřitelná veličina, která je dána poměrem střední energie  $dE$  předané sdělené látce o hmotnosti  $dm$ :

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Jednotkou je joule na kilogram ( $J \cdot kg^{-1}$ ), tj. Energie 1 joule absorbovaná 1 kilogramem látky, pro který byl stanoven název gray (Gy).

(Hušák a kol., 2009)

**Kerma (K)** – je dána poměrem součtu počátečních kinetických energií  $dE_k$  všech nabitých částic (elektronů a protonů) uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v daném objemu látky o hmotnosti  $dm$ :



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

Jednotkou, stejně jako u absorbované dávky, je gray (Gy).

Kerma představuje energii, která je předána nepřímo ionizujícím zářením nabitým částicím při první srážce.

(Hušák a kol., 2009)

**Vstupní povrchová kerma ( $K_e$ )** – měřená ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu.

Jednotkou je gray (Gy).

(Hušák a kol., 2009)

**Ekvivalentní dávka ( $H_T$ )** – dán součinem radiačního váhového faktoru  $w_R$  a střední absorbované dávky  $D_{TR}$ , kde R zastupuje daný druh ionizujícího záření a T daný orgán či tkáň. Udává míru poškození dané oblasti ve smyslu deterministických účinků:

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

Jednotkou je též  $J \cdot kg^{-1}$ , ale u ekvivalentní dávky ji nazýváme sievert (Sv).

Pro RTG záření, gama a elektrony je radiační váhový faktor  $w_R$  roven 1 – tedy platí, že 1 Gy absorbované dávky je roven 1 Sv ekvivalentní dávky.

(Radiobiologie kap. 1, 2010)

**Efektivní dávka ( $E$ )** – hodnotí míru stochastických účinků a je dána součtem součinů tkáňových váhových faktorů  $w_T$  a ekvivalentní dávky  $H_T$  v orgánech nebo tkáních T, které byly ozářeny:

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

Jednotkou efektivní dávky je sievert.

Tkáňové váhové faktory  $w_T$  vypovídají o radiosenzitivitě jednotlivých tkání a orgánů ke vzniku stochastických účinků a jejich součet je roven 1:

$$\sum w_T \cdot H_T = 1$$

Tabulka 1-1 Označení rizika při ozáření malými dávkami

Dávka	Riziko
Nižší než 0,1 mSv	Zanedbatelné
0,1 – 1 mSv	Minimální
1 – 10 mSv	Velmi nízké
10 – 100 mSv	nízké

(Seidl, 2012)

**Dávkový ekvivalent (H)** - vypočteme jako součin absorbované dávky D a jakostního činitele Q. Q je bezrozměrný jakostní faktor vyjadřující rozdílnou biologickou účinnost, která je variabilní pro různé organické látky a jednotlivé druhy IZ:

$$H = D_T \cdot Q$$

Dovoluje porovnávat biologický účinek různých druhů IZ.

(Hušák a kol., 2009, Seidl, 2012)

### 1.2.2 Základní principy radiační ochrany

Základní principy jako jsou dodržení obecných dávkových limitů, zdůvodnění činností vedoucí k ozáření nebo optimalizace ochrany před zářením byly zavedeny a publikovány v ICRP (Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu) č. 26 [ICRP 1977], dále byly doplněny v publikaci ICRP č. 60 [ICRP 1991] a Základním bezpečnostním standardu BSS [IAEA 1996].

(SÚRO)

**Princip zdůvodnění** – každé vyšetření s použitím ionizujícího záření musí být pečlivě zváženo a rozhodnutí o vyšetření by mělo být komplexní. Jeho přínos musí převažovat rizika pro pacienta s tím spojená a to i náklady a ztráty vynaložené na vyšetření. (vyhláška č. 422/2016 Sb.; Kuna, 2005)

**Princip optimalizace** – je též nazýván principem ALARA („as low as reasonable achievable“). „Cílem je zajistit, aby velikost individuálních dávek, počet ozářených osob

*a pravděpodobnost ozáření osob tam, kde není prakticky jisté, že k němu dojde, byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout z hospodářských a sociálních hledisek“.*

(Kuna, 2005 – cit. 2018-02-22; SÚJB)

Pro získání kvalitního snímku a diagnostické informace používáme co nejnižších dosažitelných dávek záření. Na základě toho byly ustanoveny tzv. diagnostické referenční úrovně (DRÚ), kde doporučené dávky slouží jako standard pro lékařská ozáření. Nicméně aby nebyli lékaři ve svém rozhodnutí o diagnostickém či terapeutickém vyšetření s použitím ionizujícího záření omezováni v neprospěch nemocného, nebyly stanoveny dávkové limity pro lékařská ozáření (viz. Princip nepřekročení limitů).

(vyhláška č. 422/2016 Sb.; Klener, 2000)

Tabulka 1-2 Národní diagnostické referenční úrovně

Typ vyšetření	Projekce	$K_e$ (mAs)
Lebka	PA projekce	<b>2,8</b>
	LAT projekce	<b>2,2</b>
Hrudník	PA projekce	<b>0,3</b>
	LAT projekce	<b>1,1</b>
Krční páteř	AP projekce	<b>1,7</b>
	LAT projekce	<b>1,3</b>
Hrudní páteř	AP projekce	<b>4,4</b>
	LAT projekce	<b>5,7</b>
Bederní páteř	AP projekce	<b>6,2</b>
	LAT projekce	<b>12,0</b>
Břicho	AP projekce	<b>5,2</b>
Pánev	AP projekce	<b>4,5</b>

– pro skiagrafická vyšetření dospělých; pro skupiny standardních pacientů bez ohledu na pohlaví s průměrnou hmotností 70 kg  $\pm$  5 kg s hmotností jednotlivých pacientů v rozmezí 50 – 90 kg.

(příloha č. 22 vyhlášky č. 422/2016 Sb.)

### Vysvětlivky:

**$K_e$**  – vstupní povrchová kerma

**AP** – předozadní projekce

**PA** – zadopřední projekce

**LAT** – bočná projekce

**Princip nepřekročení limitů** – vyhláška č. 422/2016 Sb. stanovuje několik základních limitů, v kterých uvedené celkové dávky záření dle atomového zákona nesmí být za určité časové období překročeny a jejich překročení je nepřípustné. Patří sem mj. limity pro radiační pracovníky, limity pro učně a studenty a limity pro obyvatelstvo – tzv. obecné limity.

(SÚJB)

Tabulka 1-3 Základní limity

Veličiny	Limity		
	obecné	pro radiační pracovníky	pro učně a studenty
Efektivní dávka za rok (mSv)	1	20	6
Efektivní dávka za 5 za sebou následujících let (mSv)	5	100	-
Ekvivalentní dávka v oční čočce za rok (mSv)	15	50	15
Ekvivalentní dávka na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky za rok (mSv)	-	100	-
Průměrná ekvivalentní dávka v 1 cm <sup>2</sup> kůže za rok (mSv)	50	500	150

(vyhláška č. 422/2016 Sb.)

**Princip zajištění bezpečnosti zdrojů** – opatření, která mají za cíl dodržováním stanovených pracovních postupů zamezit vzniku nehod, které by mohly vést ke zvýšenému ozáření. Každý zdroj ionizujícího záření musí být před jeho uvedením do činnosti schválen SÚJB (Státní úřad pro jadernou bezpečnost), který také uděluje držiteli povolení k nakládání a užívání ZIZ.

(vyhláška č. 422/2016 Sb.; Kuna, 2005)

### 1.3 Základní zobrazovací diagnostika snímku plic u mobilních a stacionárních RTG přístrojů

#### Nativní snímek plic

Nativní RTG snímek plic se dnes považuje za základní a poměrně levnou a dostupnou zobrazovací metodu s minimální radiací zátěží pro pacienta. Standardní snímek dosahuje efektivní dávky 0,01 – 0,02 mSv, která odpovídá zhruba třem dnům dávky z přirozeného prostředí.

Indikace provedení snímku by měla následovat po pečlivém klinickém vyšetření pacienta. Provádí se v několika projekcích – zadopřední, předozadní a případně bočné projekci (pokud jsou nejasnosti na zadopředním snímku).

(Hušák a kol., 2009; Seidl, 2012)



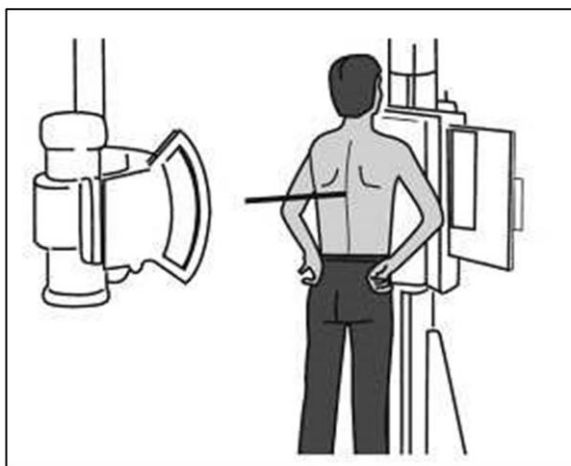
Obrázek 1. 7 Nativní RTG snímek plic

(Vendiš a Baxa, 2017)

### 1.3.1 Základní projekce snímku plic

#### **Zadopřední PA (posteroanteriorní) projekce**

Tato projekce se nejčastěji provádí na radiodiagnostickém oddělení na snímkovně ve stoje stacionárním RTG přístrojem u plně mobilních a schopných pacientů v inspiriu. Pacient stojí hrudníkem k vertigrafu, ramena uvolněná a stočená dopředu k desce, lokty vytočené směrem ven od těla, aby se do snímku nepromítaly lopatky. Detektor velikosti 43 x 35 cm (u digitalizovaných přístrojů), kdy horní hrana detektoru směřuje  $\pm 3$  cm nad ramena. Centrujeme do středu zad mezi lopatky a cloníme clony na velikost hrudníku. RTG lampa je od detektoru na vzdálenost 150 cm. Snímujeme tvrdou technikou (120 – 140 kV) s použitím sekundární clony. Expozici provádíme v nádechu, pacient dostává pokyn „nadechnout, nedýchat a nehýbat se“. Nezapomínáme na označení strany písmenky P nebo L zrcadlově do horního rohu snímku. (Seidl, 2012; Vomáčka, 2015)



Obrázek 1. 8 Zadopřední projekce ve stoje

(Seidl, 2012)

#### **Předozadní AP (anteroposteriorní) projekce, ve stoje/ vleže**

Provádí se ve stoje nebo vleže na stole (nejčastěji u dětí) na snímkovně a především na lůžku na specializovaných odděleních (JIP, ARO) pomocí pojízdných rentgenových

přístrojů, kdy pacient není pro svůj habitus schopen se postavit či je nesnadné s pacientem jakkoliv manipulovat. Používají se kazety s paměťovou fólií (u pojízdných přístrojů s nepřímou digitalizací) nebo flat – panel (u pojízdných přístrojů s přímou digitalizací) velikosti 35 x 35 cm a 43 x 35 cm v závislosti na velikosti pacienta. S pomocí personálu umístíme kazetu pod pacienta tak, aby horní hrana kazety směřovala  $\pm 3$  cm nad ramena. Centrujeme do středu hrudní kosti a cloníme na velikost hrudníku. Vzdálenost zdroje záření k povrchu hrudníku se pohybuje v rozmezí 110 – 120 cm. Pojízdné RTG přístroje nemají expoziční automatiku. Napětí se pohybuje v rozsahu 40 až 140 kV, anodový proud mezi 25 až 500 mA. Expozice se pak volí ručně zkušeným radiologickým asistentem. Opět nezapomínáme na stranovou značku písmenky P nebo L do dolního rohu kazety.

(Seidl, 2012; Vomáčka, 2015)

#### **Předozační AP (anteroposteriorní) projekce vsedě**

Pokud je pacient dostatečně schopný se posadit, lze provést snímek plic i vsedě. Používáme kazety s paměťovou fólií velikosti 43 x 35 cm, podobně jako u snímků vleže, nebo flat – panel u přístrojů s přímou digitalizací. Kazetu umístíme za pacienta tak, aby horní okraj kazety přesahoval alespoň  $\pm 3$  cm nad ramena. Kazetu opíráme o pelest postele, pokud možno rovně. Rameno pojízdného RTG přístroje sklápíme horizontálně, centrujeme do středu hrudní kosti a cloníme na velikost hrudníku. Nezapomínáme na stranovou značku písmenky P nebo L do horního rohu kazety.

(Vomáčka, 2015)

#### **Laterogram, Rieglerova projekce**

Provádí se jako boční snímek u pacientů vleže na lůžku. Tento snímek volí lékař jako doplňkovou projekci k průkazu hladiny abscesu či pleurální tekutiny. Kazeta se umístuje vertikálně před hrudník, paže pacienta jsou zvednuty nad hlavu. RTG lampu sklápíme horizontálním směrem, centrální paprsek směřuje do středu hrudníku a kazety.

(Seidl, 2012; Vomáčka, 2015)

### 1.3.2 Indikace RTG snímku plic

Indikaci k RTG snímku vždy určuje lékař po pečlivém a komplexním vyšetření a odůvodnění na základě těchto příčin:

- 1) poruchy vzdušnosti plic – plicní emfyzém (rozedma plic), CHOPN (chronická obstrukční plicní nemoc), kolaps plíce (vrozená či získaná atelektáza)
  - 2) poruchy plicního oběhu – náhlé omezení průtoku krve (trombotická embolie plicnice), plicní edém, ARDS (syndrom respirační tísně dospělých), syndrom respirační tísně novorozenců
  - 3) záněty plic – pneumonie, bronchopneumonie, plicní tuberkulóza, difúzní intersticiální fibróza plic
  - 4) nádory plic – karcinom plic, bronchogenní karcinom, metastázy zhoubných nádorů
  - 5) nemoci pleury – pleuritida, nádory pleury
  - 6) ostatní – pneumotorax, hydrotorax, hrudní empyém, aj.
- (Corne, 2004, Votava, 1996, Střitelský, 2001)

### 1.3.3 Hodnocení RTG snímku plic

Na snímku je lékařem hodnoceno:

- 1) plicní pole – homogenitu a velikost plicních polí, fissura horizontalis by měla probíhat v axilární čáře od hilu k šestému žebru
- 2) hilus - oba hily by měly mít konkávní podobný tvar, pravý hilus níž než levý hilus (rozdíl menší než 2,5 cm)
- 3) srdce – srdeční stín má normální tvar a v jeho okolí se nenachází žádné abnormality
- 4) zbytek mediastina – především okraj mediastina, který by měl být hladký
- 5) bránice – levá brániční klenba by měla být níž než pravá (rozdíl menší než 3 cm)
- 6) kostofrenické úhly – ostré úhly jasně ohraničené



7) průdušnice – u aortálního knoflíku se mírně stáčí doprava, jinak by měla probíhat centrálně

8) kosti – hodnotí se denzita žeber, obratlů a obou lopatek

9) měkké tkáně – abnormality, rozšíření oblastí

10) oblast pod bránicí – přítomnost vzduchu pod bránicí, dilatace střevních kliček (Corne a kol., 2004)

Dále se může zaměřit, a to především u snímků plic na lůžkách, na polohu centrálního žilního katétru, tracheální rourky či hrudního drénu.

## 1.4 Stručný přehled a význam mobilních RTG přístrojů

Mobilní rentgenové přístroje patří mezi nejjednodušší typy přístrojů a spadají do skupiny významných zdrojů IZ. (vyhláška č. 422/2016 Sb.). V dnešní době nachází mobilní RTG přístroje ve zdravotnictví a diagnostice široké uplatnění: pro diagnostické RTG snímkování na oddělení ARO, operačních sálech, na sádrovnách, ve sportovní medicíně, pediatrii nebo ortopedii.

### 1.4.1 Mobilní RTG přístroje k lůžkům



Obrázek 1. 9 Mobilní RTG přístroj  
Technix

(Fomei, 2018)

Novější typy skiagrafických přístrojů můžeme rozdělit na přístroje s nepřímou digitalizací bez expoziční automatiky nebo s přímou digitalizací a expoziční automatikou. Liší se nejen svou výkonností (lehké přístroje s váhou od 50 do 100 kg

mají výkon do 3 kW, těžší přístroje s váhou až do 450 kg pak výkon do 30 kW), ale také ergonomikou, pohybem ramene zářiče a způsobu ovládání. Dle předpisů musí mít vlastní samostatné parkovací místo, kam se po použití ukládají.

(Šmoranc, 2004)

#### 1.4.2 Mobilní RTG přístroje C – ramena



Obrázek 1. 10 Mobilní RTG přístroj C - rameno

(Electric medical service s.r.o., 2017)

Jde o mobilní skiagraficko - skiaskopický přístroj, jehož RTG rameno je ve tvaru písmene „C“, kde zářič s rentgenkou je spojen na pevném rameni k RTG zesilovači. Pohybem ramene lze dosáhnout libovolné projekce ať už skiaskopických nebo skiagrafických snímků. Modernější C – ramena bývají již plně digitalizovaná a RTG zesilovače jsou nahrazena flat – panelem s vysokou obrazovou rozlišovací schopností. Má opět široký rozsah využití a to především na chirurgických a ortopedických sálech. Dle předpisů musí mít své vlastní samostatné parkovací místo, kam se po použití ukládají. (Šmoranc, 2004)

### 1.4.3 Požadavky a obsluha mobilních RTG přístrojů

#### Požadavky

- snadná mobilita
- snadná manipulace
- nízká váha
- menší rozměry
- jednoduchá obslužnost přístroje
- snadná obslužnost expoziční automatiky
- ruční pojíždění pomocí motorového pohonu

(návod k použití, Mobilett XP Hybrid, 2009)

#### Obsluha

Vždy by měl mobilní RTG přístroj obsluhovat zkušený a proškolený radiologický asistent. Manipulace s přístrojem nesmí způsobit zhoršení funkcí přístroje a ty nevedly ke vzniku rizik pro obsluhu zařízení. Před přemístěním je nutné odblokovat brzdu a přesvědčit se, zda v cestě nejsou žádné předměty nebo kabely. Madla na čelní straně pak slouží pro tlačení přístroje a měla by být k tomu výhradně používána.

(návod k použití, Mobilett XP Hybrid, 2009)

#### Provedení snímku

Provádí se tyto úkony:

- kontrola totožnosti pacienta
- otočení hlavního vypínače a spuštění přístroje
- předběžné nastavení polohy přístroje
- uvolnění ramene a zdvižení sestavy rentgenky
- umístění kazety nebo flat – panelu do požadované polohy pod pacienta (eventuelně s pomocí personálu daného oddělení)
- zapnutí světelného zdroje kolimátoru

- kontrola, zda je světelné pole rovnoběžné se stranami kazety nebo flat – panelu (pokud není, srovnat jej otočením přístroje a kolimátoru)
- nastavení vhodné ohniskové vzdálenosti (pomocí vestavěného měřicího pásma)
- zvolení správných expozičních parametrů
- spuštění expozice

(návod k použití, Mobilett XP Hybrid, 2009)

### **Spuštění expozice**

Expozice se spouští pomocí expozičního spínače, který je připevněn k přístroji dva metry dlouhým kabelem. Radiologický asistent se ujistí, zda je personál v dostatečné vzdálenosti od zdroje IZ a sám podstoupí na maximální délku kabelu. Po sepnutí spínače se ozve zvuková signalizace a proběhne expozice.

(návod k použití, Mobilett XP Hybrid, 2009)

### **Konec vyšetření**

Po skončení vyšetření se přístroj vypne tlačítkem OFF umístěným na ovládacím panelu. Odpojí se kabel od elektrické sítě a rameno se stáhne do parkovací polohy a zaaretuje se.

## **1.4.4 Základní způsoby radiační ochrany u mobilních RTG přístrojů**

**Ochrana vzdáleností** vychází z vlastností RTG záření, kdy dávka klesá se čtvercem vzdálenosti. Dodržením dostatečné vzdálenosti od ZIZ se tedy snižuje riziko ozáření.

**Ochranou časem** se rozumí pobývat v poli záření co nejkratší možnou dobu.

**Ochrana stíněním** spočívá v používání ochranných pomůcek, jako jsou např. olověné gumy, kterými se vykrývají radiosenzitivní orgány, pokud se vyskytnou ve vyšetřované části a nejsou oblastí zájmu a využití vlastního stínění rentgenky.

(Kuna, 2005; Hušák a kol., 2009)

**Pro pacienta:**

- použití ochranných pomůcek
- nastavení clon tak, aby bylo co nejmenší expoziční pole
- ohnisko v maximální vzdálenosti od pacienta

(návod k použití, Mobilett XP Hybrid, 2009)

**Pro obsluhující personál:**

- použití ochranných pomůcek (nejčastěji zástěra z olovnaté gumy – 0,35 mm Pb snižuje při napětí 50 kV záření o 99,95 %, při napětí 100 kV o 94,5 %)
- maximální možná vzdálenost od zdroje IZ

(návod k použití, Mobilett XP Hybrid, 2009)

## **2 Cíl práce a hypotéza**

### **2.1 Cíl práce**

Cílem práce je porovnat dávky nativního snímku plic naměřené na mobilních RTG přístrojích s naměřenými dávkami snímku plic na stacionárním RTG přístroji a zjistit, zda jsou srovnatelné.

### **2.2 Hypotéza práce**

Hypotéza: Jsou dávky rentgenového snímku plic u mobilních RTG přístrojů srovnatelné s dávkami rentgenového snímku plic u stacionárního RTG přístroje?

### 3 Metodika

V rámci mé bakalářské práce jsem měla za úkol porovnat vstupní povrchové kermy rentgenových snímků plic vybrané skupiny pacientů mezi dvěma typy pojízdných přístrojů a jednoho stacionárního RTG přístroje, které jsou využívány na RDG oddělení nemocnice Děčín. Toto oddělení disponuje několika typy pojízdných RTG přístrojů, ale pro svou práci jsem vybrala pojízdný přístroj Technix TMS – 300 používaný na oddělení ARO a Mobilett XP Hybrid používaný na oddělení JIP. Oba dva přístroje pracují na základě nepřímé digitalizace a využívají měkké snímkovací techniky. Pro porovnání dávek s mobilními přístroji jsem určila stacionární RTG přístroj Axiom Luminos, který pracuje na principu přímé digitalizace tvrdou snímkovací technikou (přes 100 kV), je součástí hlavní snímkovny.

Pro reporting jsem zvolila kalendářní roky 2015, 2016 a rok 2017. Vzhledem k tomu, že na RDG oddělení byl vyměněn program k zápisu a vedení pacientů za program Fons Enterprise, nemohla bych získat potřebné informace a data k analýze a zpracování z let předešlých.

Jako součást práce jsem považovala za důležité načerpat dostatečné množství informací z odborných knih, publikací, článků a přístrojových manuálů, dostupných internetových zdrojů a platné legislativy o problematice rentgenového záření, jeho vlastností a účinků na lidský organizmus, radiační ochraně, diagnostických indikací RTG snímků plic a v neposlední řadě o přístrojové technice pojízdných RTG přístrojů.

Metodiku mé bakalářské práce bych rozdělila do dvou hlavních částí. První částí byl sběr, analýza dat a výpočet vstupní povrchové kermy u vybraných pacientů a všech třech zvolených RTG přístrojů. V druhé části jsem zapracovala získané přepočtené dávky do grafů a porovнала hodnoty mezi sebou.



### **3.1 Přehled měřených přístrojů**

Z uvedených třech přístrojů jsem nasbírala data pro pozdější výpočty vstupní povrchové kerry snímku plic vybrané skupiny pacientů.

#### **1) Technix TMS – 300**

Použití přístroje splňuje požadavky na bezpečnost zařízení dle Evropské direktivy 93/42/EEC, nařízení vlády č. 181/2001 Sb.

Výrobce zařízení: TECHNIX Spa 30. 9. 2006

Autorizovaný zástupce v ČR a servisní organizace: FOMEI a.s.

#### **Technické údaje**

Typ: pojízdný RTG přístroj

Výkon generátoru: 30 kW/100 kV

Nastavení expozičních parametrů: 2bodová technika kV a mAs

Rozsah kV: 40 – 125 kV

Rozsah mAs: 0,2 – 220 mAs

Hmotnost: 185 kg

Technika: nepřímá digitalizace s použitím CR kazety

Ohnisková vzdálenost zdroj – CR kazeta: 120 cm

Velikost kazety: 35 x 43 cm

Lysholmova clona: ne

Pracoviště: odd. ARO (od roku 2006)

(návod k použití: Technix TMS – 300; 2005)

## **2) Mobilett XP Hybrid**

Přístroj byl označen CE v souladu s ustanovením Nařízení vlády EU o medicínských přístrojích č. 93/42/EEC.

Výrobce zařízení: fa Siemens AG (Španělsko)

Autorizovaný zástupce v ČR a servisní organizace: fa Siemens

### **Technické údaje**

Typ: pojízdný RTG přístroj

Výkon generátoru: 30kW/96 kV

Nastavení expozičních parametrů: 2bodová technika kV a mAs

Rozsah kV: 40 – 133 kV

Rozsah mAs: 0,32 – 220 mAs

Hmotnost: 285 kg

Technika: nepřímá digitalizace s použitím CR kazety

Ohnisková vzdálenost zdroj – CR kazeta: 120 cm

Velikost kazety: 35 x 43 cm

Lysholmova clona: ne

Pracoviště: odd. JIP (od roku 2009)

(návod k použití: Mobilett XP Hybrid; 2009)

## **3) Axiom Luminos**

Výrobce zařízení: fa Siemens

Autorizovaný zástupce v ČR a servisní organizace: fa Siemens

### **Technické údaje**

Typ: stacionární RTG přístroj

Typ generátoru: Polydoros F 65

Výkon generátoru: 65 kW/150 kV

Nastavení expozičních parametrů: expoziční automat

Výkon: 40 – 150 kV

1 – 800 mA

Hmotnost: 1320 kg

Technika: přímá digitalizace – flat - panel

Materiál polovodiče: amorfni silikon, a - Si

Ohnisková vzdálenost zdroj – flat - panel: 150 cm

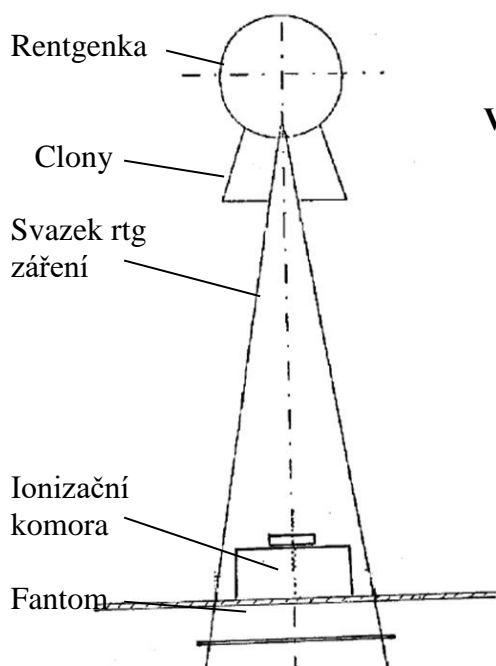
Velikost pole: 43 x 43 cm

Bucky – Potterova clona: ano

Pracoviště: snímkovna RDG oddělení (od roku 2010)

(návod k použití: Axiom Luminos; 2010)

### 3.2 Měření pro výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$



#### Vzorec pro výpočet vstupní povrchové kermy

$$K_e = K_{e/1 \text{ mAs}} * Q_{\text{ind}}$$

$K_e$  – vstupní povrchová kerma [ $\square$ Gy]

$K_{e/1 \text{ mAs}}$  – měřená vstupní povrchová kerma na 1 mAs [ $\square$ Gy] – viz tabulky

$Q_{\text{ind}}$  – indikované elektrické množství [mAs]

Obrázek 3.1 Geometrie měření vstupní povrchové dávky

(Šmoranc, 2009)

Pro výpočet vstupní povrchové dávky je potřeba znát užití napětí v kV, elektrické množství v mAs a ohniskovou vzdálenost zdroj - pacient.

Pro výpočet byly použity tabulky měření vstupní povrchové kermy se započtením zpětného rozptylu pro napětí uvedená v tabulkách (viz tabulka č. 3.1; č. 3.2 a 3.3), při elektrickém množství 1 mAs na snímek. Měření proběhlo na povrchu fantomu o hloubce 20 cm ve vzdálenosti (OK – ohnisko vzdálenosti), která se používá pro snímky na jednotlivých RTG přístrojích.

Tabulka 3-1 Mobilní RTG přístroj Technix TMS - 300

<b>Napětí na rentgence</b>	<b>OK rentgenka – CR kazeta</b>	<b>OK rentgenka – povrch fantomu</b>	<b>Vstupní povrchová kerma [<math>\mu</math>Gy/1 mAs]</b>
66 kV	120 cm	100 cm	<b>37,4</b>
67 kV	120 cm	100 cm	<b>38,9</b>
68 kV	120 cm	100 cm	<b>40,5</b>
69 kV	120 cm	100 cm	<b>42,1</b>
70 kV	120 cm	100 cm	<b>43,6</b>
71 kV	120 cm	100 cm	<b>45,1</b>
72 kV	120 cm	100 cm	<b>46,6</b>
73 kV	120 cm	100 cm	<b>48,1</b>
74 kV	120 cm	100 cm	<b>49,6</b>
75 kV	120 cm	100 cm	<b>51,1</b>

Tabulka 3-2 Mobilní RTG přístroj Mobilett XP Hybrid

<b>Napětí na rentgence</b>	<b>OK rentgenka – CR kazeta</b>	<b>OK rentgenka – povrch fantomu</b>	<b>Vstupní povrchová kerma [<math>\mu</math>Gy/1 mAs]</b>
70 kV	120 cm	100 cm	<b>44,1</b>
71 kV	120 cm	100 cm	<b>45,8</b>
72 kV	120 cm	100 cm	<b>47,5</b>
73 kV	120 cm	100 cm	<b>49,2</b>
74 kV	120 cm	100 cm	<b>50,9</b>
75 kV	120 cm	100 cm	<b>52,6</b>

Tabulka 3-3 Stacionární RTG přístroj Axiom Luminos d RF

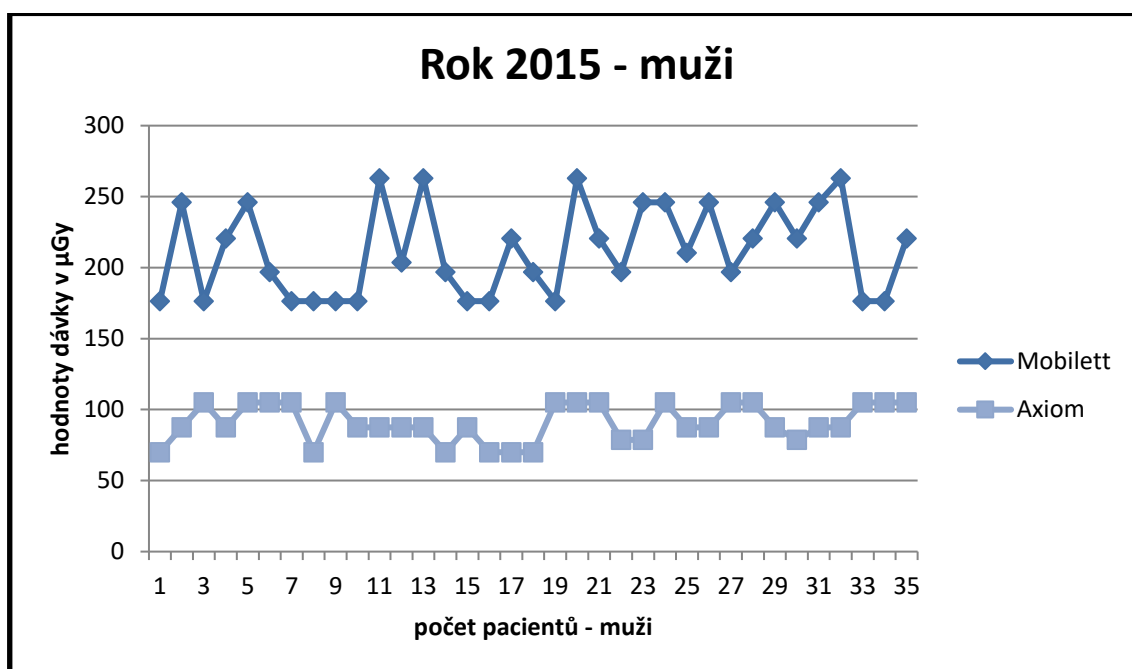
<b>Napětí na rentgence</b>	<b>OK rentgenka – flat panel</b>	<b>OK rentgenka – povrch fantomu</b>	<b>Vstupní povrchová kerma [<math>\mu</math>Gy/1 mAs]</b>
107 kV	150 cm	122 cm	<b>84,1</b>
108 kV	150 cm	122 cm	<b>85,4</b>
109 kV	150 cm	122 cm	<b>87,5</b>
110 kV	150 cm	122 cm	<b>89,5</b>
111 kV	150 cm	122 cm	<b>91,5</b>
112 kV	150 cm	122 cm	<b>93,7</b>

## 4 Výsledky

### Postup výpočtů

Z pracovních deníků a počítačového programu mobilního přístroje Mobilett XP Hybrid, Technix TSM - 300 a stacionárního přístroje Axiom Luminos jsem vybrala skupinu pacientů odpovídající váhou standardu ( $\pm 60 - 80$  kg). Rozdělila jsem je dále na dvě skupiny, zvlášť muže a ženy. U každého pacienta jsem si zaznamenala použité napětí v kV a elektrické množství v mAs. Z podkladů pro výpočet vstupní povrchové dávky pro 1 mAs jsem pak hodnotu vynásobila s použitým elektrickým množstvím každého pacienta a znásobila s napětím v kV. Výslednou hodnotu vstupní povrchové kermy  $K_e$  každého pacienta jsem vynesla do grafů.

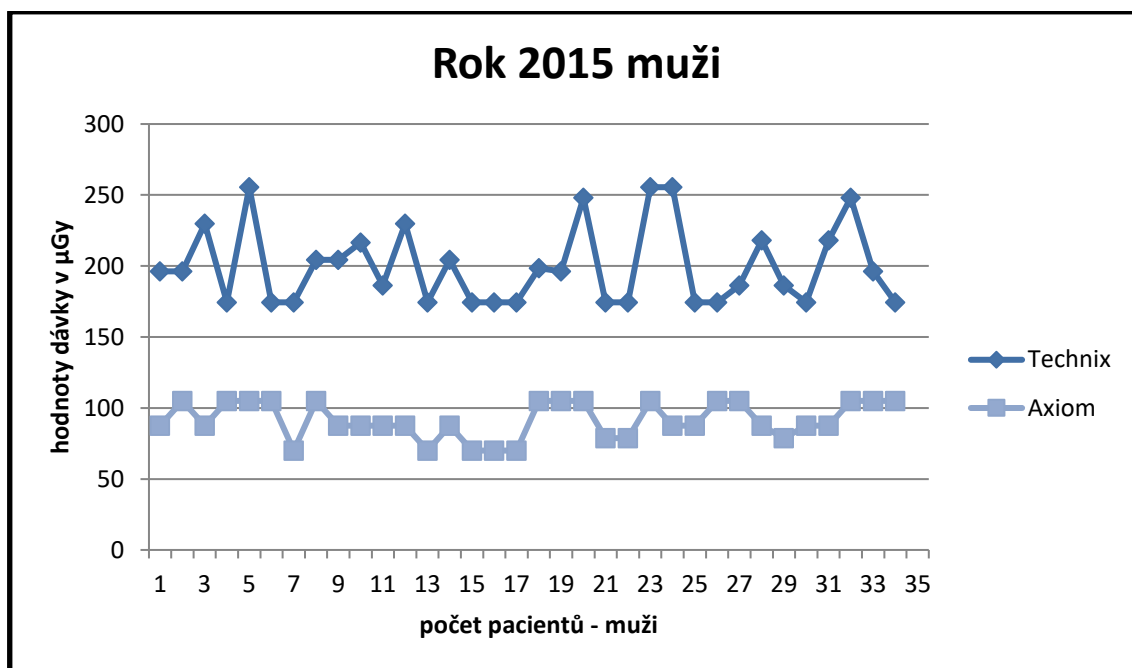
#### 4.1 Výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$ v $\mu\text{Gy}$ za rok 2015



Graf 4-1 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (muži r. 2015)

Horní křivka grafu znázorňuje výsledné hodnoty vstupní povrchové kermy  $K_e$  pro daný počet pacientů na mobilním přístroji Mobilett XP Hybrid oddělení JIP v rozmezí 176,4 - 263  $\mu\text{Gy}$ . Užitá napětí je v rozmezí 70 – 75 kV, elektrické množství 4 – 5,5 mAs.

Dolní křivka grafu znázorňuje výsledné hodnoty vstupní povrchové kermy  $K_e$  pro daný počet pacientů získané na stacionárním RTG přístroji Axiom Luminos v rozmezí 70 – 105  $\mu\text{Gy}$ . Užitá napětí nepřevýšilo 109 kV, elektrické množství se pohybovalo v rozmezí 0,8 – 1,2 mAs.

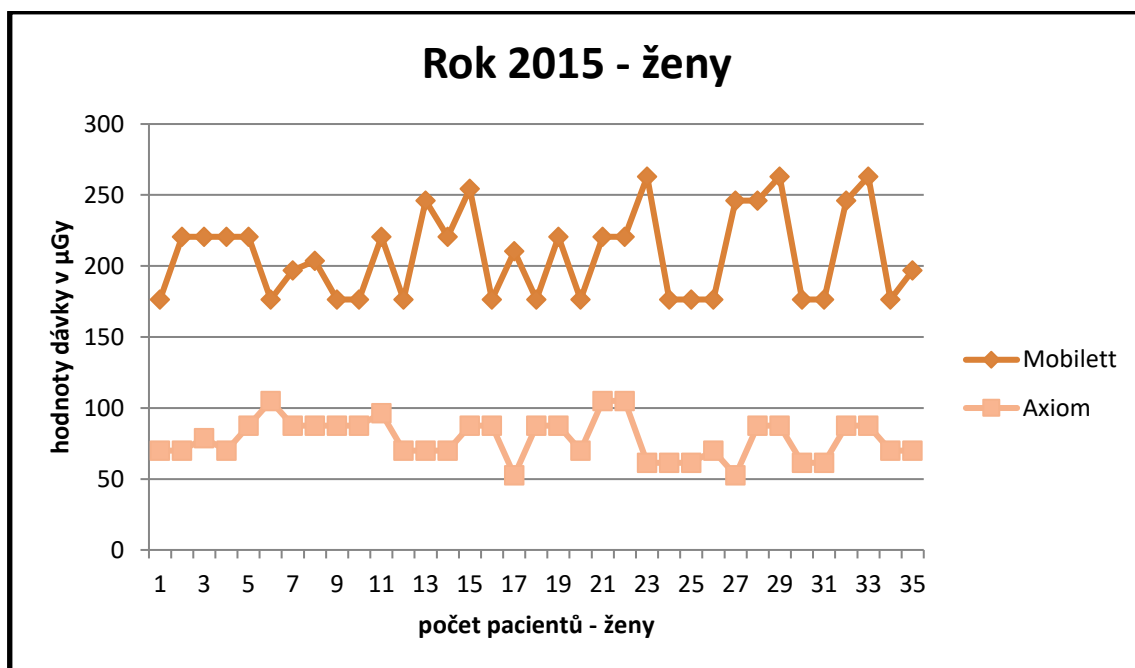


Graf 4-2 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2015)

Dávky vstupní povrchové kerry  $K_e$  v horní křivce grafu se pohybují v rozmezí 174,4 – 255,5  $\mu\text{Gy}$  a byly naměřeny na mobilním RTG přístroji Technix TMS – 300 oddělení ARO. Zvolené napětí pro dané snímky bylo v rozmezí 66 – 75 kV. Elektrické množství mezi 4 – 5,5 mAs.

Na dolní křivce jsou vyneseny dávky vstupní povrchové kerry  $K_e$  pro stacionární RTG přístroj Axiom Luminos stejné jako v předchozím grafu č. 4-1.

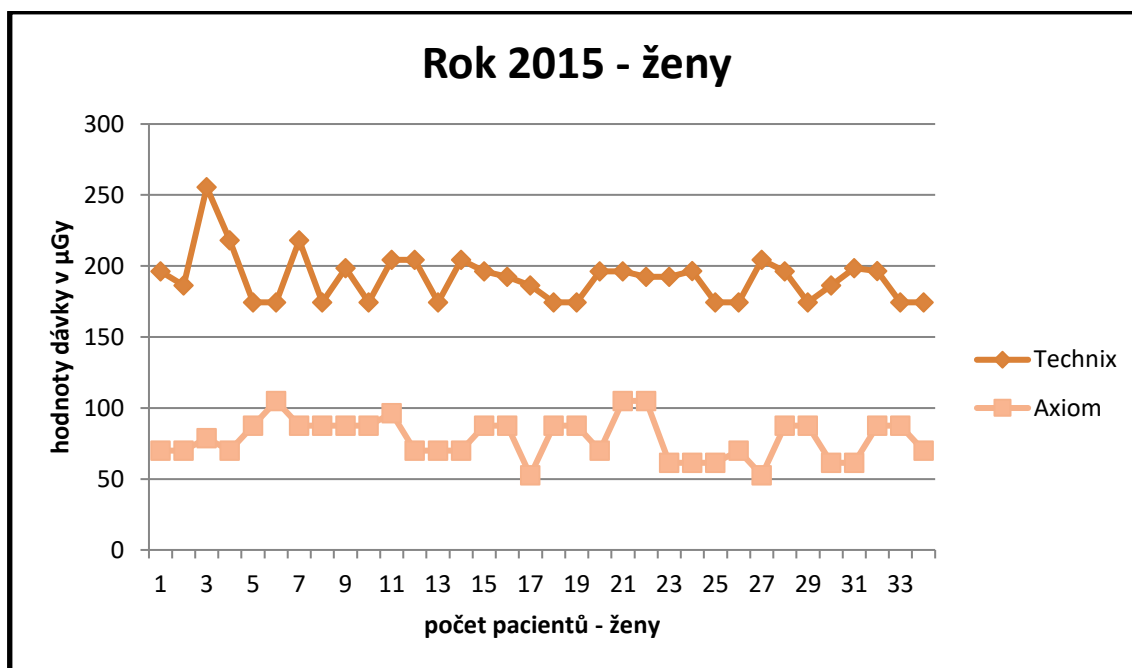




Graf 4-3 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (ženy r. 2015)

U žen tomu bylo obdobně jako u mužů. Napětí se pohybovalo od 70 – 75kV a elektrické množství nepřevýšilo 5 mAs. Horní křivka grafu představuje výsledné hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  naměřené na mobilním RTG přístroji Mobilett XP Hybrid oddělení JIP v rozmezí od 176,4 – 263  $\mu\text{Gy}$ .

V dolní křivce grafu jsou hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  naměřené na stacionárním RTG přístroji Axiom Luminos v rozmezí 52,5 – 105  $\mu\text{Gy}$ . Užití napětí ve stejné výši 109 kV, elektrické množství nepřekročilo 1,1 mAs.



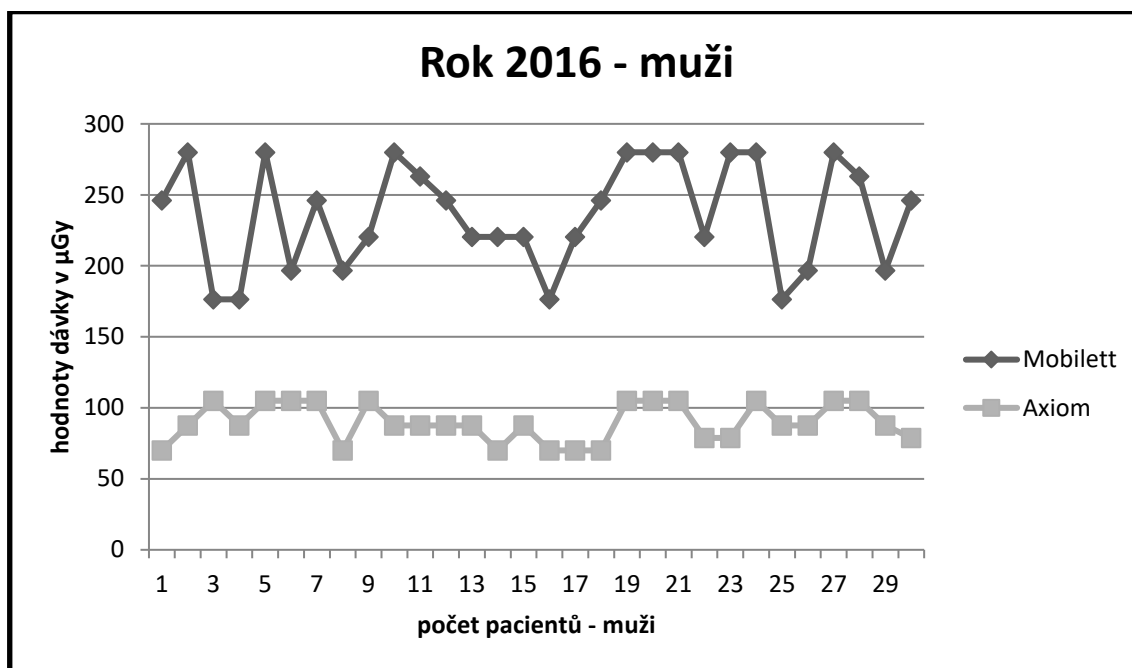
Graf 4-4 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2015)

Horní křivka grafu znázorňuje hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  naměřené na mobilním přístroji Technix TMS – 300 oddělení ARO v rozmezí 174,4 – 218  $\mu\text{Gy}$ . Pouze v jediném případě byla dávka ve výši 255,5  $\mu\text{Gy}$ , což mohlo být dáno tělesnou konstitucí dané pacientky. Užití napětí se pohybovalo v rozmezí 66 – 75 kV, elektrické množství mezi 4 – 5,5 mAs.

Na dolní křivku grafu byly vyneseny stejné hodnoty pro stacionární RTG přístroj Axiom Luminos jako v předešlém grafu č. 4-3.

## 4.2 Výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$ $\mu\text{Gy}$ za rok 2016

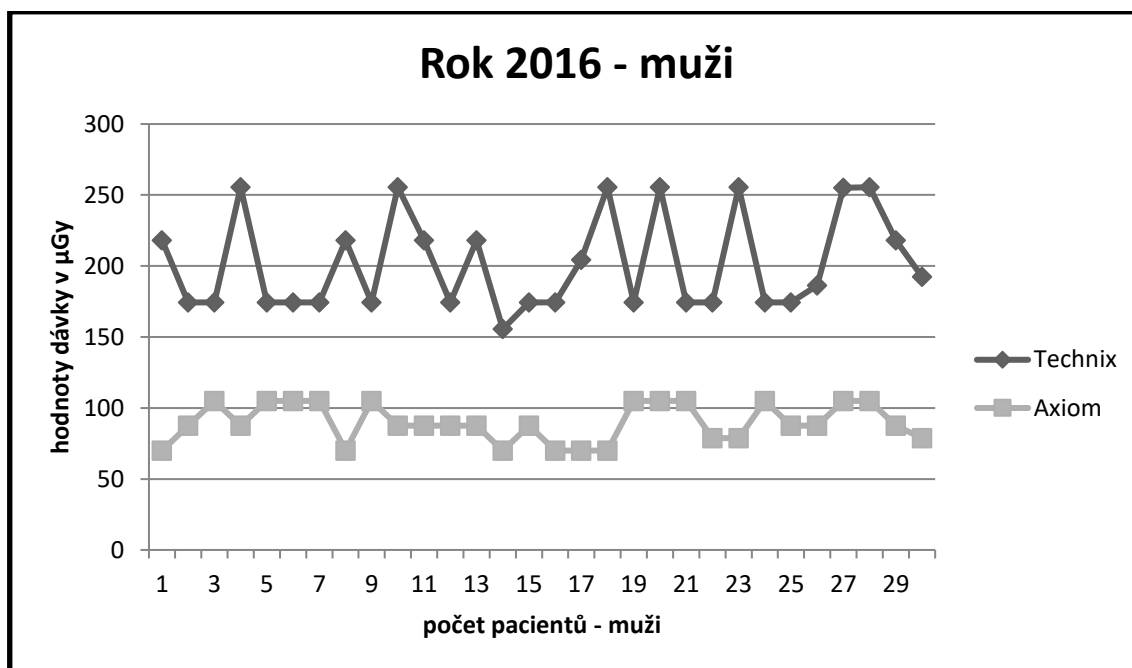
Postupovala jsem stejným způsobem jako za rok 2015.



Graf 4-5 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (muži r. 2016)

V horní křivce grafu se hodnoty vstupní povrchové kermy  $K_e$  pohybují v rozmezí 174,4 – 280  $\mu\text{Gy}$ . Byly naměřeny na mobilním RTG přístroji Mobilett XP Hybrid oddělení JIP. Užití napětí nepřevýšilo 75 kV a elektrické množství 5,5 mAs. Zde je horní mez dávek vyšší než u mužů v roce 2015. Opět to může být dáno tělesnou konstitucí daných pacientů tohoto oddělení.

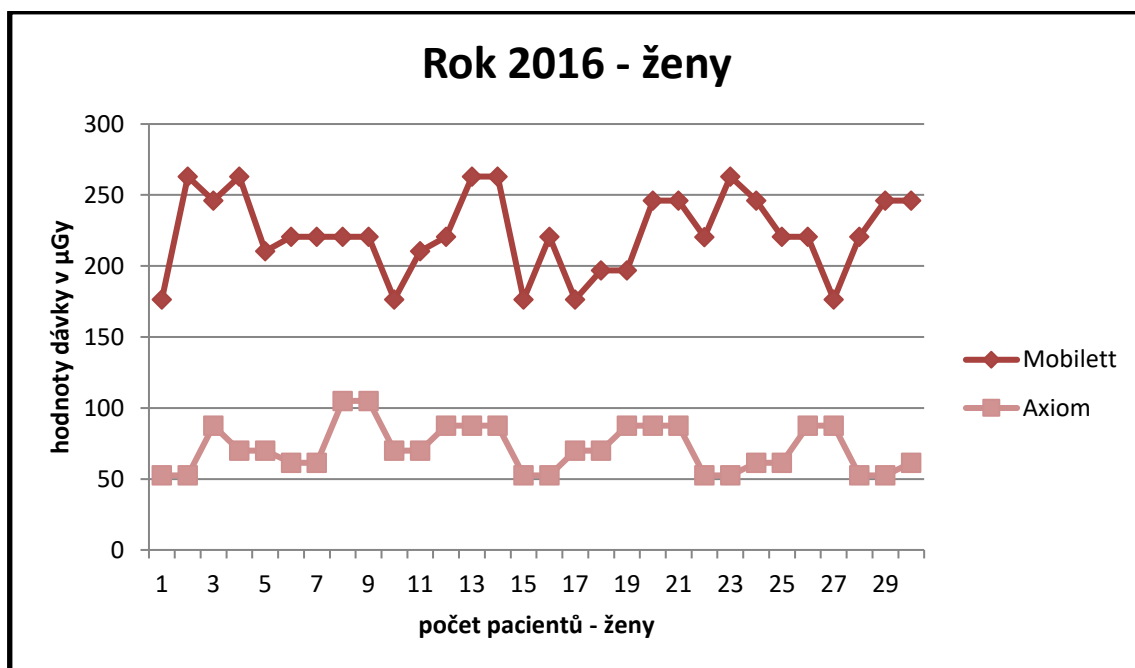
Na dolní křivce grafu, z hodnot měřených na stacionárním RTG přístroji, je patrné, že k výrazným změnám oproti předešlému roku nedošlo. Užití napětí nepřevýšilo 109 kV, elektrické množství 1,2 mAs a dávky se pohybovaly v rozmezí 70 – 105  $\mu\text{Gy}$ .



Graf 4-6 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2016)

Jak ukazuje horní křivka grafu, oproti loňskému roku 2015 ani zde nevidíme žádné rozdíly v rozmezí hodnot vstupní povrchové kerry  $K_e$  naměřených na mobilním RTG přístroji Technix TMS – 300 oddělení ARO. Pohybují se od 174,4 – 255,5  $\mu\text{Gy}$  a užitá napětí nepřevýšilo 75 kV.

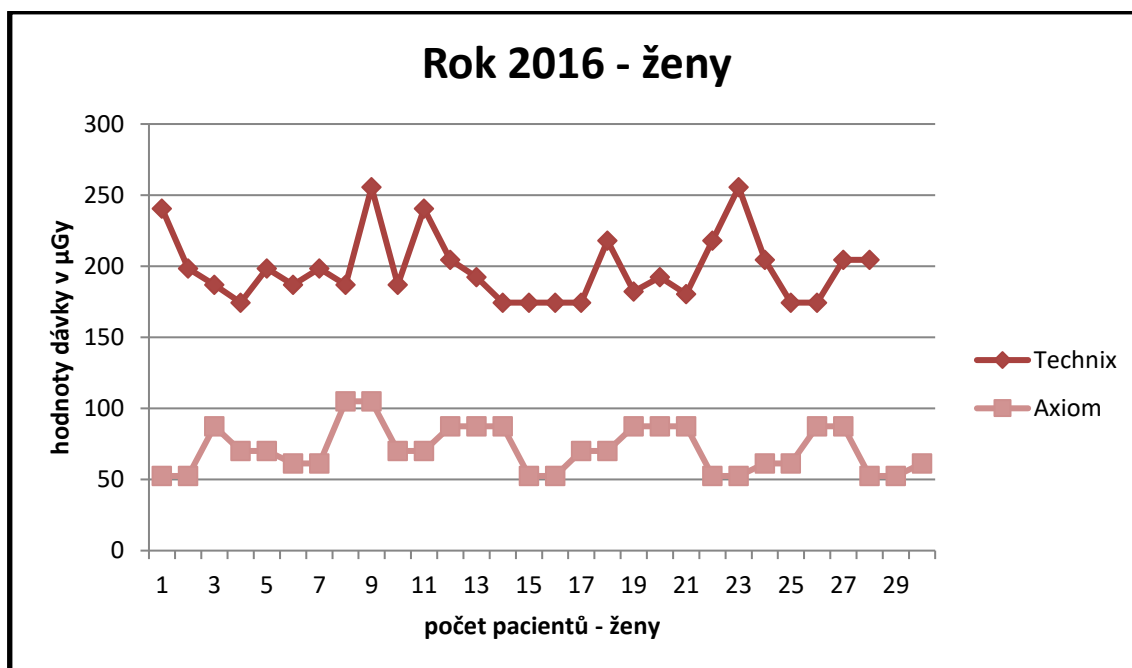
Dolní křivka grafu ukazuje stejné výsledky jako v předchozím grafu č. 4-5. Na stacionárním RTG přístroji nepřevýšilo napětí 109 kV a dávky se pohybují v rozmezí 70 – 105  $\mu\text{Gy}$ .



Graf 4-7 - Rozdíl vstupní povrchové kermey v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (ženy r. 2016)

Hodnoty vstupní povrchové kermey  $K_e$  v rozmezí 176,4 – 263  $\mu\text{Gy}$  naměřené na mobilním RTG přístroji Mobilett XP Hybrid oddělení JIP byly vyneseny na horní křivku grafu. Užití napětí bylo v rozmezí 70 – 75 kV, elektrické množství nepřesáhlo 5 mAs.

Z dolní křivky grafu je patrné, že ani zde se rozmezí dávek naměřených na stacionárním přístroji nevychýlilo od loňského roku a pohybovalo se mezi 52,5 - 105  $\mu\text{Gy}$ . Užití napětí pak nepřevýšilo 109 kV a elektrické množství 1,1 mAs.



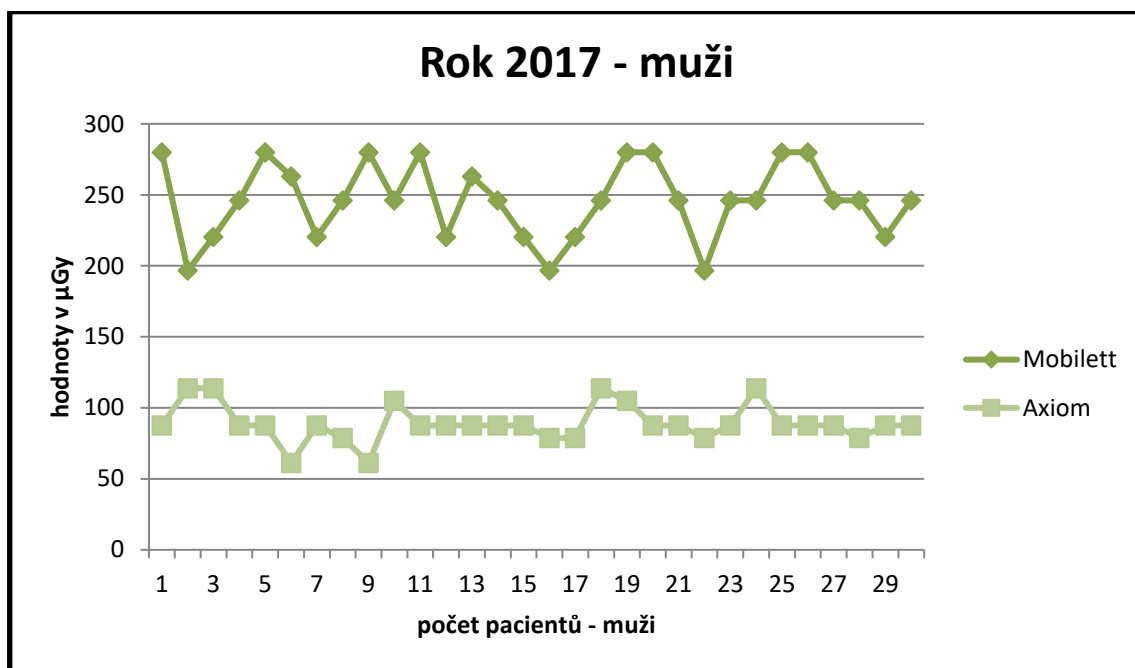
Graf 4-8 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2016)

Horní křivka grafu znázorňuje hodnoty naměřené na mobilním RTG přístroji Technix TMS – 300 oddělení ARO, jejichž rozmezí se pohybovalo mezi 174,4 – 255,5  $\mu\text{Gy}$ . Napětí bylo užito od 66 – 75 kV a elektrické množství nepřevýšilo 5 mAs.

Na dolní křivku grafu byly vyneseny stejné hodnoty jako v předchozím grafu č. 4-7.

### 4.3 Výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$ v $\mu\text{Gy}$ za rok 2017

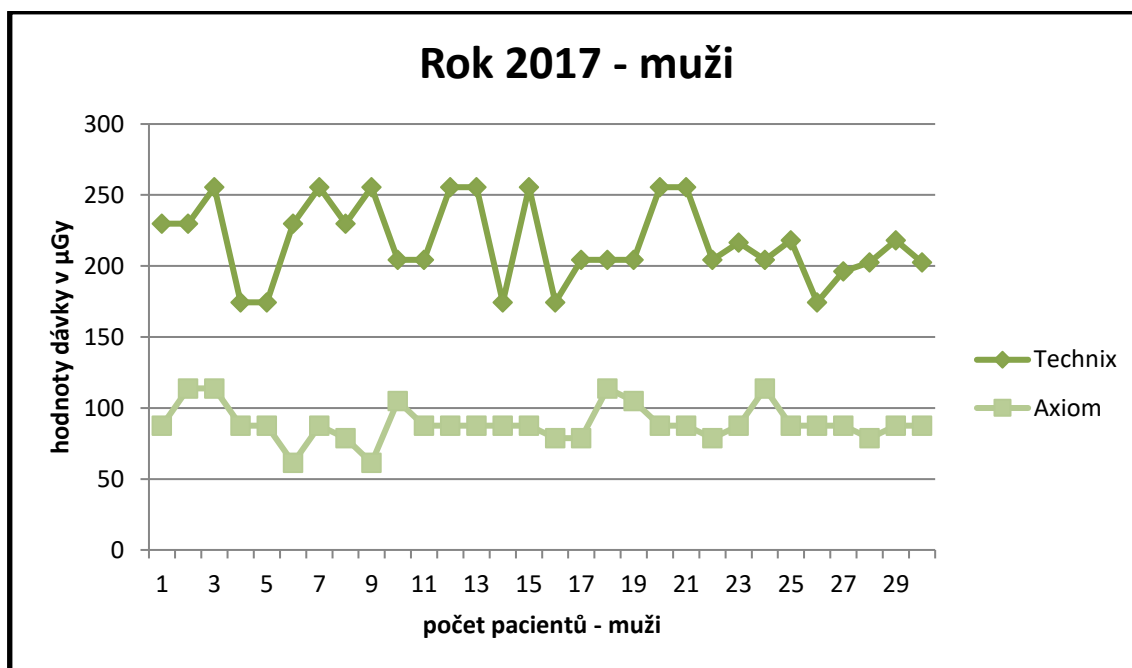
Postup výpočtů byl stejný jako u let 2015, 2016.



Graf 4-9 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (muži r. 2017)

Horní křivka grafu opět představuje hodnoty vstupní povrchové kermy  $K_e$  naměřené na mobilním RTG přístroji Mobilett XP Hybrid oddělení JIP. Dolní mez má hodnotu  $196,8 \mu\text{Gy}$  - horní mez hodnotu  $280 \mu\text{Gy}$ . Užití napětí se pohybovalo ve stejném rozmezí  $70 - 75 \text{ kV}$ , elektrické množství mezi  $4 - 5,5 \text{ mAs}$ .

Dolní křivka grafu nese hodnoty vstupní povrchové kermy  $K_e$  získané na stacionárním RTG přístroji Axiom Luminos, jejichž rozmezí se pohybovalo mezi  $61,3 \mu\text{Gy} - 113,8 \mu\text{Gy}$ . Užití napětí opět nepřevýšilo  $109 \text{ kV}$ , elektrické množství bylo mezi  $0,9 - 1,2 \text{ mAs}$ .

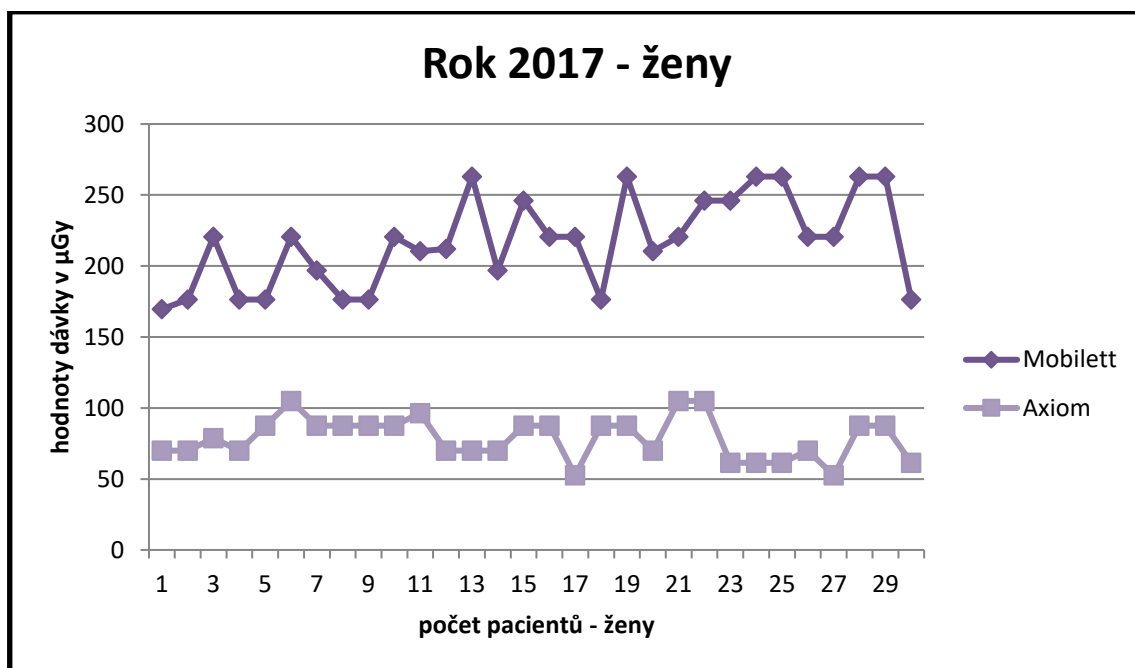


Graf 4-10 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2017)

I v tomto případě je jasné, že horní křivka grafu nese hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  naměřené na mobilním RTG přístroji Technix TSM – 300 oddělení ARO v rozmezí 174,4 – 255,5  $\mu\text{Gy}$ . Napětí se opět pohybovalo mezi 66 – 75 kV a elektrické množství nepřesáhlo 5,5 mAs.

Dolní křivka grafu nese hodnoty stejné jako u předešlého grafu č. 4-9.

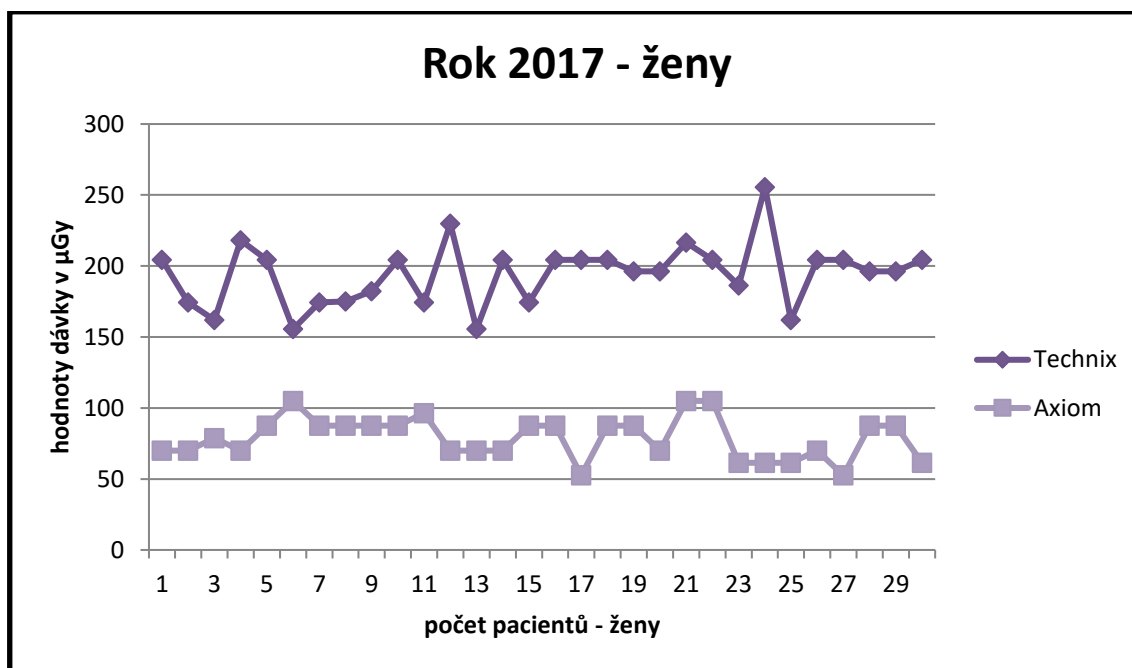




Graf 4-11 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (ženy r. 2017)

Horní křivka grafu znázorňuje hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  získané z mobilního RTG přístroje Mobilett XP Hybrid oddělení JIP, kde se rozmezí hodnot pohybuje mezi 176,4 – 263  $\mu\text{Gy}$ . Užití napětí, stejně jako v letech předešlých, nepřevýšilo 75 kV. Elektrické množství pak bylo mezi 4 – 5,5 mAs.

Na dolní křivku grafu byly vyneseny hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  ze stacionárního RTG přístroje Axiom Luminos v rozmezí 52,5 – 105  $\mu\text{Gy}$ . Ani zde napětí nepřevyšovalo 109 kV a elektrické množství 1,1 mAs.



Graf 4-12 - Rozdíl vstupní povrchové kermey v  $\mu\text{Gy}$  mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2017)

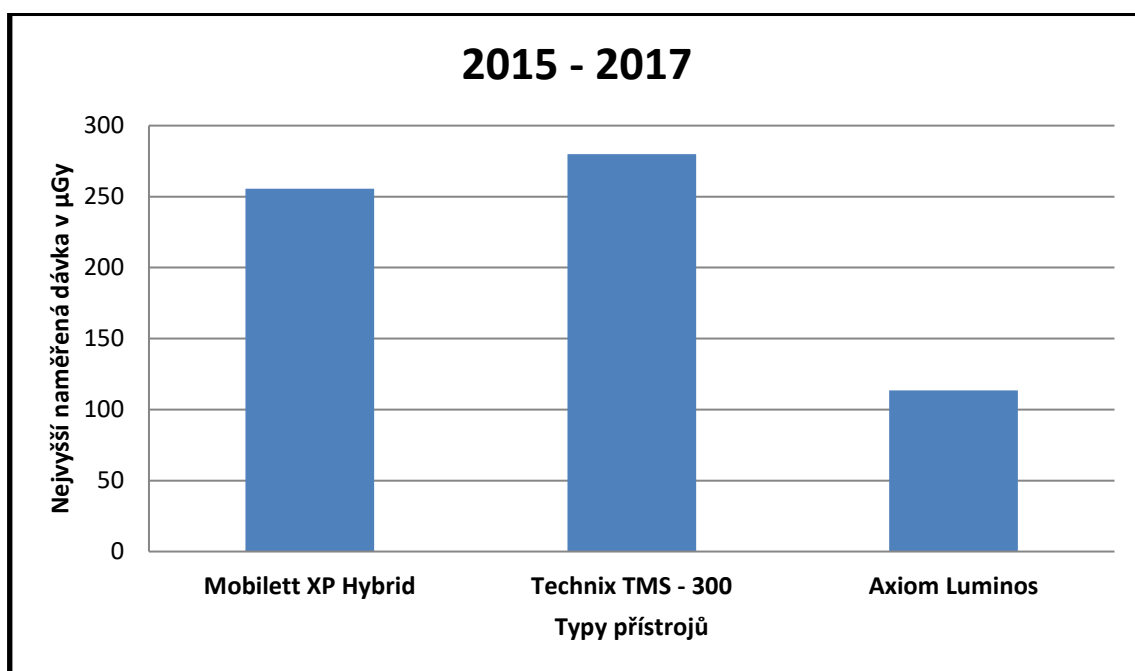
Z grafu je patrné, že horní křivka nese hodnoty vstupní povrchové kermey  $K_e$  pacientů snímkaných na mobilním RTG přístroji Technix TSM – 300 oddělení ARO v rozmezí 155,6 – 255,5  $\mu\text{Gy}$ . Užití napětí se pohybovalo mezi 66 – 75 kV a elektrické množství mezi 4 – 5 mAs.

V dolní křivce jsou pak hodnoty vstupní povrchové kermey  $K_e$  stejné skupiny pacientů jako v grafu předešlém č. 4-11.

## Výsledky grafů vstupní povrchové kermy $K_e$ v $\mu\text{Gy}$ 2015 – 2017

Vzhledem k tomu, že jsem vybírala pacienty o váze  $\pm 60 - 80$  kg, která odpovídá danému standardu, výsledné hodnoty dávek, jak pro muže, tak pro ženy se výrazně nelišily a daly se shrnout do jedné skupiny.

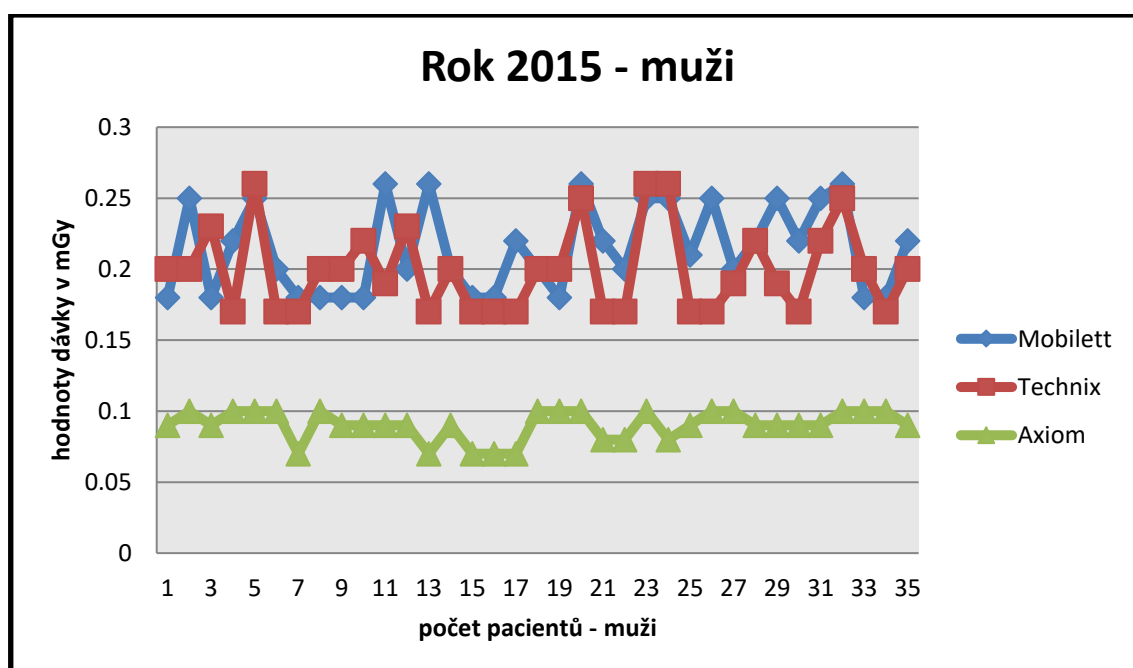
Z grafů pro výpočet vstupní povrchové kermy  $K_e$  v jednotkách  $\mu\text{Gy}$  za roky 2015 – 2017 je patrné, že hodnoty dávek pro oba dva mobilní RTG přístroje Mobilett XP Hybrid (nejvyšší naměřená hodnota 280  $\mu\text{Gy}$ ) a Technix TSM – 300 (nejvyšší naměřená hodnota 255,5  $\mu\text{Gy}$ ) převýšily přibližně **2,5 krát** hodnoty dávek stacionárního RTG přístroje Axiom Luminos (nejvyšší naměřená hodnota 113,8  $\mu\text{Gy}$ ).



Graf 4-13 - Poměr nejvyšší naměřené vstupní povrchové kermy v  $\mu\text{Gy}$  u všech tří přístrojů (muži i ženy r. 2015 – 2017)

#### 4.4 Výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$ v mGy za rok 2015

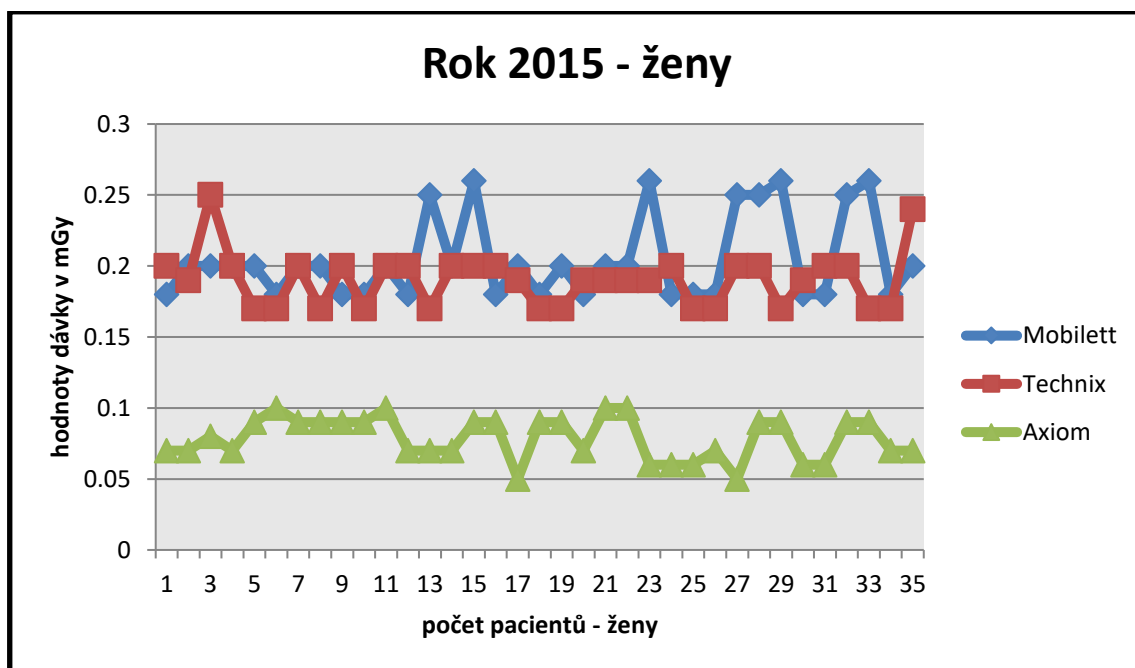
Všechny výsledné hodnoty vstupní povrchové kermy v jednotkách  $\mu\text{Gy}$  v předešlých grafech (kapitoly č. 4.1 – 4.3) jsem převedla do jednotek vstupní povrchové kermy v mGy a to z toho důvodu, že vstupní povrchová kerma stanovená v Národních diagnostických referenčních úrovních je uvedena ve stejných jednotkách mGy. Cílem převodů bylo zjistit, zda některá z hodnot, naměřená na uvedených přístrojích, nepřesahuje stanovenou hodnotu pro AP/PA snímek plic a to 0,3 mGy.



Graf 4-14 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2015)

Horní křivky grafu pro mobilní RTG přístroje se pohybují v rozmezí od 0,17 – 0,26 mGy.

Dolní křivka grafu pro Axiom Luminos se drží v hodnotách od 0,07 – 0,1 mGy.

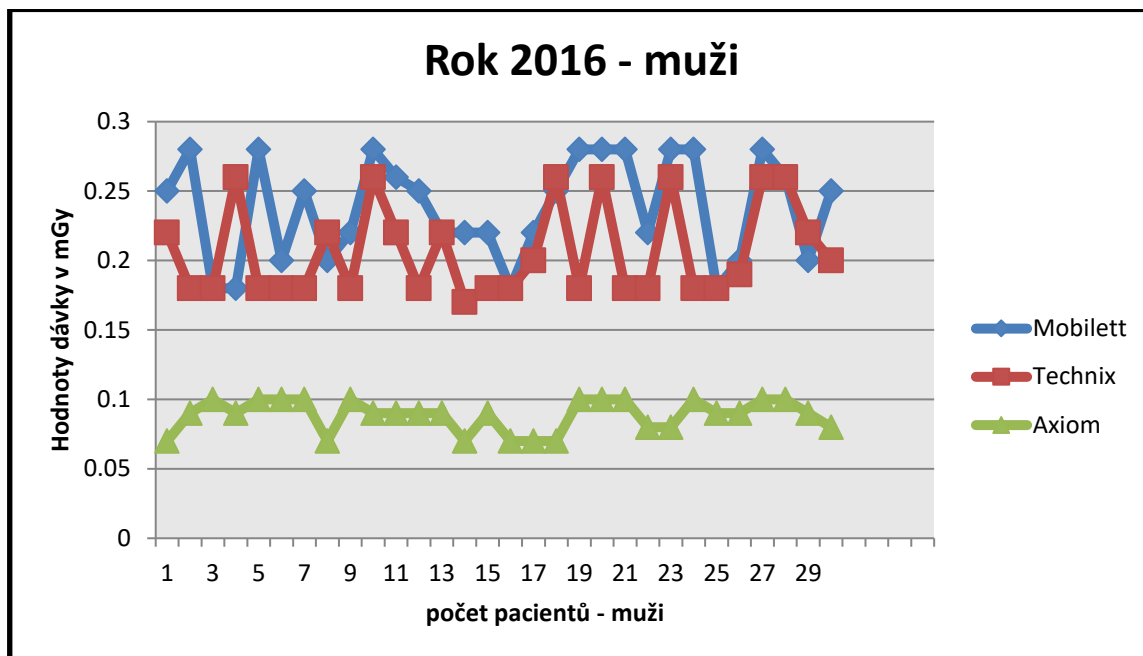


Graf 4-15 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2015)

Na horní dvě křivky jsem vynesla převedené hodnoty vstupní povrchové kerry  $K_e$  pro mobilní RTG přístroje v rozmezí od 0,17 – 0,26 mGy.

Na dolní křivku jsem nanesla převedené hodnoty pro stacionární RTG přístroj v rozmezí od 0,05 – 0,1 mGy.

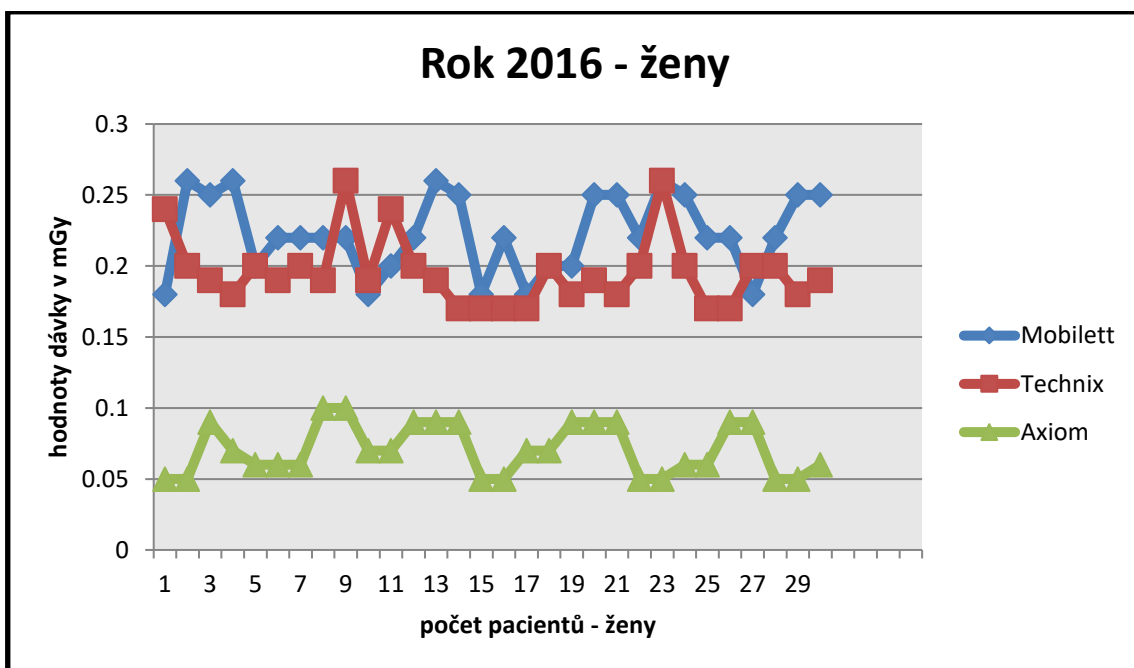
#### 4.5 Výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$ v mGy za rok 2016



Graf 4-16 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2016)

Hodnoty dvou mobilních RTG přístrojů znázorňují horní dvě křivky grafu a pohybují se v rozmezí od 0,17 – 0,28 mGy.

Hodnoty stacionárního RTG přístroje v rozmezí od 0,7 – 0,1 mGy byly vyneseny na dolní křivku grafu.

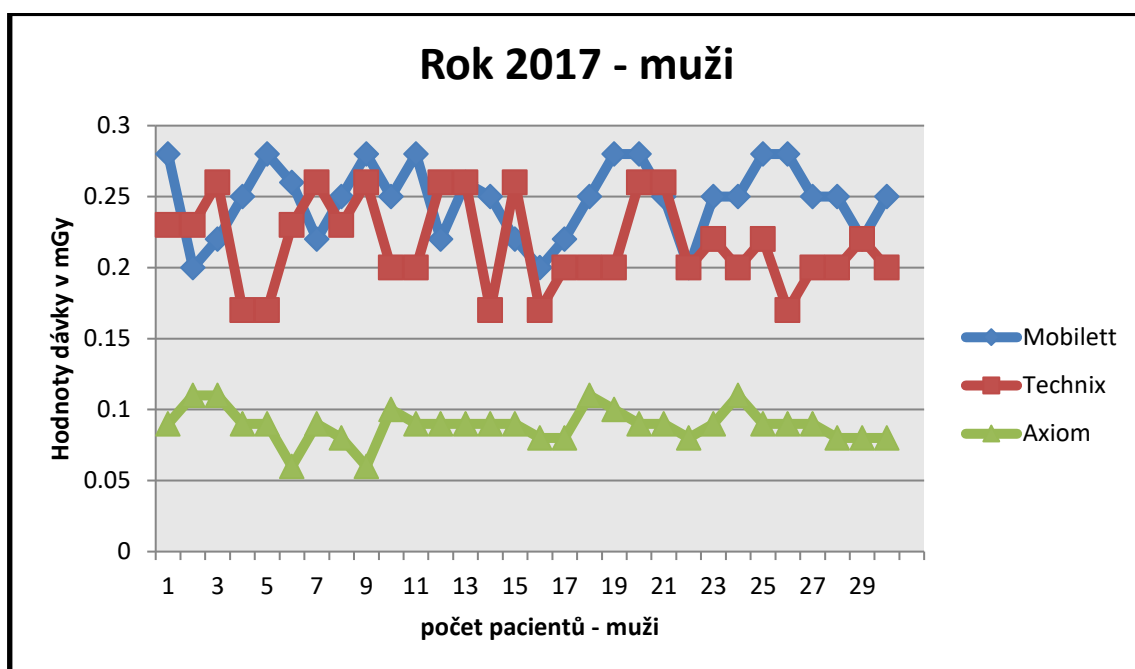


Graf 4-17 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2016)

Hodnoty dvou horních křivek grafu se pohybují v rozmezí od 0,17 – 0,26 mGy a představují hodnoty naměřené na uvedených mobilních RTG přístrojích.

Hodnoty dolní křivky grafu jsou v rozmezí od 0,05 – 0,1 mGy pro stacionární RTG přístroj.

#### 4.6 Výpočet vstupní povrchové kermy $K_e$ v mGy za rok 2017

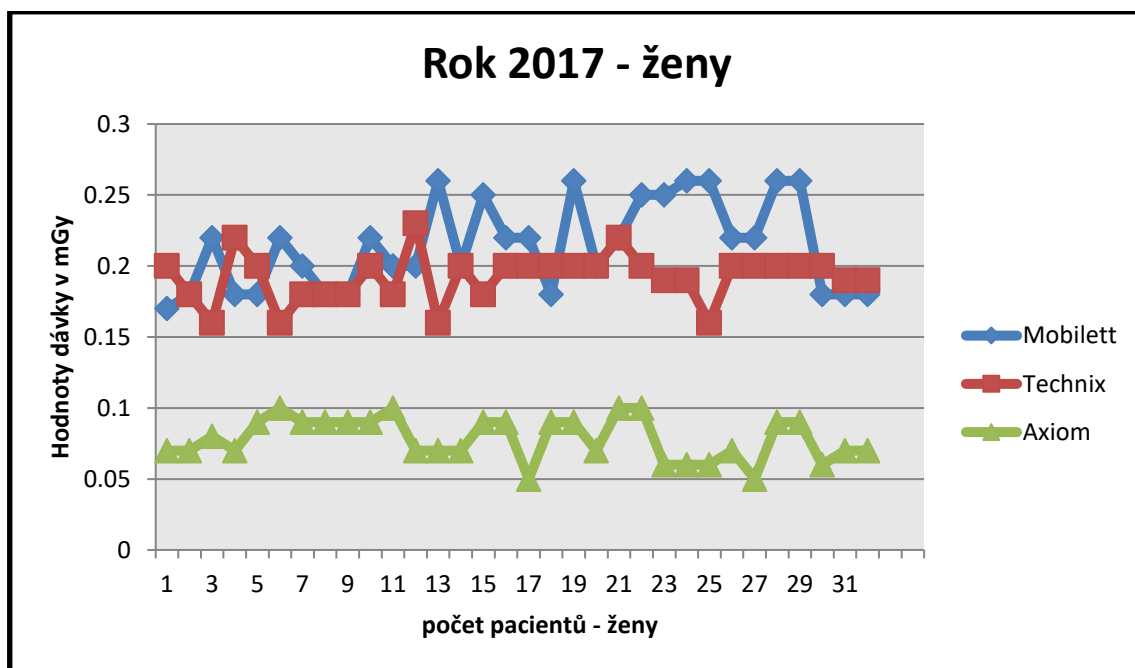


Graf 4-18 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2017)

I v tomto grafu jsem na horní dvě křivky vynesla hodnoty pro mobilní RTG přístroje, které fluktuují od 0,17 – 0,28 mGy.

Dolní křivka grafu představuje hodnoty stacionárního RTG přístroje v rozmezí od 0,06 – 0,11 mGy.





Graf 4-19- Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2017)

Horní dvě křivky grafu znázorňují hodnoty naměřené na uvedených mobilních RTG přístrojích a fluktuují v rozmezí od 0,17 – 0,26 mGy.

Na dolní křivku grafu jsem vynesla hodnoty naměřené na uvedeném stacionárním RTG přístroji, které se pohybují v rozmezí od 0,05 – 0,1 mGy.

## **Výsledky grafů vstupní povrchové kermy $K_e$ v mGy 2015 - 2017**

Z grafů pro výpočet vstupní povrchové kermy  $K_e$  v jednotkách mGy za roky 2015 – 2017 lze vyčíst, že ani jeden z uvedených měřených přístrojů **nepřevýšil diagnostickou referenční úroveň 0,3 mGy**; stanovenou v příloze č. 22 vyhlášky 422/2016 Sb.

Shrneme-li tyto poznatky, pak nejmenší dávku snímku plic obdrželi pacienti, kteří byli snímkováni na stacionárním RTG přístroji Axiom Luminos.

## 5 Diskuze

Veškerá data pro výpočet vstupní povrchové kermy u vybrané skupiny pacientů za roky 2015 – 2017 byla získána z RDG oddělení nemocnice Děčín. Čerpala jsem z pracovních sešitů a počítačového programu Fons Enterprise. Pro výpočet jsem potřebovala znát užití napětí, proud, ohniskovou vzdálenost mezi pacientem a zdrojem IZ a váhu pacienta. Protože Národní diagnostické referenční úrovně, uvedené v příloze č. 22 vyhlášky 422/2016 Sb., jsou zpracovány pro standardní pacienty o váze  $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$  s tím, že sběr dat může být pro pacienty o váze  $\pm 60 - 80 \text{ kg}$ , z tohoto důvodu jsem vybírala skupiny pacientů v přibližně stejné váhové skupině. Od Ing. Antonína Kouckého, který zabezpečuje odborný dohled nad všemi zdroji IZ na tomto oddělení, jsem získala podklady pro výpočty vstupní povrchové kermy. Byly naměřené na fantomu o tloušťce 20 cm, který odpovídá standardu pacienta o váze  $\pm 60 - 80 \text{ kg}$ .

Z podkladů pro výpočet vstupní povrchové kermy a vedených dat každého vybraného pacienta jsem vypočítala odpovídající skutečnou hodnotu vstupní povrchové kermy pacientů a vynesla je do grafů. Pro mobilní RTG přístroj Mobilett XP Hybrid (oddělení JIP) se užití napětí pro stanovený standard pohybovalo v rozmezí 70 – 75 kV a vstupní povrchová kerma nepřevýšila hodnotu  $280 \mu\text{Gy}$ . Pro mobilní RTG přístroj Technix TMS – 300 (oddělení ARO) užití napětí fluktuovalo mezi 66 – 75 kV, přičemž vstupní povrchová kerma nepřevýšila hodnotu  $255,5 \mu\text{Gy}$ . Pro stacionární RTG přístroj Axiom Luminos se po celé tři roky užívalo stejné napětí 109 kV a vstupní povrchová kerma se pohybovala mezi 52,5 – 113,8  $\mu\text{Gy}$ . Vzhledem k tomu, že jsem vybírala pacienty o přibližně stejné váze  $\pm 60 - 80 \text{ kg}$ , není ve výsledku z výpočtů mezi skupinami žen a mužů patrný markantní rozdíl.

Z grafů a výsledků vyplývá, že hodnoty vstupní povrchové kermy pro dané mobilní RTG přístroje převyšují asi 2,5 krát hodnoty vstupní povrchové kermy stacionárního RTG přístroje a vyvrací tak hypotézu, zda jsou dávky mobilních RTG přístrojů srovnatelné s dávkami stacionárního RTG přístroje. S největší pravděpodobností je tak dáno užitím měkké snímkové techniky a nepřímé digitalizace u mobilních přístrojů.

Užitím tvrdé snímkovací techniky a přímé digitalizace se naopak dosáhlo snížení radiační zátěže.

Z hlediska radiační ochrany však výsledky grafů ukázaly, že žádná z hodnot vstupní povrchové kermy všech tří měřených přístrojů nepřekročila stanovenou diagnostickou referenční úroveň  $0,3 \mu\text{Gy}$  pro snímek plic v AP/PA projekci.

## 6 Závěr

Tématem této bakalářské práce byly „Mobilní RTG přístroje“. V průběhu let našly plnohodnotné využití na mnoha pracovištích a lůžkových částí zdravotnických zařízení pro svojí poměrně malou váhu, snadnou manipulaci a obsluhu. Díky mobilním RTG přístrojům jsme dnes schopni provést snímky i u takových pacientů, kteří jsou z vážných zdravotních důvodů upoutáni na lůžko a jejich převoz na RDG oddělení by mohl vést ke zhoršení jejich stavu. Mezi nejčastější rentgenová vyšetření na lůžku patří pak nativní snímek plic.

Považovala jsem za důležité se v teoretické části mé práce zmínit o vzniku a vlastnostech RTG záření, vzniku RTG obrazu a vyvolávacím procesu snímku. Jelikož se postupem času zvyšuje snaha o snižování radiační zátěže pro obyvatelstvo, další část práce byla věnována radiační ochraně a základním principům ochrany. Je na lékaři, aby pečlivě zvážil nutnost RTG snímku a jeho indikace byla opodstatněná a snímek kvalitně zhodnocen a popsán. Dále jsem uvedla stručný přehled a obsluhu mobilních RTG přístrojů.

V praktické části jsem porovnávala rozdíly dávek u RTG snímků plic naměřených na dvou různých typech mobilních RTG přístrojů s jedním stacionárním RTG přístrojem. K výpočtům vstupní povrchové kerry jsem vybrala skupinu pacientů o váze odpovídající standardu  $\pm 60 - 80$  kg za kalendářní roky 2015 – 2017 krajské zdravotní nemocnice Děčín. Z výsledků grafů jsem zjistila, že hodnoty vstupní povrchové kerry z mobilních RTG přístrojů převyšují hodnoty vstupní povrchové kerry stacionárního RTG přístroje zhruba 2,5 krát a tudíž nejsou srovnatelné. Toto zjištění vyvrátilo hypotézu, zda jsou.

Je nutné si uvědomit, že provedení snímku plic na lůžku zkracuje časové prodlení z případného přesunu pacienta na RDG oddělení, a tím urychluje stanovení diagnózy u pacientů, kteří mohou být v ohrožení života.

Za stěžejní jsem pak považovala fakt, že žádná hodnota naměřená a použitá ve výpočtech pro všechny tři typy přístrojů nepřesáhla národní diagnostickou referenční úroveň stanovenou pro AP/PA snímek plic, a to  $0,3 \mu\text{Gy}$ .

## 7 Seznam zdrojů

1. SÚJB, Lékařské ozáření – používání rentgenů [online]. [cit. 2018-01-15].  
Dostupné z: <<https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-chrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>>
2. 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
3. VYHLÁŠKA č. 422/2016 Sb., 2017 [online]. [cit. 2018-01-20]. Dostupné z: <<https://www.tzb-info.cz/pravni-predpisy/vyhlaska-c-422-2016-sb-o-radiacni-ochrane-a-zabezpeceni-radionuklidoveho-zdroje>>
4. SÚRO. *Principy radiační ochrany*. 2018 [online]. Praha 4 [cit. 2018-03-15].  
Dostupné z: <<https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>>
5. HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0
6. ŠMORANC, Pavel. *Rentgenová technika v lékařství*. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola, 2004. ISBN 80-85438-19-4
7. ULLMANN, V. a kol. Kapitola 3. *Aplikace ionizujícího záření*. [online]. [cit. 2018-01-20]. Dostupné z: <<http://astronuklfyzika.cz>>
8. RADIOBIOLOGIE, 2010. Kapitola 1. *Rentgenové záření*. [online]. [cit. 2018-02-03].  
Dostupné z: <<http://fbmi.sirdik.org>>
9. KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus, 2005. ISBN 80-86571-09-2
10. ROSINA, Jozef a Leoš NAVRÁTIL, ed. *Lékařská biofyzika*. Praha: Manus, 2000. ISBN 80-902318-5-3
11. RADIOBIOLOGIE, 2010. Kapitola 1. *Veličiny používané v radiační ochraně*. [online]. [cit. 2018-02-03]. Dostupné z: <<http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html>>
12. MUDRUŇKA, Jiří, *Rentgenka*. 2010. [online], [cit. 2018-02-12], dostupné z <<http://www.wikiskripta.eu>>

13. BUREŠ, J., 2002. *Fyzici – Wilhelm Conrad Röntgen*. [online]. [cit. 2018-03-25]. Dostupné z: <<http://.converter.cz>>
14. VOTAVA, Vladimír a Jan KŘEPELKA. *Pneumologie v praxi*. Praha: Galén, 1996. ISBN 80-85824-32-9
15. CORNE, Jonathan. *RTG hrudníku, srdce a plic pro praxi*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0776-4
16. STRŽÍTESKÝ, Jan. *Patologie: [učebnice pro zdravotnické školy a bakalářské studium]*. Olomouc: Epava, 2001. ISBN 80-86297-06-3
17. KLENER, V. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6
18. HÁLOVÁ, M., 2017. *Kosmické záření*. [online]. iROZHLAS [cit. 2018-02-12]. Dostupné z: <<https://www.irozhlas.cz/zpravy-tag/kosmicke-zareni>>
19. VENDIŠ, T. a J. BAXA, 2017. *Radiologieplzen.eu: Ukázky rentgenových snímků*. [online]. FN Plzeň [cit. 2018-03-20]. Dostupné z: <<http://radiologieplzen.eu/klasicke-rtg-snimky/>>
20. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
21. MAHESH, M., 2013. Radiation. *Journal of the American college of Radiology*. [online]. P. 557-558 [cit. 2018-03-11]. Dostupné z: <[http://www.jacr.org/article/S1546-1440\(13\)00287-1/abstract](http://www.jacr.org/article/S1546-1440(13)00287-1/abstract)>
22. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3
23. Příspěvatelé WikiSkript, *Comptonův jev - co dokazuje, přínos* [online]. c2018, [cit. 2018-02-12]. Dostupné z: <[https://www.wikiskripta.eu/w/Compton%C5%AFv\\_jev\\_-\\_co\\_dokazuje,\\_p%C5%99%C3%ADnos](https://www.wikiskripta.eu/w/Compton%C5%AFv_jev_-_co_dokazuje,_p%C5%99%C3%ADnos)>
24. Příspěvatelé WikiSkript, *Elektron-pozitronové páry* [online]. c2015, [cit. 2018-02-12]. Dostupné z: <[https://www.wikiskripta.eu/w/Elektron-zitronov%C3%A9\\_p%C3%A1ry](https://www.wikiskripta.eu/w/Elektron-zitronov%C3%A9_p%C3%A1ry)>

25. Příspěvatelé WikiSkript, *Fotoelektrický jev* [online]. c2018, [cit. 2018-02-12]. Dostupné z: <[https://www.wikiskripta.eu/w/Fotoelektrick%C3%BD\\_jev](https://www.wikiskripta.eu/w/Fotoelektrick%C3%BD_jev)>
26. FOMEI, 2018 Radiodiagnostika: Mobilní RTG přístroje Technix. [online]. Hradec Králové [cit. 2018-02-15]. Dostupné z: <<http://www.fomei.cz/produkty/digitalizace/mobilni-rtg-pristroje-technix>>
27. Electric medical service, s.r.o., 2017 Katalog firem [online]. Praha [cit. 2018-02-16]. Dostupné z: <<http://www.avdzp.cz/katalog/cz/electric-medical-service.html>>
28. Návod k použití, MOBILETT XP/XP ECO/XP HYBRID/, Siemens, SPR8-230.621.01.03.26
29. Návod k použití, TECHNIX TMS-300, TECHNIX SPA, verze 2005, AD3001\_E00RO.doc
30. HOUSER, P., 2017. *Kde se bere nejenergičtější kosmické záření? Z cizích galaxií.* SCIENCEmag [online]. Praha: Fyzikální ústav AV ČR [cit. 2018-02-10]. Dostupné z: <<http://sciencemag.cz/kde-se-bere-nejenergictejsi-kosmicke-zareni/>>



## **8 Seznam zkratek**

RTG – rentgenové záření, rentgenový přístroj

RDG – radiodiagnostické (např. oddělení)

IZ – ionizující záření

ZIZ – zdroj ionizujícího záření

DRÚ – diagnostická referenční úroveň

ARO – anesteziologicko - resuscitační oddělení

JIP – jednotka intenzivní péče

## 9 Seznam obrázků

Obrázek 1. 1 Kosmické záření .....	10
Obrázek 1. 2 Schéma RTG lampy .....	11
Obrázek 1. 3 Fotoelektrický jev .....	14
Obrázek 1. 4 Comptonův jev .....	15
Obrázek 1. 5 Elektron - pozitronový pár .....	16
Obrázek 1. 6 Účinky stochastické a deterministické .....	24
Obrázek 1. 7 Nativní RTG snímek plic .....	29
Obrázek 1. 8 Zadopřední projekce ve stoje .....	30
Obrázek 1. 9 Mobilní RTG přístroj Technix .....	34
Obrázek 1. 10 Mobilní RTG přístroj C - rameno .....	35
Obrázek 3.1 Geometrie měření vstupní povrchové dávky .....	44

## 10 Seznam tabulek

Tabulka 1-1 Označení rizika při ozáření malými dávkami.....	26
Tabulka 1-2 Národní diagnostické referenční úrovně .....	27
Tabulka 1-3 Základní limity .....	28
Tabulka 3-1 Mobilní RTG přístroj Technix TMS - 300.....	45
Tabulka 3-2 Mobilní RTG přístroj Mobilett XP Hybrid .....	45
Tabulka 3-3 Stacionární RTG přístroj Axiom Luminos d RF .....	45

## 11 Seznam grafů

Graf 4-1 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (muži r. 2015) .....	47
Graf 4-2 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2015) .....	48
Graf 4-3 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (ženy r. 2015).....	49
Graf 4-4 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2015).....	50
Graf 4-5 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (muži r. 2016) .....	51
Graf 4-6 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2016) .....	52
Graf 4-7 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (ženy r. 2016).....	53
Graf 4-8 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2016).....	54
Graf 4-9 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (muži r. 2017) .....	55
Graf 4-10 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2017) .....	56
Graf 4-11 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid a Axiom Luminos (ženy r. 2017).....	57
Graf 4-12 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ mezi přístroji Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2017).....	58
Graf 4-13 - Poměr nejvyšší naměřené vstupní povrchové kerry v $\mu\text{Gy}$ u všech tří přístrojů (muži i ženy r. 2015 – 2017) .....	59
Graf 4-14 - Rozdíl vstupní povrchové kerry v $\text{mGy}$ mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2015).....	60

Graf 4-15 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2015) .....	61
Graf 4-16 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2016) .....	62
Graf 4-17 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2016) .....	63
Graf 4-18 - Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (muži r. 2017) .....	64
Graf 4-19- Rozdíl vstupní povrchové kermy v mGy mezi přístroji Mobilett XP Hybrid, Technix TSM – 300 a Axiom Luminos (ženy r. 2017) .....	65