UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Tomáš Čejka

Snímkování hrudníku u lůžka měkkou a tvrdou snímkovací technikou. Vliv parametrů na dávku a kvalitu obrazu.

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. MUDr. Boris Kreuzberg, CSc.

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Havlíčkův Brod 14.5.2023 Tomáš Čejka

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé diplomové práce prof. MUDr. Borisi Kreuzbergovi za trpělivost, užitečné rady, připomínky a za odborné vedení mé diplomové práce.

Anotace

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Radiační ochrana

Název práce: Snímkování hrudníku u lůžka měkkou a tvrdou snímkovací technikou. Vliv parametrů na dávku a kvalitu obrazu.

Název práce v AJ: Bedside chest imaging with soft and hard imaging techniques. Influence of parameters on dose and image quality.

Datum zadání: 24.11.2021

Datum odevzdání:

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita palackého v Olomouci
Fakulta zdravotních věd
Ústav radiologických metod

Autor práce: Tomáš Čejka

Vedoucí práce: prof. MUDr. Boris Kreuzberg, CSc.

Oponent práce: MUDr. Jan Macek

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Diplomová práce je zaměřena na hodnocení dávky a rozlišení obrazu při snímkování hrudníku měkkou a tvrdou snímkovací technikou.
Cíl: Zjistit, jestli bude dávka ozáření pacienta menší při měkké nebo tvrdé snímkovací technice, a při které technice bude lepší rozlišení obrazu.
Závěr: Ze statistického zpracování výsledků vyplývá, že při tvrdé snímkovací technice je nižší radiační zátěž pacienta. Použití tvrdé nebo měkké snímkovací techniky, ale nemá vliv na kvalitu rozlišení obrazu.

Abstrakt v AJ:

Introduction: The thesis is focused on dose evaluation and image resolution during chest imaging with soft and hard imaging techniques.

Objective: To determine if the radiation dose to the patient will be lower with a soft or hard imaging technique and which technique will have better image resolution.
Result: The statistical processing of the results showed that the patient's radiation exposure is lower with hard imaging technique. However, the use of hard or soft imaging techniques did not affect the quality of image resolution.

Klíčová slova v ČJ: Rentgen, hrudník, dávka, rozlišení obrazu

Klíčová slova v AJ: X-ray, chest, dose, resolution

Rozsah: 59 stran

Obsah

ANOTACE **4**

OBSAH **6**

ÚVOD **8**

1 POPIS REŠERŠNÍ ČINNOSTI **9**

2 TEORETICKÁ ČÁST **10**

2.1 Anatomie hrudníku *10*

2.2 Rentgenka *11*

2.3 Vznik RTG záření *13*

2.4 Ohnisko anody *15*

2.5 Heel efekt *16*

2.6 Kolimátor *16*

2.7 Interakce záření s hmotou *17*

2.8 Fotoelektrický jev *17*

2.9 Rayleighův rozptyl *18*

2.10 Comptonův rozptyl *18*

2.11 Tvorba elektron-pozitronového páru *19*

2.12 Sekundární clony *19*

2.13 Detekce RTG záření *20*

2.14 Nepřímá digitalizace *21*

2.15 Přímá digitalizace *22*

2.16 Stacionární a mobilní skiagrafie *22*

2.17 Parametry expozice *24*

2.18 Biologické účinky záření *24*

2.19 Radiační ochrana v radiologii *25*

2.20 Cíle radiační ochrany *26*

2.21 Principy radiační ochrany *26*

2.22 Atomový zákon *27*

2.23 Program zajištění radiační ochrany *28*

2.24 Měření dávek pacienta *30*

2.25 Rozlišení obrazu *31*

2.26 Archivování parametrů expozice *32*

3. ROLE RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA **34**

4. METODIKA VÝZKUMU **35**

4.1 Cíl výzkumu *35*

4.2 Hypotézy *35*

4.3 Metoda sběru dat *35*

5. ZPRACOVÁNÍ DAT **37**

5.1 Vliv napětí a proudu na výslednou dávku z nasbíraných hodnot *37*

5.2 Vliv napětí a proudu na výslednou dávku z naměřených hodnot *40*

5.3 Vliv kolimace na dávku *42*

5.3 Rozlišovací schopnost při měkké a tvrdé snímkovací technice *45*

6. DISKUSE **48**

6.1 Limity práce, význam pro praxi *50*

7. ZÁVĚR **51**

REFERENČNÍ SEZNAM **52**

Seznam zkratek *54*

SEZNAM OBRÁZKU **55**

SEZNAM GRAFŮ **56**

SEZNAM TABULEK **57**

PŘÍLOHY: **58**

Úvod

Zobrazovací technologie prochází velmi rychlým vývojem a dochází k významnému pokroku v rámci jejich využívání napříč většinou odvětví medicíny. Nešvarem dnešní doby však je nadužívání zobrazovacích metod a tím i rostoucí kolektivní dávka z lékařského ozáření. Tento fakt nemění ani významné snížení dávek záření, které se díky modernizaci přístrojů v dnešní době pro vyšetření využívají. (Súkupová, 2018) Snímek plic je nejčastěji prováděné vyšetření na rentgenu. Snímek hrudníku na lůžku se provádí, pokud není pacient schopen se postavit, nebo při snímkování na jednotce ARO nebo JIP.

Tato práce se bude zabývat porovnání tvrdé a měkké snímkovací techniky při snímkování hrudníku. V současné době je velký tlak na snižování dávek ozáření na pacienty při vyšetření. Proto si v diplomové práci pokusíme říct, při které technice snímkování je menší radiační zátěž pro pacienta a zároveň u které techniky je lepší rozlišovací schopnost v obraze. Při prostudování podkladů a prací bylo zjištěno, že radiační zátěži při snímkování plic se věnuje málo prací a studií a porovnání měkké a tvrdé snímkovací technice hrudníku téměř žádné. Velké množství prací se zabývá dávkou při vyšetření plic na CT přístroji. Je zřejmé že dávky při CT vyšetření jsou mnohokrát vyšší ale provedených snímků hrudníku je mnohonásobně více než CT vyšetření. V teoretické části se tedy budeme zabývat anatomií hrudníku, technickými aspekty rentgenového přístroje, vznikem a detekcí rentgenového záření a účinky rentgenového záření.

1 Popis rešeršní činnosti

Pro rešeršní činnost byli použity databáze PubMed, Medvik a EBSCO. Klíčová slova v anglickém jazyce byla: X-ray, chest, dose. V českém jazyce rentgen, hrudník, dávka. Vyhledávání bylo omezeno na publikace vydané mezi roky 2013 až 2023. Byl\ vyhledávány články v českém a anglickém jazyce. Z výběru byly vyřazeny duplicitní publikace, publikace neodpovídající tématu a publikace, kde nebylo přístupné plné znění práce. V databázi medvik bylo dohledáno 23 publikací. Po prostudování byly do diplomové práce použity dvě publikace. Databáze EBSCO nalezla 26 publikací, z nich byly použity dvě publikace pro diplomovou práci. V databázi PubMed bylo dohledáno 730 publikací. Po prostudování bylo vybráno 8 publikací vhodných pro diplomovou práci. Celkem bylo pro tvorbu použito 18 publikací.

2 Teoretická část

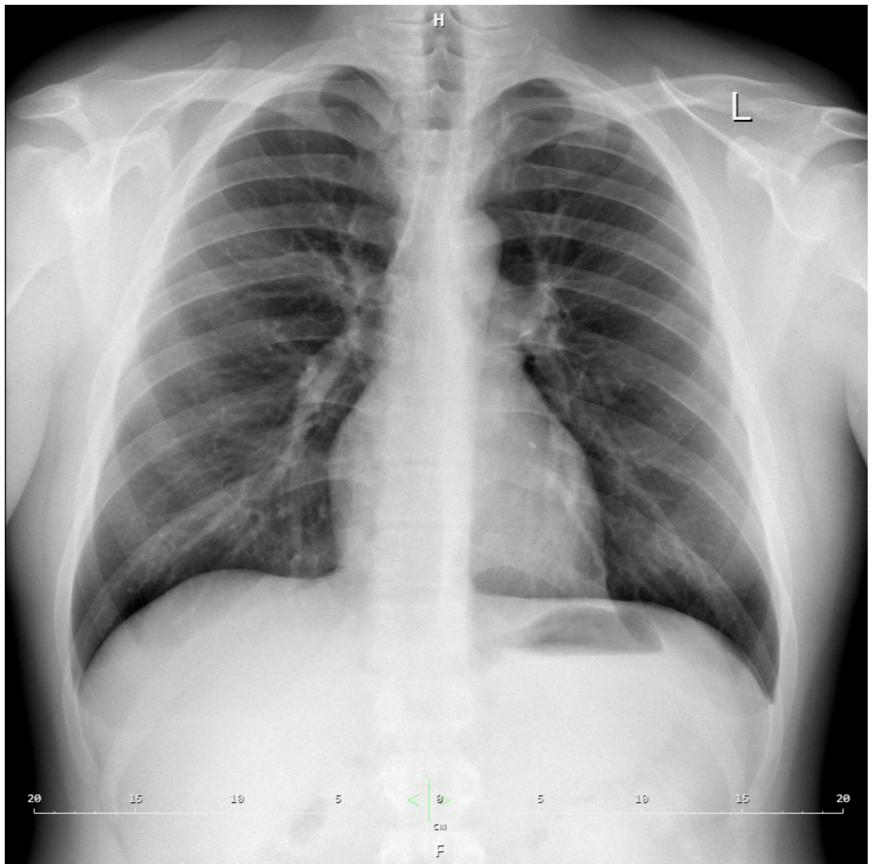
Přes četné nové diagnostické možnosti je prostý snímek hrudníku nejčastěji používanou diagnostickou metodou. Využívá se při plicních onemocněních, předoperačních vyšetřeních ale i v pracovním lékařství. Základní vyšetření je prostý snímek ve stoje v PA projekci. Velmi často se také provádějí snímky vleže v AP projekci, převážně na ARO, JIP a operačních sálech.

2.1 Anatomie hrudníku

Hrudní prostor rozděluje mezihrudní přepážka – mediastinum na dvě nestejně velké pohrudniční dutiny. V mediastinu jsou uloženy orgány, cévy a nervy. Mediastinum se rozprostírá mezi hrudní kostí a hrudní páteří. Největší část mediastina zabírá srdce, které je uloženo ve vazivovitém vaku - osrdečníku (Kos, 2014). Po stranách na srdce naléhá pravá a levá plíce. Srdce se skládá ze základních čtyř částí: pravé a levé síně a pravé a levé komory. Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla (vena cava superior a vena cava inferior). Dále krev putuje do pravé komory, kde se na pomezí síně a komory nachází trojcípá chlopeň. Z pravé komory je krev vytlačována do truncus pulmonalis a ten se následně dělí na arteria pulmonalis dextra a arteria pulmonalis sinistra. Následně se krev z plic vrací pomocí čtyř pulmonálních žil do levé síně. Následně se krev vlévá do levé komory. Mezi levou síní a levou komorou se nachází dvojcípá chlopeň. Z levé komory putuje krev do vzestupné aorty, ta poté přechází v aortální oblouk a pokračuje do sestupné aorty (Hudák, 2017).

Hrudníkem také prochází průdušnice, která se v oblasti obratle Th4 větví v průduškový strom. Hlavní průdušky nejprve probíhají v mediastinu a následně končí v plicích (Hudák, 2017). Pravá plíce se dělí na horní, střední a dolní lalok. Levá plíce se dělí na horní a dolní lalok.

Ochranu hrudníku zajišťuje kostra trupu. Ta se skládá z obratlů, žeber a hrudní kosti. Na hrudníku je celkem 12 hrudních obratlů, ze kterých vychází 12 páru žeber. Prvních 7 horních páru žeber jsou žebra pravá, která jsou pomoci chrupavek napojena na hrudní kost. Osmý až desátý pár jsou žebra nepravá. Konce nepravých žeber se pomocí chrupavek napojují na sedmá žebra. Jedenáctý a dvanáctý pár žeber jsou žebra volná, která se nikam nenapojují. Přední stěnu hrudníku tvoří hrudní kost. Hrudní kost se dělí na rukojeť, tělo a mečovitý výběžek. Na rukojeti se nachází jamka, kde se napojuje klíční kost ke sternu. Na těle hrudní kosti se nachází sedm páru jamek pro připojení pravých žeber (Naňka, 2015).



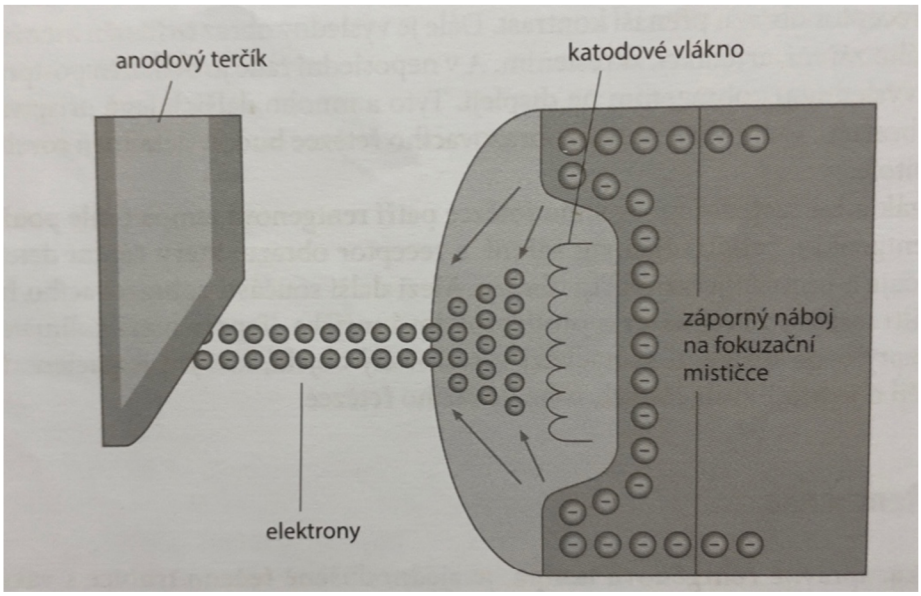
Obrázek 1 Snímek plic (vlastní zdroj)

Hodnocení anatomických poměrů na prostém snímku plic je značně obtížné. Na obrázku číslo 1 je vidět, že prostý snímek je sumační snímek. To znamená, že všechny anatomické struktury, které se nachází v daném bodě mezi rentgenkou a detektorem se sumují do jednoho bodu.

2.2 Rentgenka

Skiagrafická rentgenka se skládá ze žhavené katody, rotační anody a evakuované trubice. Katoda je tvořena navinutým vláknem (nejčastěji z wolframu). K vláknu katody je připojen elektrický proud. Při průchodu proudu dochází k velkému zahřívání vlákna a poté k termoemisi elektronů. Množství elektorů záleží na teplotě katody, a tedy na velikosti proudu, který prochází navinutým vláknem katody. Takto vzniklé elektrony vylétají směrem k anodě. Vylétávající elektrony jsou usměrňovány pomocí fokuzačních mističek do slabého svazku elektronů. Fokuzační mistička je tvořena záporně nabitými částicemi, které od sebe odpuzují vylétávající

elektrony a tlačí je do úzkého svazku, jak lze vidět na obrázku 2. Takto upravený svazek elektronů vytváří na anodě malé ohnisko.

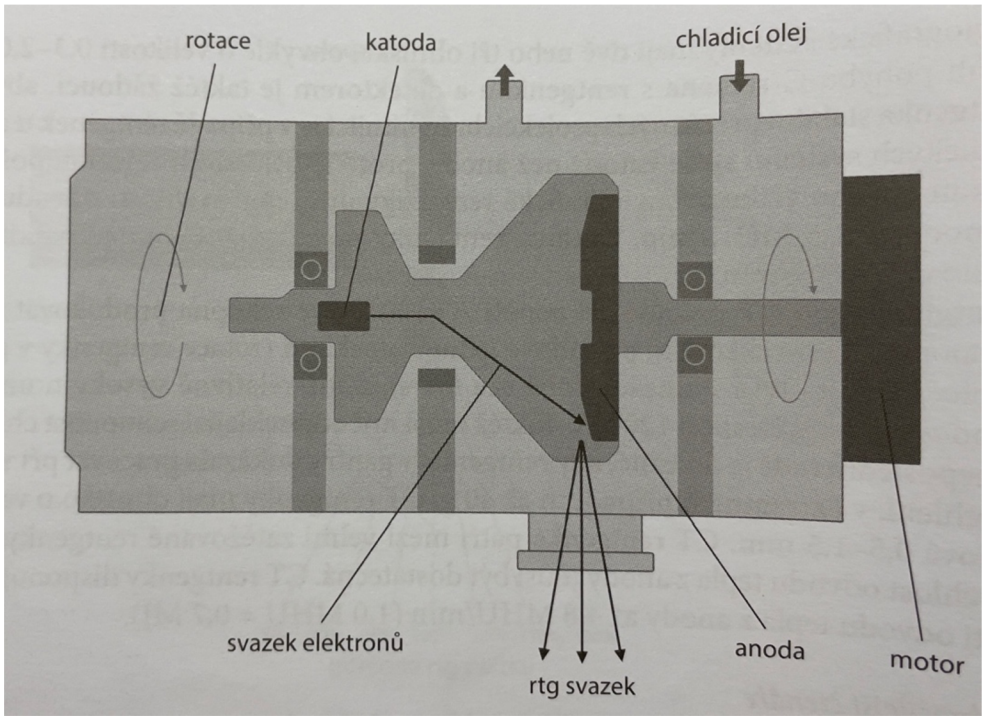


Obrázek 2 Fokuzační mističky (Súkupová, 2018)

V běžné skiagrafii se nejčastěji využívá rotační anoda. Ta se skládá ze základny, rotační části a samotného terčíku, na který dopadají elektrony emitované z katody. Při dopadu elektronu na terčík anody je přes 99 % elektronů přeměněno na teplo a pouze necelé 1 % se přemění na rentgenové záření. Z toho důvodu je anoda rotační – neustále se mění místo dopadu elektronového svazku a nedochází k roztavení samotného terčíku. Samotný terčík je tvořen z wolframu. Wolfram má vysoký bod tání a také vyšší atomové číslo. Tím vzniká možnost dostatečného tepelného zatížení terčíku a také k větší produkci fotonů v RTG spektru oproti jiným kovům.

Katoda i anoda jsou umístěny ve vakuované skleněné baňce. V samotné baňce je udržováno vakuum, aby nedocházelo k interakci elektronů po cestě mezi katodou a anodou. Celá baňka je uložena v oleji, který odvádí teplo. Celá tato soustava je umístěna v olověném krytu, který

umožňuje vylétávání RTG fotonů pouze přes výstupní okénko a zachytává mimoohniskové záření. Nákres celé rentgenky lze vidět na obrázku 3.

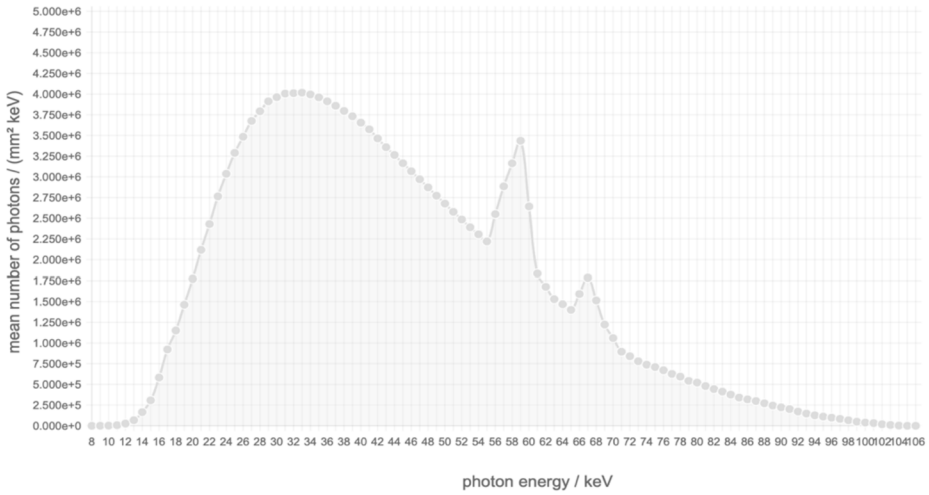


Obrázek 3 Soustava rentgenky (Súkupová, 2018)

2.3 Vznik RTG záření

Elektrony mezi katodou a anodou jsou urychlovány na velikou kinetickou energii pomocí napětí mezi těmito elektrodami. Při nárazu elektronu do terčíku dochází k interakcím mezi elektronem a materiálem terčíku. Přes 99 % elektronu se přemění na teplo a pouze necelé 1 % na RTG záření. Vzniklé RTG záření dělíme na charakteristické a brzdné. Brzdné záření vzniká při průletu elektronu v blízkosti jádra. Elektrony jsou přitahovány coulombickými silami, ztrácejí svojí kinetickou energii a vzniká foton o velikostí energie zbrzděného elektronu. Největší energii mají fotony, které vznikly zbrzděním elektronu u jádra, čím elektron prolétá dále od jádra tím je výsledná energie fotonu menší. Spektrum brzdného záření je spojité.

Jak lze vidět v grafu 1, tak vzniklé záření obsahuje fotony od energií blízkých nule, tak až maximálních energií.



Graf 1 Spektrum RTG záření (simulátor RTG spekter, Siemens)

Maximální energie je dána nejvyšší kinetickou energií elektronu vylétávajícího z katody. Maximální energie je tedy rovna napětí mezi katodou a anodou. Charakteristické záření vzniká při interakci emitovaného elektronu a elektronu z elektronového obalu atomu. Elektrony v obalu jsou na jednotlivých slupkách vázány různou vazebnou energií. Pro uvolnění elektronu z obalu je nutné dodat energii minimálně rovnou velikosti vazebné energie. Pokud tedy emitovaný elektron vyrazí elektron z elektronového obalu, tak dojde ke vzniku nestabilní díry, kterou zaplní elektron z vyšší slupky. Při přechodu elektronu mezi slupkami dojde k vyzáření fotonu o velikosti rozdílu energií mezi danými slupkami. Vzniklý foton způsobuje charakteristické záření. Jak lze vidět v grafu 1, charakteristické záření je takzvaně spektrální, dochází ke vzniku peaku. Počet peaku záleží na počtu energetických hladin elektronového obalu v daném atomu, a energie daných peaku odpovídá rozdílům vazebných energií v elektronovém obalu prvku. Počet peaku a velikostí energií tedy budou závislé na materiálu anody. Výsledné spektrum RTG fotonů vystupujících z anody je kombinace spektra brzdného a charakteristického záření. Výsledná podoba spektra je závislá na několika proměnných. Základní věcí, která ovlivňuje výsledné spektrum je materiál anody. Peaky charakteristického záření budou závislé na jednotlivých energetických hladinách elektronového obalu. Tvorba RTG fotonů je také závislá na atomovém čísle anody, čím je větší, tím daný materiál produkuje více fotonů (Wolbarst, 2013).

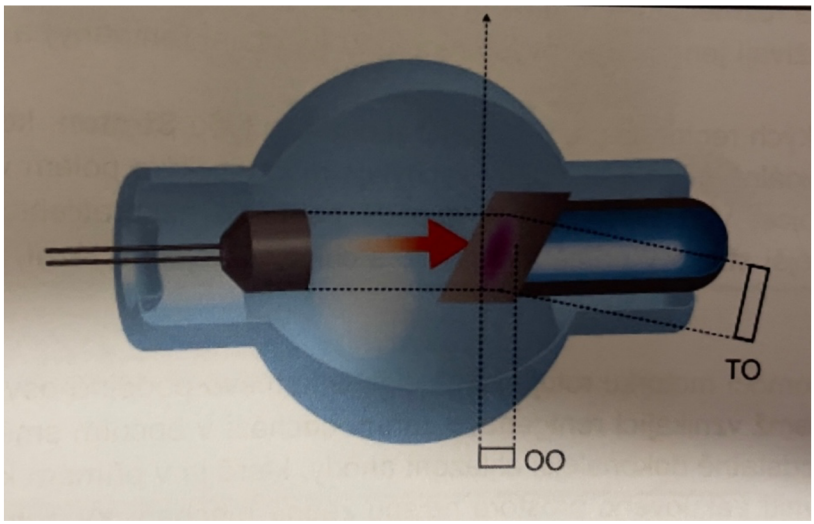
Napětí na rentgence také ovlivňuje výsledné spektrum RTG záření. Při zvýšení napětí na rentgence při zachování stejného proudu dojde ke vzniku více fotonů a také se zvýší maximální energie fotonů.

Proud rentgenky ovlivňuje množství fotonů ve svazku. Při zvýšení proudu dojde k emitaci většího počtu fotonů.

Spektrum RTG záření je před opuštěním rentgenky upraveno pomocí několika filtrů. Nejprve je dané záření filtrováno při průchodu skleněnou baňkou, poté průchodem přes olejovou náplň. Následně svazek prochází přes přídavnou filtraci. Jako přídavná filtrace se nejčastěji používají měděné nebo hliníkové destičky. Ty mají za úkol odstranit ze spektra nízkoenergetické fotony, které zvyšují radiační zátěž, ale nepodílejí se na tvorbě obrazu. Při průchodu přes přídavnou filtraci ale dojde i k odfiltrování menšího množství fotonů středních nebo vyšších energií.

2.4 Ohnisko anody

Ohnisko je prostor na terčíku anody, na který dopadají urychlené elektrony. Jelikož anoda nemá terčík kolmý na letící elektrony, ale je uložen pod úhlem 19^{o}, jak je vidět na obrázku 3, tak rozlišujeme termické a optické ohnisko.



Obrázek 4 Optické a termické ohnisko (Podzimek, 2013)

Termické ohnisko je plocha na terčíku, na kterou dopadají elektrony při pohledu od katody. Optické ohnisko je plocha termického ohniska při pohledu ze směru centrálního paprsku. V důsledku sklonu terčíku anody je tedy optické ohnisko menší než termické ohnisko. V ideálním případě by byla velikost ohniska nulová. Prakticky to proveditelné není a ohnisko má tedy nějakou velikost, čímž vzniká při tvorbě výsledného obrazu polostín. Polostín promítne

předmět do výsledného obrazu větší, než ve skutečnosti je. Velikost polostínu je ovlivněna velikostí ohniska a vzdáleností zobrazovaného předmětu od ohniska. Čím je ohnisko menší a vzdálenost od něj větší, tím je polostín menší. Standartně se u skiagrafických přístrojů využívá dvou různě velkých ohnisek. Standardně mívá menší ohnisko velikost okolo 0,6 mm a větší ohnisko velikost okolo 1,2 mm (Wolbarst, 2013).

Efekt polostínu je nejlépe vidět u snímku plic. Pokud se snímek provádí v PA projekci, tak je srdce více vzdálené od optického ohniska a výsledný obraz není o mnoho zvětšený oproti reálné hodnotě. Pokud ale pacienta otočíme do AP pozice, tak se vzdálenost mezi srdcem a optickým ohniskem zmenší a srdeční stín na výsledném obrazu bude více zvětšený oproti reálným hodnotám. Proto je důležité, aby radiologičtí asistenti uváděli pozici při snímkování srdce a plic na snímku, a lékař poté při hodnocení nálezu tuto skutečnost bral na zřetel.

2.5 Heel efekt

Heel efekt je jev, při kterém dochází k nerovnoměrné distribuci intenzity záření v rovině detektoru. Intenzita záření je největší u katodové strany rentgenky a nejmenší u anodové strany rentgenky. To je dáno tím, že fotony vylétávající z anody musí na anodové straně překonat větší množství materiálu a jsou zde více zachytávány než na katodové straně. Heel efekt nachází uplatnění v mamografii, kdy se nejhutnější snímkovaná vrstva dá ke katodové straně rentgenky a nejslabší vrstva je u anodové strany rentgenky. U skiagrafie se často snažíme heel efekt potlačit. Toho se dá dosáhnou vložením filtru do primárního svazku. Filtr je na katodové straně rentgenky tlustší než na straně anodové. Tím se výsledná intenzita svazku na detektoru přibližně vyrovná (Súkupová, 2018).

2.6 Kolimátor

Kolimátor je nezbytná součást rentgenových přístrojů. Jedná se o zařízení, které je umístěné na výstupu z rentgenky. Kolimátor se skládá z dvou párů protilehlých lamel, které se mohou přibližovat nebo oddalovat. Svazek RTG záření prochází skrze kolimátor a pomocí pohyblivých lamel je kolimován na požadovanou velikost. Tím docílíme, aby nedocházelo ke zbytečnému ozařování nevyšetřovaných částí těla. Kolimátor také obsahuje žárovičku (v dnešní době už s led technologií) a zrcátko. Zrcátko zajišťuje, že se světlo promítá na detektor ve stejné projekci

jako samotné rentgenové záření. Tím jsme schopni vyclonit rentgenové záření přesně na požadovanou oblast ještě před samotnou expozicí.

2.7 Interakce záření s hmotou

Předávání energií mezi nabitou částicí a hmotou probíhá pomocí ionizace a excitace atomů hmoty. Předání energií je důsledkem působení Coulombovských sil nabitých částic a orbitálních elektronů. Pokud je energie nabité částice větší, než je vazebná energie elektronu v obalu, tak je elektron z obalu vytržen a vzniká iontový pár. Tento proces se nazývá ionizace. Pokud není energie dostatečná k vytržení elektronu z obalu, tak dojde k přesunu elektronu na vyšší energetickou hladinu. Tomuto procesu se říká excitace (Podzimek, 2013). Samotné interakce dělíme podle toho, jestli se jedná o přímo nebo nepřímo ionizující záření. U přímo ionizujícího záření do interakcí vstupují elektricky nabité částice, jako jsou protony, elektrony, pozitrony nebo alfa částice. Z pohledu radiodiagnostiky je důležitá interakce záření beta. Elektricky neutrálně nabitý elektron prolétá v blízkosti jádra, kde je za pomocí silového působení jádra zbrzděn a z interakce vystupuje foton. Takto vzniká rentgenové záření pro radiodiagnostiku.

K nepřímo ionizujícímu záření dochází u elektricky neutrálních částic jako je foton nebo neutron. Nás budou zajímat interakce fotonu při průchodu pacientem. Při průchodu fotonu hmotou (ve skiagrafii o energiích 40 – 140 kV), se foton absorbuje v hmotě, rozptýlí se, a nebo projde bez interakce (Súkupová, 2018). U interakcí fotonu může také dojít ke vzniku elektron-pozitronového páru, ale to se děje až při vyšších energiích, které jsou v radiodiagnostice nedosažitelné.

2.8 Fotoelektrický jev

Fotoelektrický jev vzniká, když foton interaguje s elektronem na vnitřních slupkách atomu. Pro vznik tohoto jevu musí být energie fotonu větší než je vazebná energie elektronu. Elektron odlétá s energií o velikosti rozdílu energie fotonu a vazbové energie elektronu. V elektronové slupce vzniká volné místo, které je výhodné pro ostatní elektrony z vyšších slupek, a snaží se ho tedy zaplnit. Při přeskoku elektronu mezi slupkami se uvolní rozdíl energie o velikosti

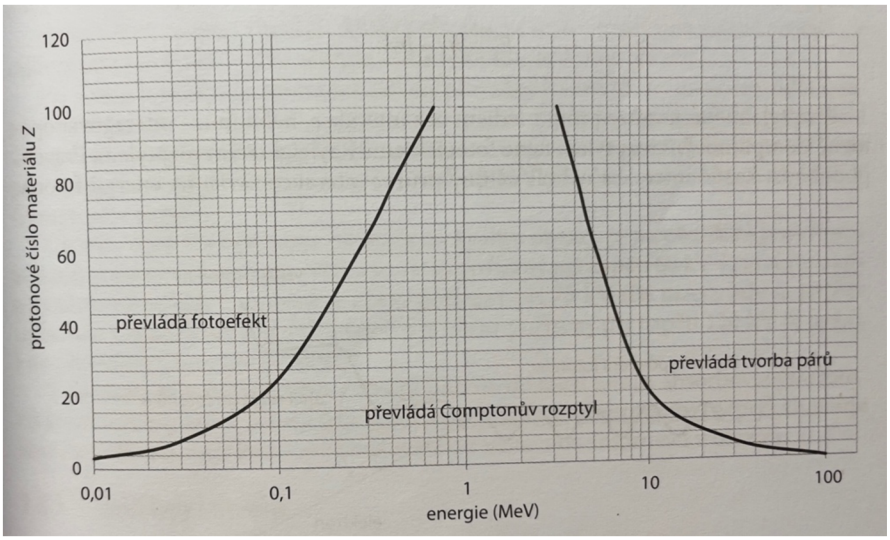
rozdílu těchto dvou energetických hladin. To může být ve formě fotonu, tzv. charakteristické záření nebo může dojít k produkci Augerových elektronů. Augerův elektron vzniká, když je rozdíl energií mezi slupkami předán elektronu na vnější slupce a ten se uvolní. Podmínka fotoefektu tedy je, že musí být energie fotonu větší než vazebná energie elektronu. U vyšších energií fotonu se ale výrazně snižuje pravděpodobnost vzniku fotoefektu. Fotoefekt je velmi důležitý jev v radiodiagnostice, protože vytváří kontrast v obraze (Súkupová, 2018).

2.9 Rayleighův rozptyl

Rayleighův rozptyl je jev, kdy dojde k rozptylu fotonu, ale nedochází ke změně vlnové délky fotonu. Prolétávající foton interaguje s elektrony z atomového obalu, při nárazu předá energii elektronu a rozkmitá ho. Poté dochází k vyzáření fotonu o stejné energii, ale s jiným směrem letu. Rayleighův rozptyl je v radiodiagnostice zastoupen velmi málo a má nepříznivý účinek na kvalitu obrazu.

2.10 Comptonův rozptyl

Comptonův rozptyl je jev, kdy dochází k interakci prolétávajícího fotonu s volným nebo slabě vázaným elektronem. Foton předá část své energie elektronu a odlétá s pozměněným směrem a nižší energií. Interakci také opouští elektron o energii rovné rozdílu počáteční a výsledné energii fotonu. Rozptýlený foton může dále interagovat Comptonovým rozptylem, Rayleighovým rozptylem, fotoefektem, anebo může projít hmotou bez interakce. Comptonův rozptyl je v radiodiagnostice nežádoucí. Foton, který je rozptýlený, dopadá na detektor z jiného směru než ze směru od rentgenky, a snižuje tak kvalitu obrazu. Z tohoto důvodu se používají sekundární clony, které rozptýlené fotony odstíní (Wolbarst, 2013).
V interakcích rentgenového záření je nejméně zastoupený Rayleighův rozptyl. V rámci celého spektra energií se jedná o jednotky procent. V energiích do 25 keV je dominantní fotoelektrický jev. Při vyšších energiích je dominantní Comptonův rozptyl a při energiích nad 90 keV tvoří více než 95 % interakcí v hmotě (Súkupová, 2018). Pravděpodobnost interakcí v závislosti na energii lze vidět na obrázku 5.



Obrázek 5 Pravděpodobnost vzniku jednotlivých interakcí na energii fotonu (Súkupová, 2018)

2.11 Tvorba elektron-pozitronového páru

K tomuto jevu dochází v Coulombovském poli jádra. Prolétávající foton se v blízkosti jádra přemění na elektron a pozitron. Pro vznik páru je nutná energie fotonu o velikosti minimálně 1,022 MeV. Tato energie je v radiodiagnostice nedosažitelná. Tento jev tedy vzniká hlavně u lineárních urychlovačů v radioterapii (Ferda, 2015).

2.12 Sekundární clony

Sekundární clony se využívají k odstranění rozptýleného záření ze svazku dopadajícího na detektor obrazu. Množství sekundárního záření je závislé na energii fotonu, na velikosti kolimovaného pole a na tloušťce prozařovaného objektu. Při snímkování končetin, kde se využívají nižší energie fotonů, kolimované pole je menší a tloušťka prozařovaného objemu je malá se sekundární clony nevyužívají. Při snímkování v oblasti hlavy a trupu se používají větší energie fotonů, velikost kolimovaného pole je větší a tloušťka prozařovaného objektu je také větší a vzniká velké množství rozptýleného záření.

Dříve se pro redukci rozptýleného záření používala air-gap technika. Při použití této techniky se nechala malá mezera mezi vyšetřovaným objektem a detektorem. V této vzduchové mezeře se mohly dostat rozptýlené fotony mimo detektor a tím se zlepšila kvalita obrazu. Dříve se tato technika využívala především při snímkování s pojízdným rentgenem, kde nebyla k dispozici sekundární mřížka. V dnešní době už mají i pojízdné rentgenové přístroje možnost využití

sekundární mřížky, nebo je filtrace rozptýleného záření prováděna pomocí postprocesingu při zpracování obrazu.

Sekundární mřížky jsou umístěny mezi snímkovaný objekt a detektor obrazu. Skládají se z velkého množství olověných lamel, které jsou umístěny v rentgentransparentním materiálu. Jednotlivé lamely mřížky jsou fokusovány, to znamená že směřují do ohniska. Sekundární mřížky zachytí velké množství rozptýleného záření ale také část nerozptýlených fotonů. Proto při použití sekundárních mřížek dochází ke zvýšení expozičních hodnot a také k vyšší dávce ve snímkovaném objektu. Sekundární mřížky jsou také charakterizovány několika parametry. Bucky poměr, neboli poměř mřížky, je poměr mezi výškou mřížky a šířkou štěrbiny. Další charakterizující parametr je frekvence mřížky. Frekvence mřížky udává počet lamel na jeden centimetr. Další parametr je Bucky faktor. Bucky faktor říká, kolikrát musí být dávka vyšší při použití sekundární mřížky, oproti snímku bez použití sekundární mřížky.

2.13 Detekce RTG záření

Detekce RTG záření se dá v dnešní době provádět mnoha způsoby. W. K. Rontgen při objevu RTG záření v roce 1895 využíval fotografické desky. Princip této metody je stejný jako když se vytvářejí fotografie na filmovém fotoaparátu. Působením ionizujícího záření dochází ve vrstvě obsahující halogenidy stříbra ke vzniku latentního obrazu. Ve vývojce se stříbro redukuje na černý kov. Zbylé soli stříbra se pak vymyjí v ustalovači a vzniká výsledný obraz (Podzimek, 2013). Ovšem tento filmový způsob detekce obrazu, se už v dnešní době nevyužívá.

Dnes využíváme různé způsoby detekce záření pro různé účely. Jedna z oblastí jsou integrální detektory. Integrální detektory se využívají hlavně pro určení dávky u radiačních pracovníků za monitorovací období. Tyto detektory se vyhodnocují až po skončení ozáření. Jeden z integrálních detektorů je filmový detektor. Jedná se o malý film, před který jsou umístěny různě silné filtry. Při zpracování se vyhodnotí zčernání za jednotlivými filtry, a podle toho se určuje dávka. Další skupina integrálních detektorů jsou termoluminiscenční detektory. Tyto detektory se skládají z krystalu, ve kterém se po ozáření elektrony excitují do metastabilních stavů. Posléze se krystal osvítí světlem. Tím dojde k deexcitaci elektronu za vzniku luminiscence. Čím je luminiscence větší, tím je i větší dávka.

Plynové detektory se skládají ze dvou elektrod, na kterých je napětí. Mezi elektrodami je plyn, který je nevodivý. Po průchodu ionizujícího záření dojde k ionizaci plynu mezi elektrodami a v obvodu začne procházet proud. Čím je větší množství ionizujícího záření, tím je větší ionizace a tím větší proud bude procházet obvodem. Pro využití v radiodiagnostice jsou nejdůležitější

plynové detektory takzvané ionizační komory. Jedná se o dvě elektrody různého tvaru, které jsou umístěny ve vhodné plynové náplni. Velikost protékajícího proudu je přímo úměrná počtu částic ionizujícího záření vstupujícího do detektoru. Princip ionizačních komor se využívá v DAP metru. Ten je umístěn na výstupu z rentgenky a měří dávku (kermu), která je použita při expozici rentgenovým zářením. DAP metr je tedy důležitý z pohledu radiační ochrany v radiodiagnostice.

Scintilační detektory jsou dalším ze způsobů zaznamenávání RTG záření v radiodiagnostice. Tato metoda detekce je známa již dlouhé roky. Vybral se vhodný materiál, který při průchodu RTG záření vydává slabé světelné záblesky. Tyto záblesky se poté počítali pod mikroskopem v tmavé místnosti. Rozmach této techniky přišel s vynálezem fotonásobičů. U scintilačních detektorů dochází k excitaci atomů v důsledku působení RTG záření. Za velmi krátkou dobu, která je v řádu nanosekund, dojde k přechodu atomu z vyššího excitovaného do původního stavu. Energie o velikosti rozdílu těchto dvou stavů se vyzáří ve formě záblesků viditelného světla. Scintilace ale probíhá pouze u krystalů, které mají ve své krystalové mřížce zakomponovaný cizí prvek (Podzimek, 2013). Fotonásobič, nebo také zesilovač obrazu, se skládá z několika částí. První část je vstupní okénko. Před okénkem je umístěna sekundární mřížka. První složka vstupního okénka je milimetrová hliníková vrstva, která drží tvar zesilovače a drží uvnitř vakuum. Na to navazuje scintilační krystal, který převádí rtg fotony na fotony viditelného světla. Poslední část vstupního okénka je fotokatoda, která převádí fotony viditelného světla na elektrony. V další části fotonásobiče se elektrony urychlují a usměrňují. Usměrňování probíhá za pomocí soustavy elektrod. Zde je potřeba zajistit, aby si urychlované elektrony udržovaly stejné prostorové rozlišení jako měly při výstupu z fotokatody. Poslední část fotonásobiče je výstupní okénko. To má na začátku anodu, která na scintilační vrstvě převádí elektrony na fotony viditelného světla. Viditelné světlo je poté zaznamenáváno světlocitlivou kamerou nebo CCD detektory a následně je elektrický signál zpracován počítačem na výsledný obraz (Súkupová, 2018)).

2.14 Nepřímá digitalizace

Nepřímá digitalizace se začala objevovat v 80. letech 20. století. Tradiční film byl nahrazen detekční fólií. Detekční fólie byla umístěna ve světlocitlivé kazetě. Detekční fólie obsahovala sloučeniny fosforu, který neemitoval absorbovanou energie z RTG fotonů ihned po ozáření. Po ozáření fotony jsou elektrony z fólie vytlačeny do vyšší energetické hladiny, kde jsou

zachyceny v metastabilních stavech. Z metastabilních stavů se elektrony uvolnily excitací z fólie za použití laserového světla červené barvy. Při této excitaci docházelo k uvolnění energie elektronů z metastabilního stavu ve formě viditelného světla. Záblesky viditelného světla byly zachyceny pomocí fotodiod a poté převedeny na výsledný obraz (Malíková, 2019).

2.15 Přímá digitalizace

U přímé digitalizace se jedná o detektory, které přímo zachytí RTG fotony a převádí je na výsledný obrazový signál. Tyto detektory se začaly objevovat na přelomu 20. a 21. století. Při přímé digitalizaci se využívá flat panel, který přímo detekuje RTG fotony a rovnou je převádí na výsledný signál. Přímá digitalizace může využívat detektory s přímou nebo nepřímou konverzí signálu.

Detektory s přímou konverzí signálu využívají detektory z amorfního selenu. Tento materiál má vysokou hodnotu absorpce RTG fotonů a také zachovává dobré prostorové rozlišení. V polovodičové vrstvě dochází při interakcích s RTG fotony k tvorbě elektronů a děr. Elektrony jsou přitahovány ke kladné elektrodě. Náboj na elektrodě je přímo závislý na energii interagujících fotonů. Elektrony si také zachovávají svůj směr při pohybu k elektrodě, čímž je zachováno prostorové rozlišení.

Detektory s nepřímou konverzí signálu využívají jodid cesný nebo oxysulfid gadolinia. Detektory se skládají ze scintilační vrstvy, kde dochází k přeměně RTG fotonů na viditelné světlo. Fotony viditelného světla jsou detekovány na fotodiodě. Signál z fotodiody je následně převeden na výsledný signál (Vomáčka, 2015).

Novinkou na trhu jsou detektory počítající jednotlivé částice, takzvané photon counting detektory. Standartně využívané systémy dokážou v jednom bodě zachytit energií více fotonů jako součet těchto energií. PCD jsou schopny v daném bodě rozlišit jednotlivé dopadající fotony. To má za následek využití menší dávky při expozici, nebo filtrování tkání s různou denzitou. Tyto detektory jsou zatím dostupné ve skiagrafii, mamografii a první detektory už jsou také u CT (Súkupová, 2018).

2.16 Stacionární a mobilní skiagrafie

Skiagrafické přístroje můžeme dělit podle principu vzniku obrazu na přímou a nepřímou digitalizaci. Přístroje také lze rozdělit podle toho, jestli jsou stacionární nebo pojízdné.

Stacionární systémy jsou napevno umístěny ve vyšetřovací místnosti a jsou poměrně rozměrné. Skládají se z vysokofrekvenčního generátoru vysokého napětí, rentgenky s kolimátorem zavěšené na stropním závěsu nebo na sloupovém stativu, vyšetřovacího stolu a vertigrafu. Celý tento systém zabere místnost o velikosti několika metrů čtverečních a nedá se použít v jiných místnostech. Pacienti na vyšetření musí tedy dojít, anebo být dovezeni. Oproti tomu mobilní skiagrafie se skládá z jednoho přístroje o velikosti většího nákupního vozíku. Baterie, generátor a ostatní potřebné součástky jsou uloženy v jednom přístroji, ze kterého vychází rameno, na kterém je zavěšená rentgenka s kolimátorem. Moderní systémy jsou dodávané s flat panelem a počítačem zabudovaným v těle přístroje. Obraz je tedy k dispozici ihned po provedení expozice, na počítači je možné ho upravit a po připojení přístroje k wi-fi síti je možné obraz rovnou archivovat do nemocniční sítě v DICOM formátu. Rozdíl mezi stacionárním a mobilním rentgenovým přístrojem lze vidět na obrázku 6.

Obrázek 6 Mobilní RTG (zdroj: https://www.shimadzu-medical.eu/mobileart-evolution-mx7)

2.17 Parametry expozice

Mezi parametry expozice se řadí napětí rentgenky (kV), proud rentgenky (mA), čas (s). Pro jednotlivé vyšetřované orgány se používají různé kombinace parametrů. Například při snímku břicha se využívá kombinace nižšího napětí a vyššího proudu. Jelikož jsou orgány v dutině břišní málo kontrastní pro rentgenové záření, tak se využívá nižšího napětí. Při nižším napětí dochází u interakcí RTG fotonů a pacienta k většímu výskytu fotoefektu než comptonova rozptylu. Tím pádem získáme větší kontrast obrazu.
Naopak u snímku hrudníku se využívá kombinace vyššího napětí a menšího proudu. Pří expozici s vyšším napětím dochází k většímu výskytu comptonova rozptylu oproti fotoefektu. U hrudníku je ale velký „přirozený“ kontrast mezi žebry a plicní tkání. Tím je výsledný obraz dostatečně kontrastní. Doporučené parametry pro jednotlivé vyšetření jsou uvedeny ve věstníku ministerstva zdravotnictví č. 3/2019 a pro dětské pacienty nově vyšel věstník č. 14/2022. Ve věstníku je také specifikovaná hodnota napětí pro měkkou a tvrdou snímkovací techniku. Pro tvrdou techniku je zde uvedeno napětí v rozmezí 100 – 150 kV. Pro měkkou techniku to je rozmezí 55 – 80 kV. Výsledné hodnoty expozičních parametrů je nutné korigovat podle typu detektorů u skiagrafického přístroje. Většina novodobých skiagrafických přístrojů obsahuje nastavení orgánových předvoleb. Laborant už si nemusí pamatovat parametry jednotlivých vyšetření, ale v seznamu pouze vybere požadovanou anatomickou oblast, kterou bude vyšetřovat. Většina přístrojů také obsahuje expoziční automatiku. Jedná se o ionizační komůrky nebo polovodičové detektory, které jsou uloženy těsně před detektorem. Při expozici detekují množství RTG záření a po dosažení přednastavené hodnoty dávky ukončí expozici. Samotné nastavení expozičních parametrů je kompromis mezi co nejlepším kontrastem obrazu a co nejmenší dávkou pro pacienta (Wolbarst, 2013).

2.18 Biologické účinky záření

Účinky rentgenového záření na živý organismus se dají rozdělit na dvě oblasti. Oblast deterministických účinků, kdy dochází ke smrti buňky a na oblast stochastických účinků, kdy dochází ke změně genetické informace v buňce.
Deterministické účinky mají přímý dopad na život buňky. Při ozáření vyšší dávkou dochází k okamžité smrti buňky. Pokud ale buňku ozáříme nižší dávkou, tak ke smrti buňky nedochází okamžitě ale až po nějakém čase. Takto ozářená buňka ztrácí schopnost se dělit a po čase dochází k mitotické smrti. Doba, jakou buňka přežije záleží na tom, jak se buňky rychle dělí.

Nejčasněji jsou postižené buňky s rychlým dělení jako jsou krvetvorné orgány anebo vyvíjející se zárodek.

Při stochastických účincích dochází ke změně genetické informace v buňce. Tato změna se může projevit už při velmi malých dávkách záření. Po ozáření buňky dochází k mutacím genetických informací v chromozomech, které nesou zakódované vlastnosti buňky. Mutace se dělí na gametické a somatické. Při somatických mutacích dochází k poškození jiných než zárodečných buněk. Změny se tedy projeví u ozářené osoby. U gametických mutacích dochází k poškození zárodečných buněk a mutace se projeví až u potomstva (Havránková, 2020).

Vztah dávky a účinku poškození se u obou účinků liší. Vznik deterministických účinků záleží na překročení prahové dávky. Pokud ozáříme objekt menší dávkou, než prahovou, tak ke vzniku deterministických účinků nedojde. Samotné prahové dávky se různě liší podle citlivosti dané tkáně nebo orgánu. Deterministické účinky se také dají určit podle charakteristického klinického obrazu, například radiační dermatitida.

Stochastické účinky jsou pravděpodobnostní. Závažnost mutace nezáleží na velikosti dávky, ta ovlivňuje pravděpodobnost vzniku mutace. Stochastické účinky jsou takzvaně bezprahové, mohou tedy nastat už při velmi malých dávkách ozáření. Ani klinický obraz není charakteristický, nelze tedy rozlišit, jestli mutace vznikly v důsledku ozáření nebo z jiné příčiny (Klener, 2016).

2.19 Radiační ochrana v radiologii

Atomový zákon č. 263/2016 uvádí principy a cíle radiační ochrany nejenom pro medicínu, ale i pro všechny ostatní odvětví kde se pracuje s ionizujícím zářením. Dle zákona mohou nastat tři různé expoziční situace. První situace je plánovaná expoziční situace, kde dochází k záměrnému využití ionizujícího záření. Druhá situace je nehodová expoziční situace. Ta může nastat při plánované expoziční situaci, anebo může nastat svévolně a vyžaduje okamžité řešení k ochraně osob a přírody. Poslední je existující expoziční situace. Tato situace existuje dlouhodobě.

Ozáření obyvatel z přírodních zdrojů se označuje jako ozáření trvající a řadíme ho do existujících expozičních situací.

2.20 Cíle radiační ochrany

Cíle radiační ochrany jsou uvedeny ve vyhlášce č. 422/2016. Radiační ochrana má za cíl vyloučení deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků na přijatelnou mez.

Deterministické účinky jsou účinky prahové, pokud tedy nedojde k překročení dané dávky, tak nedojde ke vzniku deterministických účinků. Jednotlivé orgány mají různou senzitivitu k záření a také různou velikost prahových dávek. Proto tyto dávky hodnotíme ekvivalentní dávkou nebo dávkou v daném orgánu.

Stochastické účinky jsou bezprahové, cílem je tedy optimalizovat radiační ochranu, aby nedošlo k překročení základních limitů. Samotná pravděpodobnost vzniku stochastických účinků se hodnotí efektivní dávkou (Žáčková, 2009).

2.21 Principy radiační ochrany

Na cíle radiační ochrany navazují principy radiační ochrany, které pomáhají k dosažení cílů. V atomovém zákoně se mluví o čtyřech základních principech.

První je princip zdůvodnění. U tohoto principu dochází k převodu přínosu a rizika z ozáření na peníze. Předpokládaná dávka pro pacienta je nahrazena peněžními ekvivalenty efektivní dávky. Pokud je částka přínosů vetší, než částka rizik tak je samotné ozáření zdůvodněné. Při lékařském ozáření je, dle principu optimalizace, kladen velký důraz na správné indikace vyšetření s použitím RTG záření. Indikační kritéria pro jednotlivé druhy vyšetření jsou uvedeny v Národních radiologický standardech, které vydává ministerstvo zdravotnictví.

Druhý princip je princip optimalizace. Tento princip je označován anglickou zkratkou ALARA, která v překladu znamená, že ozáření má být tak nízké, jak je rozumně možné. U skiagrafie je cílem správné použití zobrazovacích metod tak, aby bylo ozáření pacienta co nejmenší, ale zároveň nedošlo ke ztrátě diagnostických informací. Směrodatné hodnoty pro lékařské ozáření se nazývají Národní diagnostické referenční úrovně a jsou uvedeny v příloze vyhlášky č. 422/2016.

Třetí princip je princip limitování. Tento princip se využívá pro omezení ozáření osob z plánovaných expozičních situací. Limity máme obecné pro obyvatelstvo, pro studenty a radiační pracovníky. Na lékařské ozáření se limity nevztahují z důvodu aby nedošlo k odmítnutí vyšetření pacienta pomocí RTG záření.

Poslední princip je princip zabezpečení zdrojů ionizujícího záření. Tento princip udává, že zdroj ionizujícího záření musí být zabezpečený proti zcizení nebo zneužití. Je možné ho předat jenom osobám s povolením od SÚJB, musí být pravidelně kontrolován a technicky bezpečný.

2.22 Atomový zákon

Atomový zákon č. 263/2016 vytyčuje řadu pojmů a definic důležitých z hlediska radiační ochrany.

Klasifikace zdrojů ionizujícího záření dělí zdroje do pěti kategorií. První jsou nevýznamné zdroje, jako například požární hlásiče nebo staré televizory. Další kategorie jsou drobné zdroje záření, například kalibrační zařízení. Třetí kategorie jsou jednoduché zdroje. Do této kategorie se řadí zubní rentgeny, denzitometry. Čtvrtá kategorie jsou významné zdroje ionizujícího záření. Zde jsou zařazeny všechny ionizující zdroje využívané v radiodiagnostice, kromě zdrojů, které jsou klasifikovány jako jednoduché. Pátá a poslední kategorie jsou velmi významné zdroje ionizujícího záření, kde se nachází jaderné reaktory. Samotné zařazení do jednotlivých kategoriích se řídí podle typového schválení jednotlivých zdrojů. Pokud bude pracoviště využívat pouze jednoduché zdroje ionizujícího záření, tak sebe a zdroj záření musí registrovat na SÚJB. Pokud pracoviště využívá významné zdroje ionizujícího záření, tak musí žádat o povolení provozu na SÚJB.

Kategorizace pracovišť se dělí do čtyř skupin podle míry ohrožení zdraví a životního prostředí ionizujícím zářením. Pracoviště první kategorie v lékařství jsou místa, kde se používají kostní denzitometry nebo zubní rentgeny. Do druhé kategorie se řadí pracoviště s radiodiagnostickým rentgenovým zdrojem kromě kostních denzitometrů a zubních rentgenů. V třetí kategorii se nachází lineární urychlovače, nebo ozařovače obsahující významný zdroj záření. Poslední, čtvrtá kategorie obsahuje jaderné zařízení a sklady radioaktivních odpadů.

Atomový zákon kategorizuje radiační pracovníky do svou skupin. Pracovníkem kategorie A je pracovník, který by mohl obdržet efektivní dávku větší než 6mSv ročně, ekvivalentní dávku na oční čočku vyšší než 15mSv nebo ekvivalentní dávku vyšší než 3/10 limitu ozáření pro kůži a končetiny. Do kategorie B se řadí každý pracovník, který je radiačním pracovníkem, ale není zařazen do kategorie A.

Ozáření radiačních pracovníků při výkonu povolání má také své limity. Radiační pracovník má limit pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření hodnotu 100 mSv za 5 za sebou jdoucích kalendářních roků. Dále platí, že u pracovníka

nesmí překročit součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření hodnotu 50 mSv za kalendářní rok. Pro ekvivalentní dávku v oční čočce je limit 150 mSv za kalendářní rok. Pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm^2 kůže nesmí být dávka vyšší než 500 mSv za kalendářní rok.

Tyto limity ale nelze v reálných podmínkách měřit, a proto zavádíme odvozené limity. První je osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm, který nesmí překročit 500 mSv za kalendářní rok. Druhý je osobní dávkový ekvivalent v hloubce 10 mm, kde hodnota nesmí překročit 20 mSv za kalendářní rok. Pokud nejsou tyto dva odvozené limity překročeny, lze předpokládat že nebudou překročeny ani základní limity pro radiační pracovníky.

Limity ozáření také platí pro neradiační pracovníky. Obecný limit pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazku efektivních dávek z vnitřního ozáření má hodnotu 1 mSv za kalendářní rok, nebo za podmínek stanovených v povolení k provozu pracoviště III. nebo IV. kategorie výjimečně má hodnotu 5 mSv za dobu 5 za sebou jdoucích kalendářních roků. Pro ekvivalentní dávku v oční čočce je limit 15 μSv/h za kalendářní rok. Pro průměrnou ekvivalentní dávku v 1 cm^2 kůže je hodnota 50 μSv/h za kalendářní rok (Vyhláška 422/2016).

2.23 Program zajištění radiační ochrany

Program pro zajištění radiační ochrany je jednou z částí povinné dokumentace pro vydání povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření. Povinnost vedení je stanovena v zákoně 263/2016 a obsah programu zajištění radiační ochrany je uveden ve vyhlášce 422/2016.

PZRO musí vždy obsahovat popis povolované činnosti, místo výkonu povolované činnosti, specifikaci druhů zdrojů ionizujícího záření v rámci povolované činnosti, popis organizační struktury osoby vykonávající povolovanou činnost. Dále musí obsahovat práva, povinnosti a vzájemné vztahy osob, které řídí, provádějí nebo hodnotí povolovanou činnost. Popis způsobu řízení dokumentace a záznamů v rámci povolované činnosti, včetně seznamu této dokumentace a záznamů. Popis způsobu předávání informací SÚJB. Popis způsobů řešení neshod, včetně uplatnění nápravných opatření a vyhodnocení jejich účinnosti. Popis systému informování a vzdělávání radiačního pracovníka v radiační ochraně a připravenost k odezvě na radiační mimořádnou událost a ověřování jeho znalostí. Popis rozsahu sledování, měření, hodnocení, ověřování a zaznamenávání veličin a skutečností důležitých z hlediska radiační ochrany.

PZRO musí také obsahovat popis pro nakládání se zdroji ionizujícího záření na pracovišti I. nebo II. kategorie, popis způsobu zajištění poskytování pracovnělékařských služeb radiačním

pracovníkům. Popis metrologického zajištění měření a měřidel. Popis způsobu zajištění přejímacích zkoušek a zkoušek dlouhodobé stability. Rozsah a popis způsobu provádění zkoušek provozní stálosti a četnost zkoušek provozní stálosti.

PZRO pro nakládání se zdroji ionizujícího záření na pracovištích, kde se provádí lékařské ozáření musí obsahovat popis způsobu zaznamenávání radiologické události, provádění jejího prošetření a přijetí opatření k předcházení jejímu vzniku a omezení následků. Zásady používání osobních ochranných prostředků a pomůcek, jejich charakteristiky a popis systému jejich přidělování.

V atomovém zákoně je také uvedená potřebná dokumentace k používání rentgenových zdrojů ionizujícího záření. Jedná se o odůvodnění činnosti, program zabezpečení radiační ochrany, specifikace zdrojů ionizujícího záření, jeho typu a příslušenství. Popis vymezení sledovaného pásma, včetně jeho plánku s informací o stínění a ochranných zařízeních. Přehled pracovníků, kteří budou vykonávat činnosti zvláště důležité z hlediska radiační činnosti. Program monitorování. Vymezení kontrolovaného pásma, analýza a hodnocení radiační mimořádné události a vnitřní havarijní plán pro pracoviště II. a vyšší kategorie.

Na radiodiagnostickém pracovišti musí být také vedeny provozní záznamy. Jedná se o záznamy o zdrojích ionizujícího záření. Držitel povolení musí vést o každém přístroji jeho popis umožňující jednoznačnou identifikaci, účel nakládání se zdrojem, povolení o nakládání, provozní záznamy. Dále musí držitel povolení vést záznam o datumu fyzického převzetí zdroje, prohlášení o shodě vystavené výrobcem, protokol o přejímací zkoušce a protokol o zkouškách dlouhodobé stability, záznam s výsledkem měření prováděných při zkouškách provozní stálosti.

Další záznam, který musí držitel povolení uchovávat, je záznam o osobách. Jedná se o údaje o osobních dávkách všech pracovníků kategorie A, a to po celou dobu trvání pracovní činnosti pracovníka a dále až do doby kdy osoba dosáhla věku 75 let, v každém případě však alespoň 30 let po ukončení této pracovní činnosti. Dále je nutné u těchto osob uchovávat záznamy o lékařských prohlídkách a záznamy o poučení radiačních pracovníků. Záznamy o ostatních osobách jsou uchovávány po dobu 10 let.

Záznam o radiologických událostech je další dokument, který je nutné uchovávat. Radiologická událost je událost, která vznikne při lékařském ozáření. Jedná se například o vysokou dávku při CT vyšetření, záměna pacienta nebo vyšetřované oblasti nebo opakování vyšetření.

Ostatní záznamy, které je nutné archivovat po dobu 10 let jsou: Provozní deník, záznam o testování přístrojů, záznam a protokoly o mimořádných událostech, záznam o radiologických událostech a záznam o výsledcích monitorování pracoviště. (Atomový zákon 263/2016)

2.24 Měření dávek pacienta

Dávky v radiologii se dají měřit nejrůznějšími způsoby. Nejpřesnější způsob měření je uložit dozimetr přímo do místa zájmu. Při lékařském ozáření se tento způsob měření nepoužívá, protože by bylo nutno implantovat dozimetr do těla vyšetřované osoby. U skiagrafických vyšetření používáme k měření dávky tzv. DAP metr (Dose Area Product) (Aliasgharzadeh, 2015). Jedná se o transparentní ionizační komoru, které je uložena na výstupu z rentgenky. Měření DAP vychází z veličiny zvané kerma. Kerma je rovna podílu součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými částicemi v elementu látky o dané hmotnosti. Vzoreček pro výpočet je $K = \frac{dE_k}{dm}$ a jednotka je Gray, značený Gy. DAP je poté součin kermy a plochy na kterou dopadá RTG svazek. Plošná kerma má jednotky $\mu Gy \cdot m^2$. Velikost DAP se se vzdalováním od zdroje záření nemění. Jelikož je svazek RTG záření divergentní, tak se hodnota DAP se vzdáleností nemění. Výslednou dávku, kterou obdrží pacient lze zjistit dvěma způsoby. První způsob je použít fantomu. Nejčastěji využíváme PMMA nebo vodní fantomy, které mají podobnou charakteristiku pro RTG záření jako tkáně člověka. Do referenčních míst ve fantomu se vloží dozimetry a zreprodukuje se expozice podle hodnot, které byli zaznamenané pří výchozí expozici. Poté se data z dozimetru odečtou a vyhodnotí se dávka pro dané orgány (Borrego, 2018). Častější způsob odhadu dávky z vyšetření se provádí pomocí softwaru k tomu určeným. Do programu se zadají data z provedené expozice a data pacienta. Program poté data vyhodnotí a vypočítá přibližnou dávku na jednotlivé orgány, jakou pacient obdržel.

Absorbovaná dávka je definována jako podíl střední sdělené energie předané ionizujícím záření látce a hmotnosti dané látky. Jednotka absorbované dávky je Gy.

Orgánová dávka je definována jako absorbovaná rovnoměrně dodaná dávka do celého orgánu. Tato veličina ale nezohledňuje typ záření, kterým byla energie dodána. Stejná dávka dodaná fotony bude mít na orgán jiný dopad než dávka dodaná alfa nebo beta zářením.

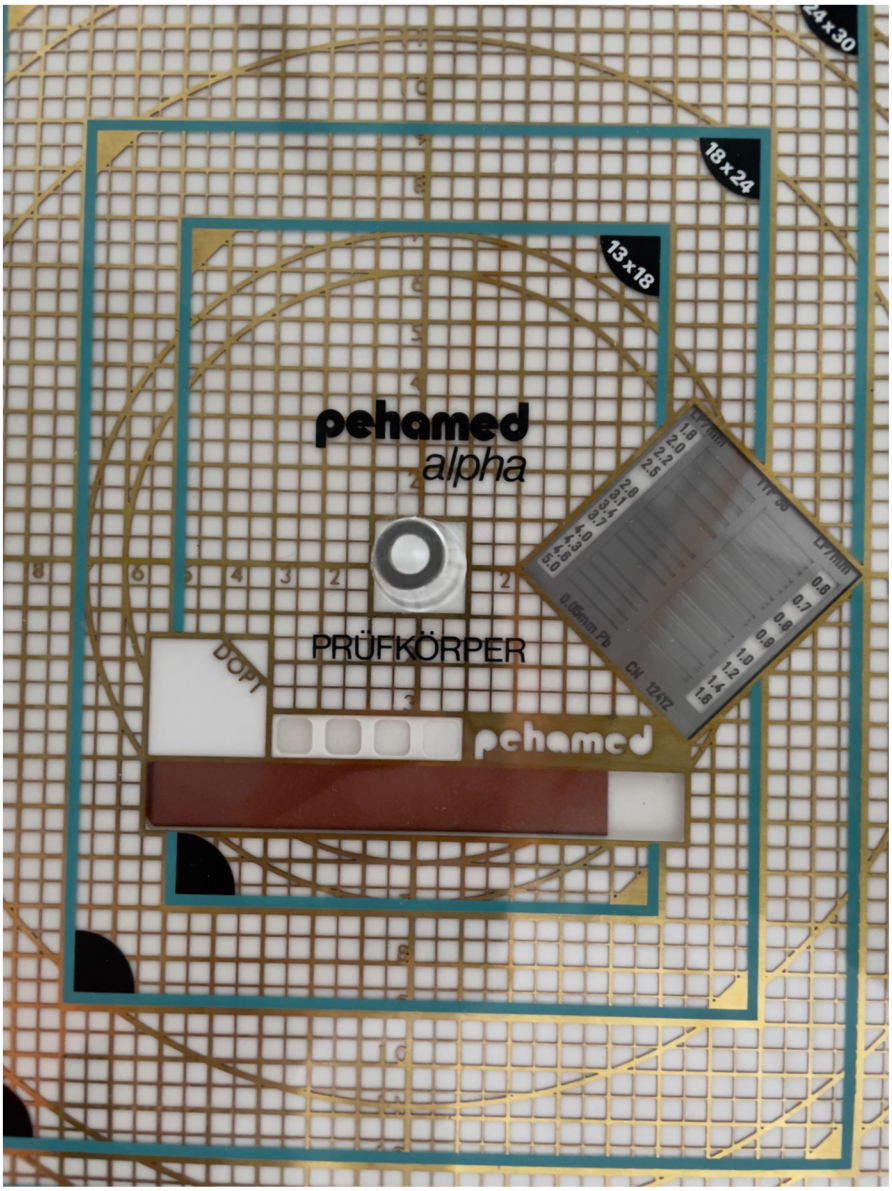
Veličina, která zohledňuje kvalitu daného záření se jmenuje ekvivalentní dávka a značí se H_T a spočítáme ji jako součin absorbované dávky a radiačního váhového faktoru. Výsledek se poté udává v Sievertech, Sv. Radiační váhový faktor má pro fotony hodnotu 1, pro protony 5, pro neutrony a těžká jádra se pohybuje mezi 2 – 20. Ekvivalentní dávka nám tedy říká jak byl ozářený jednotlivý orgán a vztahuje se k deterministickým účinkům.

Efektivní dávka zohledňuje druh záření, ale také radiosenztivitu ozářeného orgánu. Efektivní dávku vypočteme jako součin ekvivalentní dávky a tkáňového váhového faktoru. Celková

efektivní dávka je dána jako součet efektivních dávek pro jednotlivé orgány. Efektivní dávka má hodnoty uváděné také v Sievertech a vztahuje se ke stochastickým účinkům záření. Hodnoty tkáňových váhových faktorů pro jednotlivé orgány se v průběhu let mění podle posledních poznatků a výzkumů.

2.25 Rozlišení obrazu

Pro posouzení kvality rozlišení obrazu používáme dvě veličiny, a to prostorové rozlišení při vysokém kontrastu a rozlišení při nízkém kontrastu. Prostorové rozlišení nám říká, jak malý objekt jsme schopni zobrazit v daném obraze. U digitálních skiagrafických systémů je prostorové rozlišení závislé na velikosti jednotlivých elementů detektoru obrazu. Nejsme tedy schopni zobrazit objekt, který je menší, než je velikost samotného jednoho elementu detektoru. Prostorové rozlišení se udává v čarách na milimetr a měří se pomocí rentgenového fantomu. Na fantomu se nachází vedle sebe čáry s nízkou a vysokou absorpční schopností RTG záření. Po provedení expozice se čáry zobrazí jako světlé a tmavé vedle sebe. V obraze se potom hodnotí, kolik čar jsme schopni rozlišit v jednom milimetru (Seidl, 2012). Nejlepší prostorové rozlišení je u mamografických přístrojů a to kolem 15 čar na milimetr. U skiagrafických systému se rozlišení pohybuje v rozmezí 5 až 8 čar na milimetr. Velikost prostorového rozlišení při vysokém kontrastu také mění velikost ohniska. Se zvětšujícím se ohniskem dochází k větší geometrické neostrosti obrazu a klesá také prostorové rozlišení.
Rozlišení při nízkém kontrastu je schopnost rozlišit drobné změny ve vstupních šedi v obraze. Část fantomu s oblastí pro hodnocení rozlišení při nízkém kontrastu je vidět na obrázku 7.



Obrázek 7 RTG fantom (zdroj vlastní)

Kontrast klesá se zvyšující se energií záření, proto je pro lepší kontrast výhodné používat pro expozice nižší energie. Při nižších energiích je ale větší radiační zátěž pro pacienta a výsledná velikost napětí je volbou kompromisu.

2.26 Archivování parametrů expozice

Pořízené obrazy z vyšetření i další důležité údaje jsou ukládány v DICOM formátu (Digital Imaging and Communications in Medicine). Jedná se o unikátní formát, který se používá v celém světě k archivování a sdílení dat mezi jednotlivými zařízeními. V souboru je uložen samotný obraz vyšetření a v hlavičce souboru jsou uloženy důležité informace o ozáření pacienta. Jedná se o přesnou identifikaci pacienta, informace o modalitě, o lékaři a

radiologickém asistentovi, kteří výkon prováděli. Dále je zde uložen název zařízení, ve kterém byla expozice provedena, hodnoty proudu, napětí, času expozice, přídavné filtraci, kolimaci, použití sekundárních mřížek, vzdálenosti ohniska a receptoru a hodnota DAP. Systém pro archivaci a prohlížení DICOM souborů se nazývá PACS (Picture Archiving and Communications Systems). PACS systém umožňuje prohlížet obrazy a záznamy z lékařského ozáření i na vzdálených místech. V návaznosti na systém PACS existuje velké množství programů, které je možno využít na zhodnocení dávek pacientů. Tyto systémy se napojí na PACS systém a z DICOM hlavičky jsou schopny vyčíst všechny potřebné údaje pro hodnocení radiační zátěže pacienta a posléze je hodnotit (Wolbarst, 2013).

3. Role radiologického asistenta

Hlavní cíle u práce radiologického asistenta jsou v zajištění co nejmenší dávky záření, při zachování dostatečné obrazové kvality snímku a ve správném projekčním provedení vyšetření. Při snímkování standartních pacientů na stacionárním rentgenu jsou nároky na radiologického asistenta menší než při snímkování na mobilních přístrojích. Stacionární přístroje obsahují expoziční automatiku, kde se v orgánovém programu vybere vyšetřovaná oblast a přístroj si při vyšetření ohlídá expoziční parametry za pomoci expoziční automatiky. Moderní systémy také nedovolují provedení expozice na větší ploše, než je plocha detektoru a signalizují, jestli jsou rentgenka a detektor na sebe kolmé. Nejnovější přístroje obsahují zabudované 3D kamery v kolimátoru, které snímají pacienta a například u snímku plic je poté přístroj po vyhodnocení dat z kamer schopen sám zkolimovat na oblast plic. U snímkování mobilní skiagrafií je práce radiologického asistenta složitější. Pacienti na ARO a JIP bývají v nestandartních polohách. Pod pacienty se musí umístit kazeta nebo flat panel a poté je potřeba pacienta napolohovat a vypodložit, aby byla expozice provedena ve standartní projekci. Modernější systémy už zobrazují vzájemnou polohu detektoru a rentgenky. Starší přístroje tuto funkci ale nemají, a proto je pro radiologického asistenta složitější nastavit rentgenku a detektor aby byly na sebe kolmo. Kolimace zde také není nikterak omezená, a proto často dochází k ozáření okolí vyšetřovaného orgánu, pod kterým už se nenachází detektor a nevznikne z tohoto místa žádný obraz. Posledním krokem je nastavení expozice. Přístroje umožňují přednastavení výchozích parametrů pro dané expozice. Mobilní systémy ale neobsahují expoziční automatiku, a proto výsledná úprava expozičních parametrů podle velikosti pacienta je na radiologickém asistentovi. Celkově se dá říci, že snímkování s mobilní skiagrafií vyžaduje větší zkušenosti radiologického asistenta než snímkování na stacionární skiagrafii.

4. Metodika výzkumu

V této části bude definován cíl, hypotézy, výzkumný soubor, na kterém bude probíhat výzkumná část diplomové práce.

4.1 Cíl výzkumu

Hlavním cílem této diplomové práce je zjistit, zda je z pohledu obdržené dávky při vyšetření hrudníku pacienta na lůžku vhodné použít měkkou nebo tvrdou snímkovací techniku. Druhý cíl je zjistit, zda bude větší rozlišovací schopnost v obraze při použití měkké nebo tvrdé snímkovací techniky.

4.2 Hypotézy

Pro splnění cíle jsou stanoveny tři hypotézy:

Hypotéza H1 – Předpokládáme, že při použití tvrdé snímkovací techniky bude dávka záření menší než při použití měkké snímkovací techniky.

Hypotéza H2 – Předpokládáme, že při menší kolimaci svazku RTG záření bude dávka záření menší než při použití větší kolimace.

Hypotéza H3 – Předpokládáme, že při použití měkké snímkovací techniky bude rozlišení obrazu větší než při použití tvrdé snímkovací techniky.

4.3 Metoda sběru dat

Data pro diplomovou práci byla sbírána z nemocničního informačního systému okresní nemocnice Havlíčkův Brod. Data byla sbírána retrospektivně, se souhlasem vedení nemocnice, souhlasem etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého a za dodržování anonymizace citlivých dat pacientů. Souhlasy nemocnice i etické komise jsou uvedeny

v přílohách. U jednotlivých vyšetření byli zaznamenány hodnota kV, mAs a dávka (DAP) v µGy.m2. Celkem byla nasbírána data od 41 pacientů, u kterých byl proveden alespoň jeden snímek hrudníku měkkou snímkovací technikou na lůžku a alespoň jeden snímek tvrdou snímkovací technikou hrudníku na lůžku. Data byla sbírána za období od 1.6.2021 do 1.8.2022. Velké množství dat nebylo možné využít, jelikož byla u snímku uvedena pouze hodnota DAP, ale nebyla uvedena hodnota proudu a napětí. Data pro hodnocení kvality obrazu a vlivu kolimace na dávku, byla měřena na skiagrafickém systému Siemens Ysio Max, za pomocí DAP metru a fantomu pro hodnocení nízkého a vysokého kontrastu výrobce Pehamed alpha. Pro zhotovování snímků byla použita paměťová fólie výrobce Fujifil sériového čísla A56860955c o rozměru 35x43 centimetrů. Fólie byla vyvolávaná ve čtečce značky Philips PCR Eleva S. Pro měření byl použit jednoduchý fantom, který simuluje hrudník pacienta.

Měření dat probíhalo v několika fázích. Nejprve bylo nutné určit z nasbíraných dat průměrné hodnoty parametrů potřebných k provedení měření na fantomu. Pro provedené expozice jsme potřebovali znát hodnotu napětí kV a proudu mAs. Dále je potřeba znát také vzdálenost mezi detektorem a ohniskem. V národních radiologických standardech je doporučená vzdálenost minimálně 150 centimetrů. Při snímkování na lůžku je ale nemožné dosáhnout takovéto vzdálenosti, a tak se udává jako průměrná hodnota 1 metr. Pro měření tedy byla nastavena vzdálenost mezi rentgenkou a detektorem na jeden metr. Nejprve byly provedeny měření s fantomem na hodnocení kvality obrazu. Bylo provedeno 30 expozic s nastavením 75 kV a 5 mAs z ohniskové vzdálenosti jednoho metru. Poté bylo provedeno 30 expozic s nastavením 102 kV a 1,25 mAs z ohniskové vzdálenosti jednoho metru. Velikost kolimace byla nastavena podle zobrazení na fantomu na rozměry 35x35 centimetrů. Další série 30 expozic byla provedena s hodnotami 102 Kv, 1,25 mAs a 30 expozic s nastavením 102 kV a 1,25 mAs s ohniskovou vzdáleností jednoho metru ale s kolimací na rozměry 30x30 centimetrů.

Po provedení každé expozice byly zaznamenány hodnoty napětí, elektrického množství, DAP a velikosti kolimace. U prvních dvou měření, které se prováděly pro hodnocení kvality daného obrazu byly obrazy odeslány do nemocničního systému PACS a poté byla data z fantomu odečítána na diagnostickém monitoru NEC MD211G3.

5. Zpracování dat

5.1 Vliv napětí a proudu na výslednou dávku z nasbíraných hodnot

V nasbíraném vzorku pacientů byla průměrná výška 173 centimetrů a průměrná váha byla 88 kilogramů. V národních radiologických standardech – radiologická fyzika se uvádí, že průměrná váha pacientů pro vytvoření diagnostických referenčních úrovní je 70 kilogramů plus, mínus pět kilo. Průměrná váha nasbíraných pacientů tedy byla o necelých 20 kilogramů větší, než kolik národní standardy berou jako průměr.

Tabulka 1 Porovnání napětí při tvrdé a měkké technice

kV	Tvrdá snímkovací technika	Měkká snímkovací technika
Průměr	103	75
Rozptyl	10	8
Minimum	100	70
Maximum	110	78
Počet hodnot	41	41

V tabulce výše lze vidět že pro měkkou i tvrdou snímkovací techniku bylo nasbíráno 41 vzorků. Průměr napětí u tvrdé snímkovací techniky byl 103 kV a u měkké techniky 75 kV. Minimální hodnota napětí u tvrdé snímkovací techniky byla 100 kV a maximální hodnota byla 110 kV. U měkké snímkovací techniky byla minimální hodnota 70 kV a maximální hodnota byla 78 kV.

Tabulka 2 Porovnání proudu při tvrdé a měkké technice

mAs	Tvrdá snímkovací technika	Měkká snímkovací technika
Průměr	1,2	4,9
Rozptyl	0,6	3
Minimum	1	4
Maximum	1,6	7
Počet hodnot	41	41

Tabulka číslo 2 ukazuje hodnoty proudu u jednotlivých technik snímkování. Při použití tvrdé snímkovací techniky byl průměr proudu 1,2 mAs, u měkké snímkovací techniky byl průměř produ 4,9 mAs. Maximální hodnota u tvrdé snímkovací techniky byla 2,4 mAs a minimální hodnota byla 1 mAs. U měkké snímkovací techniky byla maximální hodnota proudu 7 mAs a minimální hodnota byla 4 mAs.

Tabulka 3 Velikost DAP při tvrdé technice

Hodnoty DAP u tvrdé snímkovací techniky				
96	107	209	102	112
168	98	242	171	148
188	199	95	92	264
220	98	84	168	133
196	124	96	110	209
175	87	101	111	
112	188	123	130	
192	158	211	132	
176	112	74	174	

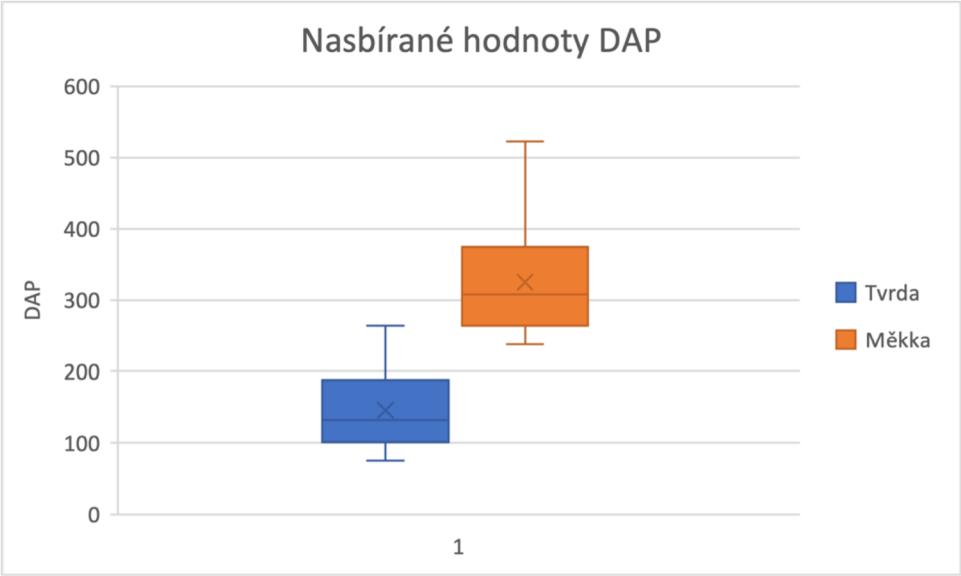
Celkem bylo nasbíráno 41 vzorku dat při použití tvrdé snímkovací techniky. Průměrná hodnota vyšla na 146,0, standardní odchylka je 7,68. Minimální hodnota je 74 a maximální hodnota je 264. Rozptyl je tedy 190.

Tabulka 4 Hodnoty DAP při měkké technice

Hodnoty DAP u měkké snímkovací techniky				
292	352	400	268	441
388	268	242	250	264
308	312	412	311	262
320	264	523	308	301
300	376	253	412	269
325	371	289	253	
307	349	450	331	
351	384	258	460	
373	250	238	252	

Při snímkování měkkou technikou bylo nasbíráno 41 hodnot. Průměrná hodnota proudu je 325,3 a standardní odchylka 10,9. Maximální hodnota je 523 a minimální hodnota je 238. Rozptyl má tedy hodnotu 285.

Pro statistické hodnocení těchto dvou souborů nejprve použijeme parametrický test – F – test. Tento test se používá pro testování rozptylů dvou statistických souborů. F- test využíváme pro zhodnocení přesnosti měření. Nejprve si definujeme nulovou hypotézu $H_{F0,}$ která říká že rozptyl prvního souboru se bude rovnat rozptylu druhého souboru. Poté si musíme definovat alternativní hypotézu $H_{fa,}$ která říká že rozptyl prvního vzorku se nebude rovnat rozptylu druhého vzorku. Pro výpočet F- testu použijeme program Excel od firmy Microsoft. Vyšlo nám že testovací kritérium F má hodnotu 0,49462983. F_{krit} vyšlo 0,59073821 . Platí tedy, že F je menší než F_{krit} a tedy platí nulová hypotéza H_{F0}. Oba výběry tedy pocházejí ze souborů ze stejným statistickým rozptylem při zvolené hladině statistické významnosti 0,05.
Další použitý parametrický test je Studentův t – test se stejnými rozptyly. Tento test byl použit na předchozí data získaná z velikosti DAP při měkké a tvrdé snímkovací technice. Nulová hypotéza H_{1N} pro tento test je, že střední hodnoty DAP při tvrdé a měkké snímkovací technice jsou stejné. Výpočet t – testu provedeme pomocí programu Microsoft excel. Vypočítáme hodnoty t = 13,4313 a hodnota t_{krit} = 1,9900. Vyšlo nám, že $t > t_{krit}$ při hodnotě statistické významnosti α= 0,05. Rozdíl dvou testovacích vzorků je tedy statistický významný a nelze přijmout nulovou hypotézu, že střední hodnoty obou vzorků jsou stejné. Přijmeme tedy hypotézu H1, že při tvrdé snímkovací technice bude dávka záření menší než při měkké snímkovací technice.



Graf 2 Hodnoty DAP

V grafu 2 lze vidět histogram vypracovaný z nasbíraných dat. U měkké i tvrdé snímkovací techniky lze vidět relativně velký rozptyl hodnot. U hodnot tvrdé snímkovací techniky, který je označena modře, je vidět že většina hodnot se pohybuje mezi 100 až 200. Při použití měkké snímkovací techniky se hodnoty nejčastěji pohybují mezi 250 až 350. V grafu je vidět že velikost DAP je pří tvrdé snímkovací technice takřka na poloviční hodnotě než při použití měkké techniky. To, co lze vidět na obrázku nám potvrdily i parametrické testy. Dávka při použití tvrdé snímkovací je menší než při použití měkké snímkovací techniky, platí tedy hypotéza H1.

5.2 Vliv napětí a proudu na výslednou dávku z naměřených hodnot

V druhé části zpracování dat se budeme zabývat porovnání dat získaných z měření na fantomu. Podle nasbíraných dat byla určená průměrná velikost napětí a proudu a expozice byly zreprodukovány na fantomu. Pro tvrdou snímkovací techniku vyšla průměrná velikost napětí 103 kV a průměrné napětí 1,2 mAs. Pro měkkou snímkovací techniku byla průměrná velikost napětí 75 kV a průměrná velikost proudu 4,9 mAs. Jelikož na rentgenovém přístroji nelze nastavit libovolnou velikost proudu a napětí, tak pro měření s použitím tvrdé snímkovací techniky byla použita velikost proudu 102 kV a velikost napětí 1.25 mAs. Pro měření s měkkou snímkovací technikou bylo použito napětí o velikosti 75 kV a proud o velikosti 5 mAs. U standardního snímkování hrudníku ve stoje je doporučená vzdálenost uváděná v národních radiologických standardech ohnisko – receptor v rozmezí 150 až 200 cm. Pro snímkování na

lůžku je zde uvedeno, že je vhodno využít maximální možnou vzdálenost ohnisko – receptor. V praxi podle možností nastavení pacientského lůžka a možností rozsahu pojízdného RTG přístroje je vzdálenost ohnisko – receptor okolo 100 cm. Při měření na fantomu byla tedy nastavena vzdálenost ohnisko – receptor na velikost 100 cm a to za použití měřící techniky umístěné na RTG zařízení. Ohnisko bylo zvolené velké a přídavná filtrace měla velikost 0,1 mm mědi. Velikost kolimace byla zvolena 35 x 35 centimetrů, a to podle nastavení na RTG přístroji. Nastavení přístroje lze vidět na obrázku 6.

Obrázek 6 Nastavení parametrů (zdroj vlastní)

Celkem bylo provedeno 30 expozic měkkou snímkovací technikou a 30 expozic s tvrdou snímkovací technikou. Nasbíraná data lze vidět v tabulce 5 a 6.

Tabulka 5 Hodnoty DAP, měkká technika

DAP, měkká technika, kolimace 35x35 cm					
329	327	327	328	327	329
327	328	327	327	328	328
329	328	328	328	328	328
328	327	329	328	328	328
328	328	329	328	327	328

Pro měkkou snímkovací techniku vyšla průměrná velikost DAP na 327,9. Standartní odchylka u tohoto měření je 0,120820. Minimální hodnota má velikost 327, maximální hodnota je 329, velikost rozptylu je tedy 2.

Tabulka 6 Hodnoty DAP tvrdá technika

DAP, tvrdá technika, kolimace 35x35 cm					
124	125	126	125	125	126
125	125	126	125	125	126
125	126	126	125	126	125
125	125	126	126	126	126
126	126	125	126	125	125

Pro tvrdou snímkovací techniku vyšla průměrná velikost DAP na 125,4. Standartní odchylka je 0,103760. Minimální hodnota má velikost 124 a maximální hodnota má velikost 126, rozptyl je tedy 2.

Na tyto dva vzorky použijeme parametrický test – F – test, pro testování rozptylů. Definujeme si nulovou hypotézu H_{F0}, která říká že rozptyl prvního souboru se rovná rozptylu druhého souboru. Nadefinujeme si také alternativní hypotézu H_{fa}, která říká že rozptyl prvního vzorku se nebude rovnat rozptylu druhého vzorku. Po zpracování dat programem Microsoft Excel vyšla hodnota testovacího kritéria F = 1,35587189. Hodnota F_{krit} = 1,86081144. Platí tedy že F je menší než F_{krit} a platí tedy hypotéza H_{F0}. Oba vzorky pocházejí ze souborů se stejným statistickým rozptylem při zvolené hladině statistické významnosti 0,05.

Dále na tyto dva soubory použijeme Studentův T – test pro soubory se stejnými rozptyly. Nulová hypotéza H_{1N} je, že střední hodnoty obou testovaných vzorků jsou stejné. Hodnota t = 1271,29047 a hodnota t_{krti} = 2,001717. Hodnota $t > t_{krit}$ při hodnotě statistické významnosti α = 0,05. Nelze tedy přijmou nulovou hypotézu H_{1N}. Přijmeme ale hypotézu H1, a to že při použití tvrdé snímkovací techniky bude hodnota DAP menší než při použití tvrdé snímkovací techniky.

5.3 Vliv kolimace na dávku

Pro měření vlivu kolimace na dávku jsme využili data z předchozích měření, kdy byla kolimace 35 x 35 centimetrů a expozice provedeny měkkou a tvrdou snímkovací technikou. K těmto

datům bylo ještě na fantomu naměřeno 30 hodnot s kolimací 30 x 30 centimetrů za použití měkké snímkovací techniky a 30 hodnot s kolimací 30 x 30 centimetrů za použití tvrdé snímkovací techniky. Data z obou měření jsou uvedena v následujících tabulkách.

Tabulka 7 Hodnoty DAP, měkká technika

Měkká technika, kolimace 30x30 cm					
247	247	247	246	247	247
247	247	247	247	247	247
247	248	248	248	248	248
247	248	248	247	248	248
248	247	247	248	248	247

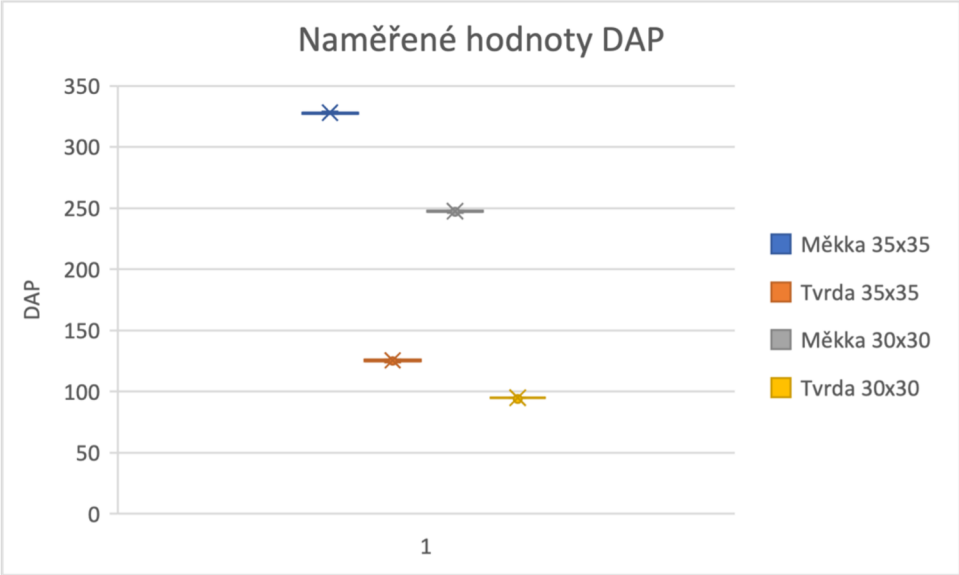
Na hodnoty pořízené měkkou snímkovací technikou s rozdílnou kolimací nejprve použijeme F – test – pro testování rozptylů. Po zadání veličin nám vyjde hodnota F = 1,41635688. Hodnota F_{krit} = 1,86081144. Platí tedy, že hodnota F je menší než hodnota F_{krit}, to znamená že oba vzorky pocházejí ze souboru se stejným statistickým rozptylem při hladině významnosti 0,05. Dále na oba soubory použijeme Studentův T – test pro soubory se stejnými rozptyly. Hodnota t = 510,316077. Hodnota t_{krit} = 1,6755276. Hodnota $t > t_{krit}$ a lze tedy přijmout hypotézu H2, že při použití menší kolimace bude hodnota DAP menší než při použití větší kolimace. Toto testování platí pro měkkou snímkovací techniku.

Tabulka 8 Hodnoty DAP, tvrdá technika

Tvrdá technika, kolimace 30x30 cm					
94	95	95	95	94	95
94	95	95	95	95	95
96	95	95	95	95	94
95	95	95	95	95	95
95	95	95	95	95	94

Úplně stejné testování provedeme pro dva vzorky dat naměřené při použití tvrdé snímkovací techniky. Nejprve provedeme F – test pro hodnocení rozptylů. Po dosazení hodnot nám vyjde,

že F = 1,71341463 a hodnota F_{krit} má hodnotu 1,86081144. Platí tedy, že hodnota F je menší než hodnota F_{krit} a můžeme říct, že oba vzorky pocházejí ze souborů o stejné statistické významnosti při hladině významnosti 0,05. Dále použijeme Studentův T – test pro dva soubory se stejnými rozptyly. Hodnota t po dosazení vyšla 234,092947 a hodnota t_{krit} = 1,67155276. Platí tedy že, $t > t_{krit}$. Můžeme tedy říct, že platí hypotéza H2, která říká že při použití menší kolimace bude hodnota DAP menší než při použití větší kolimace.

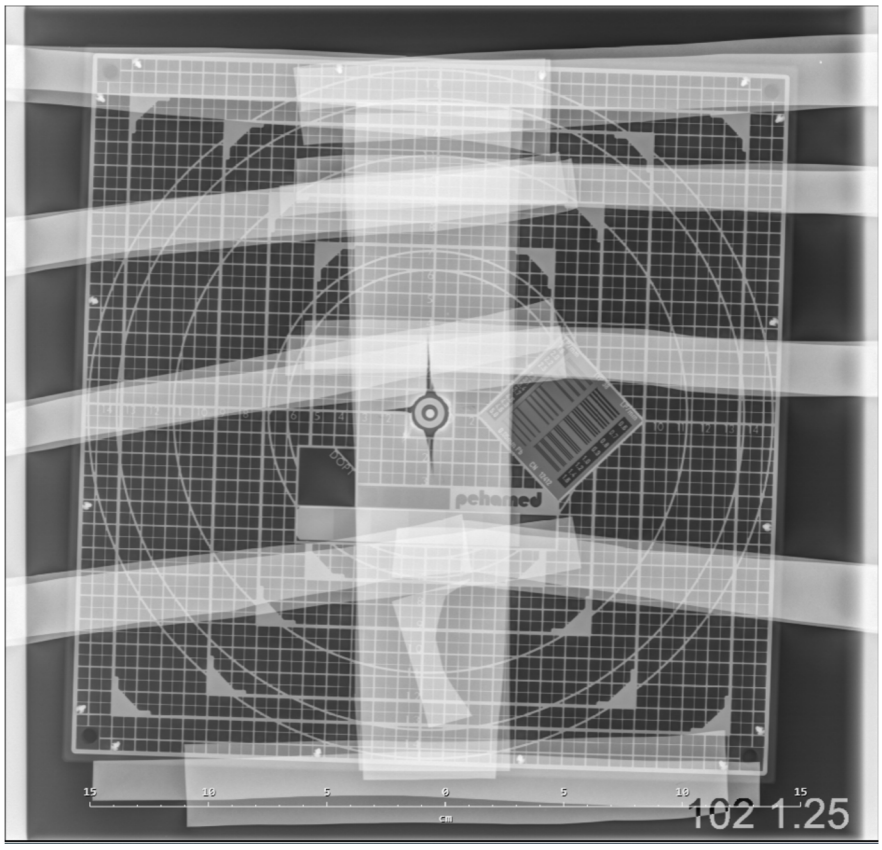


Graf 3 Hodnoty DAP

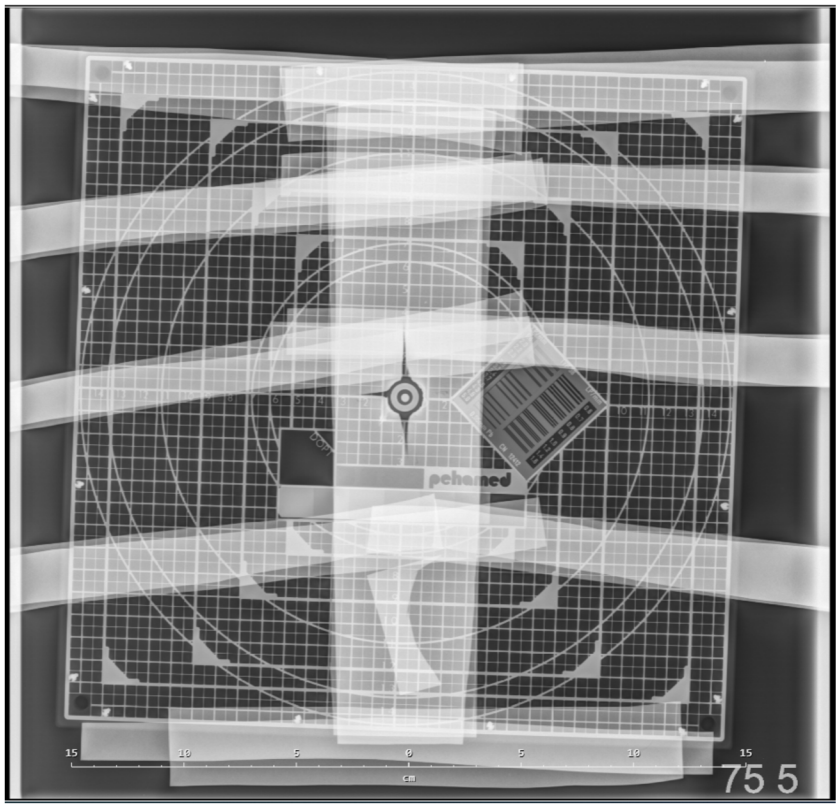
V grafu lze vidět průměry naměřených hodnot DAP pro měkkou a tvrdou snímkovací techniku s kolimací 35x35 centimetrů a pro měkkou a tvrdou snímkovací techniku s kolimací 30x30 centimetrů. Na první pohled je patrné, že při použití tvrdé snímkovací techniky je průměrná dávka nezpochybnitelně nižší. Dokonce i pokud použijeme data nasbíraná měkkou snímkovací technikou s menší kolimací a porovnáme je s daty nasbíranými tvrdou snímkovací technikou s větší kolimací, tak je pořád rozdíl mezi hodnotou DAP markantní. Při měkké snímkovací technice lze z grafu vyčíst, že je zde větší vliv kolimace na výslednou dávku. Rozdíl mezi průměry je zde při různé kolimaci vetší než rozdíl mezi průměry při tvrdé snímkovací technice. Jak lze vidět z grafu, ale také jak nám potvrdili parametrické testy, tak je velikost DAP nižší při použití tvrdé snímkovací techniky a také je nižší při použití menší kolimace. Platí tedy hypotézy H1 a H2.

5.3 Rozlišovací schopnost při měkké a tvrdé snímkovací technice

Pro hodnocení rozlišení byl použit jednoduchý fantom, který simuloval rozložení hrudníku a fantom na hodnocení kvality obrazu. Byli provedeny expozice s kolimací 35 x 35 centimetrů, vzdálenost ohnisko – receptor 100 centimetrů a přídavná filtrace 0,1 milimetrů mědi. Nejprve byla provedena expozice měkkou snímkovací technikou. Jako hodnota proudu a napětí byly použity průměrné hodnoty z nasbíraných dat, napětí tedy bylo 102 kV a proud 1,25 mAs. Pro měkkou snímkovací techniku byla provedena expozice s napětím 75 kV a proud 5 mAs. Oba snímky nebyly dále nikterak upravovány a odeslaly se do systému PACS. Následně byly snímky posouzeny na diagnostickém monitoru. Snímek tvrdou snímkovací technikou lze vidět na obrázku 9, snímek měkkou snímkovací technikou lze vidět na obrázku 10.



Obrázek 7 Snímek fantomu tvrdou snímkovací technikou



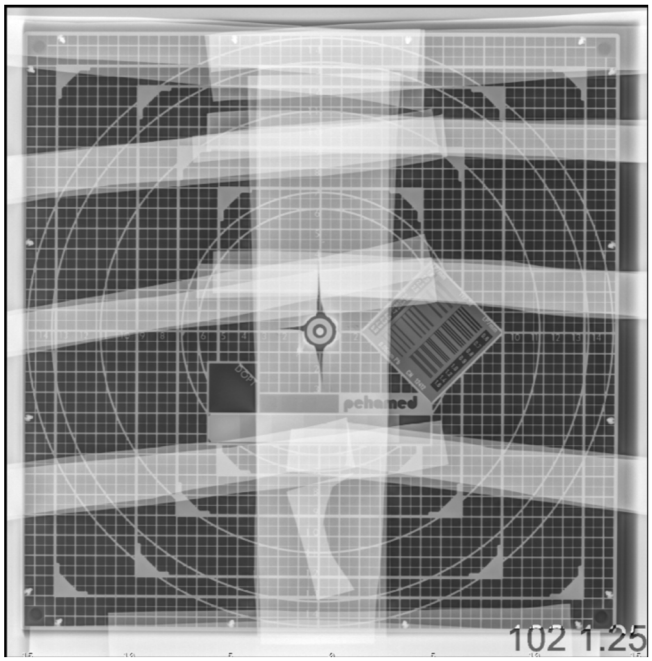
Obrázek 8 Snímek fantomu měkkou snímkovací technikou

Nejprve bylo hodnoceno rozlišení při nízkém kontrastu. Hodnotící rozsah má celkem čtyři stupně. U snímku provedeném měkkou snímkovací technikou byly vidět celkem tři stupně stupnice. Na snímku provedeném tvrdou snímkovací technikou byly vidět také tři stupně hodnotící stupnice. Rozlišení při nízkém kontrastu je tedy u provedení snímku hrudníku měkkou nebo tvrdou snímkovací technikou stejné.

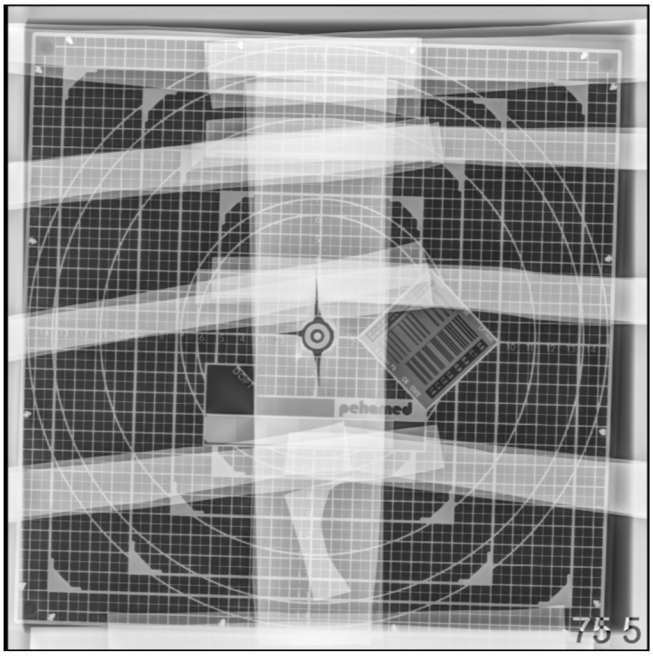
Následně jsme provedli hodnocení obou snímků na prostorové rozlišení při vysokém kontrastu. Hodnotící stupnice na použitém fantomu má rozsah od 0,6 čar na milimetr do 5 čar na milimetr. U snímku provedeném tvrdou snímkovací technikou bylo prostorové rozlišení byla poslední rozlišitelná hodnota na úrovni 2,8 čar na milimetr. Na snímku provedeném měkkou snímkovací technikou byla poslední rozlišitelná hodnota také na úrovni 2,8 čar na milimetr.

Po zhodnocení obou snímků vyšlo, že rozlišení u měkké i tvrdé snímkovací techniky, při totožné velikosti ostatních parametrů, je stejné. Zamítáme tedy hypotézu H3, jelikož se rozlišení při použití měkké a tvrdé snímkovací techniky vůbec neliší. Následně jsme ještě provedli expozice měkkou a tvrdou snímkovací technikou s kolimací 30 x 30 centimetrů. Při hodnocení byly vidět u měkké snímkovací techniky tři stupně pro hodnocení nízkého kontrastu. U tvrdé snímkovací techniky byly vidět také tři stupně nízkého kontrastu. Při měkké snímkovací technice bylo vidět na stupnici pro hodnocení rozlišení při vysokém kontrastu 2,8 čar na

milimetr. U tvrdé snímkovací techniky bylo vidět také 2,8 čar na milimetr pro hodnocení rozlišení při vysokém kontrastu. Pro menší kolimaci nám tedy vyšlo stejně jak pro větší kolimaci, že zamítáme hypotézu H3 a neplatí tedy že u měkké snímkovací techniky bude lepší rozlišovací schopnost v obraze. Snímky s kolimací 30 x 30 centimetrů lze vidět na obrázku11 a 12.



Obrázek 9 Tvrdá snímkovací technika



Obrázek 10 Měkká snímkovací technika

6. Diskuse

Tato část diplomové práce je zaměřena na interpretaci získaných výsledků po zpracování získaných a naměřených dat. Hlavními cíli bylo porovnat radiační zátěž pacientů a rozlišení obrazu při použití měkké a tvrdé snímkovací techniky hrudníku při snímkování na lůžku. Na Radiodiagnostickém oddělení nemocnice v Havlíčkově Brodě se v dřívějších letech standardně používala měkká snímkovací technika pro snímek hrudníku na lůžku. S pokrokem v radiodiagnostice a s čím dál větším tlakem na snížení dávek při vyšetřování začala část laborantů využívat tvrdou snímkovací techniku. K dostatečnému počtu dat také přispěla infekce Covid – 19, kdy byli u pacientů na jednotce ARO a JIP provedeny v průměru tři snímky hrudníku za týden.

Po prostudování odborné literatury byla v souvislosti s hlavním cílem práce zformulována hypotéza číslo 1: Předpokládáme, že při použití tvrdé snímkovací techniky bude dávka záření menší než při použití měkké snímkovací techniky. Ze 41 nasbíraných hodnot jsme stanovili průměrnou velikost proudu a napětí, která se nám bude hodit pro reprodukci snímkování na fantomu. Hodnoty DAP jsme nejprve zpracovali graficky, kde už lze vidět, že velikost DAP při měkké snímkovací technice je výrazně vyšší než při tvrdé snímkovací technice. Tento předpoklad jsme si potvrdili pomocí parametrického testování daného souboru. Nejprve jsme použili F – test pro testování rozptylů a následně Studentův t – test pro dva vzorky se stejnými rozptyly. Z těchto testů nám vyšlo že platí hypotéza H1, při hladině statistické významnosti 0,05, a tedy že při použití tvrdé snímkovací techniky bude hodnota DAP menší.

Souběžně s těmito daty bylo provedeno měření na fantomu, kde jsme použili průměrné hodnoty proudu a napětí u jednotlivých technik. Následně bylo provedeno 30 expozic měkkou snímkovací technikou a 30 expozic tvrdou snímkovací technikou. Podcílem práce bylo zreprodukovat dané výsledky na fantomu. Provedli jsme tedy expozice měkkou a tvrdou snímkovací technikou s kolimací 35x35 centimetrů se vzdáleností ohnisko detektor 100 centimetrů. Po statistickém zpracování dat nám vyšlo, že stejně jako u nasbíraných hodnot platí, že při použití tvrdé snímkovací techniky je hodnota DAP menší než při použití měkké snímkovací techniky. Na naměřená data jsme posléze použili parametrické testy. Provedení F – testu a T – testu nám potvrdilo, že platí hypotéza H1, tedy že při tvrdé snímkovací technice bude hodnota DAP menší při hladině statistické významnosti 0,05.

Dílčím cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv na výslednou velikost DAP má zmenšení kolimace při snímkování. Data pro zpracování jsme získali pomocí měření na

fantomu. Pro nastavení hodnot proudu a napětí k měkké i tvrdé snímkovací technice jsme použili průměrné hodnoty získané z nasbíraných dat. Velikost kolimace byla zvolena 30 x 30 centimetrů. Prostudováním odborné literatury jsme vyvodili hypotézu číslo 2: Předpokládáme, že při menší kolimaci svazku RTG záření bude dávka záření menší než při použití větší kolimace. Statistické zpracování dat nám ukázalo, že při použité menší kolimace je hodnota DAP menší než při vetší kolimaci. Z grafu lze i vyčíst, že při měkké snímkovací technice je rozdíl mezi menší a větší kolimací větší než při tvrdé snímkovací technice. Pro potvrzení výsledků jsme znovu použili parametrické testy na nasbírané hodnoty. Testy nám potvrdili že platí hypotéza H2, a tedy že při menší kolimaci svazku RTG záření je hodnota DAP menší než při větší kolimaci RTG svazku záření.

Dalším cílem práce bylo porovnat rozlišovací schopnost v obraze při použité měkké a tvrdé snímkovací techniky. Pro tento účel byl použit fantom pro hodnocení nízkého a vysokého kontrastu. Po nastudování odborné literatury jsme došli k závěru, že při použití měkké snímkovací techniky bude vetší podíl fotoefektu než comptonova rozptylu ve svazku záření a definovali jsme tedy hypotézu číslo 3: Předpokládáme, že při použití měkké snímkovací techniky bude rozlišovací schopnost v obrazu větší, než při použití tvrdé snímkovací techniky. Celkem jsme provedli čtyři expozice. Dvě měkkou snímkovací technikou a dvě tvrdou snímkovací technikou. Z toho vždy jedna byla s kolimací 35 x 35 centimetrů a druhá s kolimací 30 x 30 centimetrů. Na diagnostickém monitoru jsme provedli hodnocení obrazu z pohledu rozlišení při nízkém kontrastu a rozlišení při vysokém kontrastu. Z odečtu snímku fantomu nám ale všechny hodnoty vyšly totožné. Zamítli jsme tedy hypotézu H3, že při měkké snímkovací technice bude rozlišovací schopnost lepší než při tvrdé snímkovací technice. Předpokládáme, že rozdíl v napětí mezi měkkou a tvrdou snímkovací technikou nebyl dostatečně veliký, aby se projevil rozdílný podíl comptonova jevu a fotoefektu na výsledné rozlišovací schopnosti v obraze.

Při prozkoumání výsledků našeho měření a poznatků z teoretické části práce, lze prohlásit, že je výhodnější použít pro snímkování hrudníku na lůžku tvrdou snímkovací techniku, jelikož dávka na pacienta bude významně nižší a rozlišovací schopnost v obraze se nezmění.

Mezi výhody tvrdé snímkovací techniky také lze zařadit fakt, že u této snímkovací techniky je kratší expoziční čas. U pacientů na jednotách ARO a JIP je těžké zajistit, aby během expozice zadrželi dech. S kratším časem expozice je tedy v obraze méně pohybových neostrostí. Při hodnocení snímku hrudníku se nám přes plíce sumují žebra. Při použití tvrdé snímkovací techniky mají fotony rentgenového svazku vyšší energii a jsou pronikavější. Proto při tvrdé snímkovací technice nejsou žebra tolik vidět na snímku jak při použití měkké techniky.

6.1 Limity práce, význam pro praxi

Výzkum prováděný v této diplomové práci měl několik limitací. Jako největší limitaci práce lze hodnotit fakt, že měření byla provedena na rentgenovém přístroji s nepřímou digitalizací. Proto nelze říct, že výsledky budou určitě platit na přístrojích s přímou digitalizací a s tím, jak se doba vyvíjí, tak budou čím dál častěji využívány přístroje s přímou digitalizací. Další limitací práce je relativně malý vzorek dat. Dalším limitem práce je použití jednoduchého fantomu na měření hodnot. Pro lepší hodnocení by bylo vhodné použít reálnější fantom s dozimetrem. Další limitací práce je hodnocení dávky podle DAP veličiny. I když je DAP k porovnání dvou veličin dostačující, tak by bylo přesnější použít dozimetry umístěné ve fantomu k lepšímu hodnocení distribuce dávky v těle pacienta.

Další rozvoj práce by byl možný v odstranění limitů práce. To znamená použití lepšího fantomu a lepší dozimetrické měření. Dále by se také mohlo zkoumat více faktorů, které ovlivňují kvalitu obrazu a dávku záření, jako je například změna vzdáleností ohnisko detektor, nebo použití přídavné filtrace.

Výsledky práce se využijí při sestavování místních radiologických standardů pro Radiodiagnostické oddělení nemocnice Havlíčkův Brod. Dojde tedy k doporučení využívat tvrdou snímkovací techniku při snímkování hrudníku pacienta na lůžku.

7. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo popsat vliv expozičních parametrů na dávku pro pacienta a kvalitu obrazu při snímkování hrudníku na lůžku. Jednalo se o retrospektivní výzkum a byla použita kvantitativní metoda pro získání dat. Ve zkoumaném souboru bylo celkem 41 hodnot s měkkou a tvrdou snímkovací technikou nasbíraných z nemocničního systému od provedených vyšetření od pacientů. Dále bylo provedeno 30 expozicí měkkou snímkovací technikou s kolimací 35 x 35 centimetrů, 30 expozicí tvrdou snímkovací technikou s kolimací 35 x 35 centimetrů, 30 expozic měkkou snímkovací technikou s kolimací 30 x 30 centimetrů a 30 expozic tvrdou snímkovací technikou s kolimací 30 x 30 centimetrů. Hlavním cílem této práce bylo zjistit, jaký je rozdíl v dávce mezi měkkou a tvrdou snímkovací technikou.

Teoretická část diplomové práce se věnovala anatomii hrudníku, technickým aspektům rentgenových systémů, vzniku a detekci rentgenového záření, radiační zátěži a kvalitě rentgenového obrazu.

Z teoretických aspektů byly sestaveny tři hypotézy. První hypotéza říkala, že při použití tvrdé snímkovací techniky bude dávka pro pacienta menší než při použití měkké snímkovací techniky. Druhá hypotéza předpokládala, že při menší kolimaci rentgenového svazku bude dávka pro pacienta menší. Obě tyto hypotézy byly statisticky potvrzené. Poslední hypotéza předpokládala, že při měkké snímkovací technice bude rozlišení obrazu lepší ale tato hypotéza se při měření na fantomu nepotvrdila. Kvalita rozlišení při tvrdé i měkké snímkovací technice byla totožná.

Cíl diplomové práce byl splněn. Pomocí sběru dat a naměřených hodnot byly popsány rozdíly v dávce a kvalitě obrazu mezi tvrdou a měkkou snímkovací technikou.

Referenční seznam

ALIASGHARZADEH, Akbar, Ehsan MIHANDOOST, Mahboubeh MASOUMBEIGI, Morteza SALIMIAN a Mehran MOHSENI, 2015. Measurement of Entrance Skin Dose and Calculation of Effective Dose for Common Diagnostic X-Ray Examinations in Kashan, Iran. Global Journal of Health Science [online]. 7(5) [cit. 2023-03-26]. ISSN 1916-9744. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4803878/

BORREGO, David, Erin M LOWE, Cari M KITAHARA a Choonsik LEE, 2018. Assessment of PCXMC for patients with different body size in chest and abdominal x ray examinations: a Monte Carlo simulation study [online]. 63(6) [cit. 2023-03-26]. ISSN 1361-6560. Dostupné z: https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/aab13e

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. Základy zobrazovacích metod: fyzika ionizujícího záření. Druhé, doplněné vydání. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.

HAVRÁNKOVÁ, Renata. Klinická radiobiologie. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-247-4098-0

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. Memorix anatomie. 4. vydání. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.

Klener, Vladislav, 2016.Radiobiologie malých dávek ionizujícího záření. Rentgen Bulletin [online]. 2016(1), 6 [cit. 2023-03-26]. Dostupné z: https://www.suro.cz/files/2021-03/rtg_bulletin_2009.pdf

KOS, Jaroslav, 2014. Přehled topografické anatomie. Vyd. 2., V Karolinu 1., dopl. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2324-5.

MALÍKOVÁ, Hana. Základy radiologie a zobrazovacích metod: fyzika ionizujícího záření. Druhé, doplněné vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. ISBN 978-80-246-4036-5.

NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. Přehled anatomie. Třetí, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-206-0.

PODZIMEK, František. Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření. Druhé, doplněné vydání. V Praze: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5.

VOMÁČKA, Jaroslav.. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi: fyzika ionizujícího záření. Druhé, doplněné vydání. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

SÚKUPOVÁ, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi: fyzika ionizujícího záření. Druhé, doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

Věstník ministerstva zdravotnictví: Národní radiologické standardy - skiagrafie, dospělí, 2019. Vydáno: Ministerstvo zdravotnictví, ročník 2019, číslo 3. Dostupné také z: https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/17047/37091/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%203-2019.pdf

Vyhláška č. 422/2016 Sb.: Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016. Vydáno: Praha: Ministerstvo zdravotnictví, ročník 2016, číslo 422.

WOLBARST, Anthony B., Patrizio CAPASSO a Andrew R. Wyant WYANT. Medical Imaging : Essentials for Physicians. 1. USA: John Wiley & Sons, 2013. Incorporated. ISBN 9781118480281.

Zákon č. 263/2016 Sb.: Zákon atomový, 2016. Vydáno Praha: Ministerstvo zdravotnictví, ročník 2016, číslo 263.

ŽÁČKOVÁ, Helena, 2009. Ionizující záření a míra rizika. Rentgen Bulletin [online]. 2009(1), 6 [cit. 2023-03-26]. Dostupné z: https://www.suro.cz/files/2021-03/rtg_bulletin_2009.pdf

Seznam zkratek

DAP – dose area product

RTG – rentgenový

PZRO – program zajištění radiační ochrany

ARO – anesteziologicko – resuscitační oddělení

JIP – jednotka intenzivní péče

PACS – picture archiving and communication system

DICOM – digital imaging and communications in medicine

Seznam obrázku

Obrázek 1 Snímek plic (vlastní zdroj) 11
Obrázek 2 Fokuzační mističky (Súkupová, 2018) 12
Obrázek 3 Soustava rentgenky (Súkupová, 2018) 13
Obrázek 4 Optické a termické ohnisko (Podzimek, 2013) 15
Obrázek 5 Pravděpodobnost vzniku jednotlivých interakcí na energii fotonu (Súkupová, 2018) 19
Obrázek 6 Nastavení parametrů (zdroj vlastní) 41
Obrázek 7 Snímek fantomu tvrdou snímkovací technikou 45
Obrázek 8 Snímek fantomu měkkou snímkovací technikou 46
Obrázek 9 Tvrdá snímkovací technika 47
Obrázek 10 Měkká snímkovací technika 47

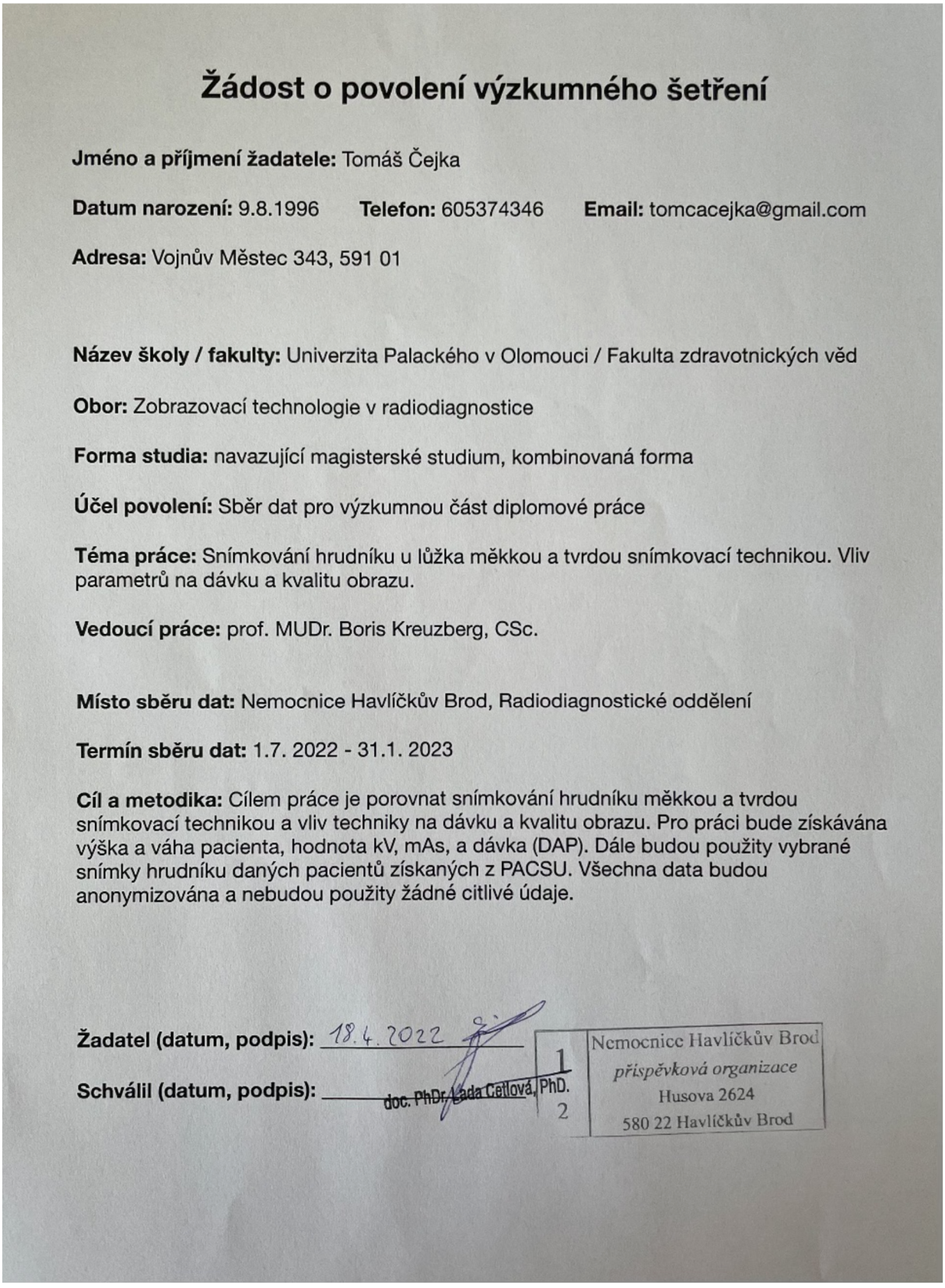
Seznam grafů

Graf 1 Spektrum RTG záření (simulátor RTG spekter, Siemens) 14
Graf 2 Hodnoty DAP 40
Graf 3 Hodnoty DAP 44

Seznam tabulek

Tabulka 1 Porovnání napětí při tvrdé a měkké technice 37
Tabulka 2 Porovnání proudu při tvrdé a měkké technice 37
Tabulka 3 Velikost DAP při tvrdé technice 38
Tabulka 4 Hodnoty DAP při měkké technice 38
Tabulka 5 Hodnoty DAP, měkká technika 41
Tabulka 6 Hodnoty DAP tvrdá technika 42
Tabulka 7 Hodnoty DAP, měkká technika 43
Tabulka 8 Hodnoty DAP, tvrdá technika 43

Přílohy:



Žádost o povolení výzkumného šetření

Jméno a příjmení žadatele: Tomáš Čejka

Datum narození: 9.8.1996 **Telefon:** 605374346 **Email:** tomcacejka@gmail.com

Adresa: Vojnův Městec 343, 591 01

Název školy / fakulty: Univerzita Palackého v Olomouci / Fakulta zdravotnických věd

Obor: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Forma studia: navazující magisterské studium, kombinovaná forma

Účel povolení: Sběr dat pro výzkumnou část diplomové práce

Téma práce: Snímkování hrudníku u lůžka měkkou a tvrdou snímkovací technikou. Vliv parametrů na dávku a kvalitu obrazu.

Vedoucí práce: prof. MUDr. Boris Kreuzberg, CSc.

Místo sběru dat: Nemocnice Havlíčkův Brod, Radiodiagnostické oddělení

Termín sběru dat: 1.7. 2022 - 31.1. 2023

Cíl a metodika: Cílem práce je porovnat snímkování hrudníku měkkou a tvrdou snímkovací technikou a vliv techniky na dávku a kvalitu obrazu. Pro práci bude získávána výška a váha pacienta, hodnota kV, mAs, a dávka (DAP). Dále budou použity vybrané snímky hrudníku daných pacientů získaných z PACSU. Všechna data budou anonymizována a nebudou použity žádné citlivé údaje.

Žadatel (datum, podpis): 18.4.2022

Schválil (datum, podpis): doc. PhDr. Lada Cetlová, PhD.

1
2

Nemocnice Havlíčkův Brod
příspěvková organizace
Husova 2624
580 22 Havlíčkův Brod

Příloha 1: Povolení sběru dat v nemocnici

Fakulta
zdravotnických věd

UPOL - 136432/1070-2022

Vážený pan
Bc. Tomáš Čejka

2022-06-17

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem **„Snímkování hrudníku u lůžka měkkou a tvrdou snímkovací technikou. Vliv parametrů na dávku a kvalitu obrazu“**, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 2: Vyjádření etické komise