

MASARYKOVA UNIVERZITA
LÉKAŘSKÁ FAKULTA
KATEDRA RADIOLOGICKÝCH METOD

MUNI
LÉKAŘSKÁ
FAKULTA

**KOVOVÉ MATERIÁLY V ORGANISMU A JEJICH VLIV
NA VELIKOST DÁVKY PRO PACIENTA**

Bakalářská práce

v oboru Radiologický asistent

Vedoucí práce: Bc. Petr Víték

Autor: Magdaléna Stromská

Brno, březen 2019

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Kovové materiály v organismu a jejich vliv na velikost dávky pro pacienta“ vypracovala samostatně pod vedením vedoucího práce a veškeré použité zdroje jsem uvedla v seznamu zdrojů.

Souhlasím s tím, aby byla má bakalářská práce použita ke studijním účelům Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně.

V Brně dne

.....

Magdaléna Stromská

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat svému vedoucímu panu Bc. Petru Vítkovi za odborné vedení bakalářské práce, trpělivost, cenné rady a čas, který mi věnoval. Dále bych chtěla poděkovat své rodině, příteli a přátelům za obrovskou podporu během studia.

Jméno autora: Magdaléna Stromská

Název bakalářské práce: Kovové materiály v organismu a jejich vliv na velikost dávky pro pacienta

Pracoviště: Fakultní nemocnice Brno, Klinika radiologie a nukleární medicíny

Vedoucí bakalářské práce: Bc. Petr Vítek

Rok obhajoby bakalářské práce: 2019

Anotace

Bakalářská práce na téma Kovové materiály v organismu a jejich vliv na velikost dávky pro pacienta je rozdělená na teoretickou a praktickou část. V teoretické části se zabývám ionizujícím zářením, vznikem rentgenového záření, principy vzniku rentgenového obrazu a detektory záření. Dále se zmiňuji o základech anatomie ramenního a kyčelního kloubu, endoprotézách daných kloubů a jejich rozdělení.

V praktické části jsou porovnány získané hodnoty expozičních časů a velikosti dávek, které naměřil DAP metr během skiagrafického vyšetření u pacientů bez endoprotézy a s ní.

Klíčová slova

Ionizující záření, rentgenové záření, endoprotéza, digitalizace, DAP metr, radiační zátěž, dávka, ramenní kloub, kyčelní kloub

Name of the autor: Magdaléna Stromská

The title of the dissertation work: Metallic materials and their impact on the size of the dose for the patient

Workplace: University Hospital Brno, Department of Radiology and Nuclear Medicine

Dissertation work facilitator: Bc. Petr Víték

Year of defence of dissertation work: 2019

Annotation

This bachelor thesis deals with Metallic materials in the body and their effect on the size of the dose for the patient is divided into the theoretical and practical part. In the theoretical part I deal with ionizing radiation, generation of X-rays, principles of X-ray image generation and radiation detectors. I also mention the basics of anatomy of shoulder and hip joint, endoprostheses of given joints and their division.

In the practical part, the acquired values of exposure times and dose sizes measured by the DAP meter during the skiagraphic examination of patients with and without endoprosthesis were compared.

Keywords

Ionizing radiation, X-rays, endoprosthesis, digitization, DAP meter, radiation load, dose, shoulder joint, hip joint

Obsah

Úvod.....	8
1. Teoretická část	9
1.1. Ionizující záření.....	9
1.1.1 Zdroje ionizujícího záření	9
1.2 Vznik RTG záření	10
1.2.1 Rentgenka.....	10
1.2.2 Druhy RTG záření	11
1.2.3 Vlastnosti RTG záření	12
1.2.4 Vznik a vlastnosti RTG obrazu	12
1.3 Působení ionizujícího záření na hmotu	13
1.4 Působení RTG záření na hmotu	13
1.5 Účinky záření a radiační ochrana	15
1.6 Detektory RTG záření	16
1.7 Kovové materiály v těle	20
1.8 Ramenní kloub	21
1.8.1 Anatomie ramenního kloubu	21
1.8.2 Ramenní endoprotéza	21
1.8.3 Kontraindikace ramenní endoprotézy	23
1.8.4 Projekce ramenního kloubu.....	23
1.8.5 Operace endoprotézy ramenního kloubu.....	23
1.9 Kyčelní kloub	24
1.9.1 Anatomie kyčelního kloubu	24
1.9.2 Endoprotéza kyčelního kloubu.....	24
1.9.3 Kontraindikace endoprotézy kyčelního kloubu.....	26
1.9.4 Projekce kyčelního kloubu	26
1.9.5 Operace endoprotézy kyčelního kloubu	27
2. Praktická část	28
2.1 Cíl práce	28
2.2 Hypotéza	28
2.3 Metodika práce.....	28
2.4 Výsledky	30
Diskuse.....	37

Závěr	38
Seznam použitých zdrojů.....	39
Zdroje obrázků	43
Seznam tabulek	45
Seznam obrázků.....	46
Seznam grafů	47
Seznam použitých zkratk	48

Úvod

V současnosti využívání ionizujícího záření stále stoupá. Především využívání skiagrafického vyšetření je čím dál častější, proto jsem si vybrala téma bakalářské práce „*Kovové materiály v organismu a jejich vliv na velikost dávky pro pacienta*“, protože i využívání kovových materiálů v medicíně je častější. K těmto využívaným materiálům patří různé šrouby, drátky, dlahy, ale také endoprotézy. Pro svou práci jsem si vybrala endoprotézy, jelikož jsou to největší kovové náhrady v těle.

Svou práci jsem rozdělila do dvou částí. V teoretické části se věnuji ionizujícímu záření, jeho rozdělení a účinkům na organismus a hmotu. Dále vzniku rentgenového záření a rentgenového obrazu, digitalizací, kovovým materiálům, ale také anatomii a endoprotézám ramenního a kyčelního kloubu.

Praktická část je věnována porovnávání jednotlivých dávek u pacientů s endoprotézou ramenního a kyčelního kloubu a porovnání dávek bez této náhrady. Porovnávání jsem prováděla na základě naměřených hodnot DAP metrem u jednoho konkrétního skiagrafického přístroje.

1. Teoretická část

1.1 Ionizující záření

Ionizujícím zářením chápeme taková záření, která mají dostačující energii k tomu, aby přímo či nepřímo ionizovala elektrony z elektronového obalu atomu. Díky procesu ionizace vznikají elektricky nabitě částice neboli ionty. Ionizující záření tedy můžeme chápat jako přenos energie, který je ve formě částic nebo vln elektromagnetického záření. Z toho vyplývá, že druhy ionizujícího záření dělíme na částicové a elektromagnetické. [2.] [10.] [11.] [12.]

Částicové záření

Záření α - částicové neboli korpuskulární záření, tvořené jádry atomu helia [2.] [12.]

Záření β - částicové neboli korpuskulární záření, které je tvořeno elektrony či pozitrony [2.] [12.]

Neutronové záření - toto záření je tvořeno proudem volných neutronů, které vzniká během jaderného štěpení [2.] [12.]

Elektromagnetické záření

Záření γ - jedná se o elektromagnetické záření s vysokou energií, kdy energie fotonů přesahuje 10 keV [2.] [12.]

Rentgenové záření (paprsky X) - jedná se o elektromagnetické záření, jehož vlnová délka má hodnoty 10^{-8} - 10^{-12} m; z pohledu kvantové duality jako fotony s energií v rozmezí 5 - 200 keV [2.] [12.]

Dále také můžeme záření rozdělit na přímo a nepřímo ionizující.

Přímo ionizující záření - jedná se o proud elektricky nabitých částic, které tvoří záření α a β [2.]

Nepřímo ionizující záření - tvoří ho elektricky neutrální částice, jako jsou fotony elektromagnetického záření a neutrony [2.]

1.1.1 Zdroje ionizujícího záření

Zdroje ionizujícího záření můžeme rozdělit do dvou skupin, na přirozené zdroje a zdroje umělé.

K přirozeným zdrojům řadíme radionuklidy, které můžeme naléznout v půdě (např. Uran 235), v budovách, kde se přes podloží může hromadit radioaktivní radon nebo také ve stavebních materiálech. Mezi další přírodní zdroje patří zemské či kosmické záření. Právě přírodní zdroje mají největší podíl na ozáření člověka. [2.] [12.] [13.]

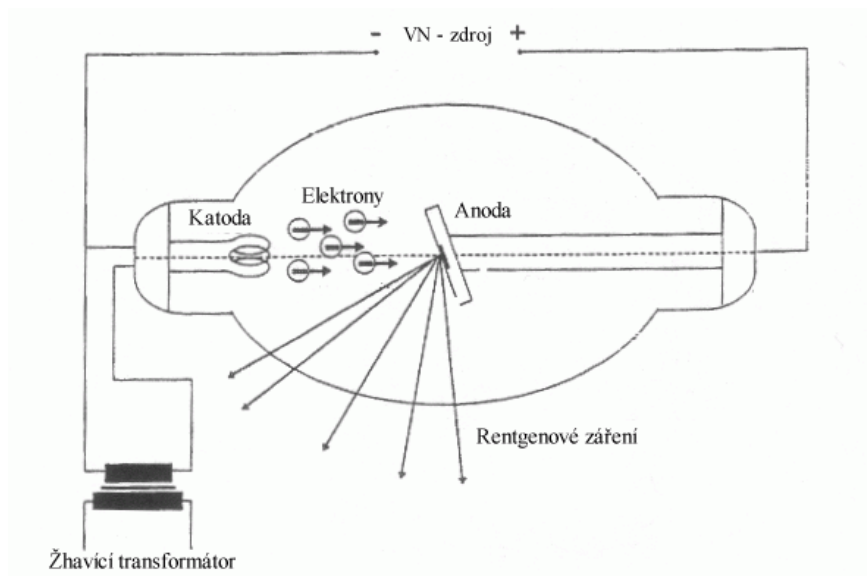
Mezi nejvýznamnější umělé zdroje patří lékařské ozáření související s léčbou a vyšetřováním pacientů. K dalším zdrojům patří urychlovače částic, uměle vytvořené radioaktivní prvky (např. plutonium, neptunium atd.), ale také jaderná energetika. [2.] [12.] [13.]

1.2 Vznik RTG záření

Rentgenové záření bylo objeveno v roce 1895 německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem. Ten toto záření objevil během svého experimentu, kdy zjistil že přiváděním vysokého elektrického napětí na anodu a katodu, které leží v trubici s vakuem, dochází na fluorescenčním stínítku, nacházejícím se poblíž trubice, ke světélkování. Dále zjistil, že fotografické desky ležící blízko trubice byly ozářeny světlem, přestože byly v neprůsvitném obalu. Röntgen vysvětlil tento jev tak, že zčernání desek a světélkování na stínítku způsobuje velmi pronikavé neviditelné záření jehož zdrojem je trubice. Röntgen poté svůj objev publikoval a paprsky neznámého záření pojmenoval paprsky X. Úplné vysvětlení povahy paprsků proběhlo až po několika letech. V současné době víme, že se jedná o svazek fotonů, které mají ionizační vlastnosti, způsobující chemické reakce tím, že vytváří volné radikály. Tyto paprsky také vyvolávají závažná poškození živých buněk. Dnes paprsky X nazýváme jako rentgenové záření a získáváme ho pomocí rentgenek. [2.]

1.2.1 Rentgentka

Rentgenka neboli Coolidgova trubice je vakuová skleněná trubice obsahující dvě elektrody, a to kladně nabitou anodu a katodu, která je nabitá záporně. Na elektrody musí být přiváděno vysoké stejnosměrné napětí o hodnotách desetitisíc voltů i více. Vláknem katody je tak žhaveno na velmi vysokou teplotu, díky které dochází k termoemisi elektronů z jejího povrchu. Vytvořený elektronový oblak je urychlen a elektrostaticky přitahován k anodě. Při dopadu na anodu dojde k prudkému zbrzdění elektronů a jen malá část kinetické energie se přemění na rentgenové záření a zbylá část na teplo. [2.] [5.]



Obr. č. 1.: Schéma rentgenky, [1]

1.2.2 Druhy RTG záření

Rentgenové záření můžeme rozdělit na dva druhy, podle způsobu jejich vzniku. Známe brzdné a charakteristické rentgenové záření.

Brzdné rentgenové záření

Tento typ záření je převažující. Vzniká zpomalením elektronu, který letí blízko jádra atomu. Jádro je kladně nabitě a tím přitahuje elektron, který změni svůj směr letu a zpomalí. Rozdíl energie je přeměněn v záření o různých frekvencích. Čím blíže se elektron dostal jádru a čím větší byla jeho energie, tím větší bude energie vzniklého kvanta rentgenového záření. Brzdné záření nemá velkou účinnost, přibližně 1 % je přeměněno na záření, zbytek energie je vyzářen ve formě tepla. Z tohoto důvodu musí být rentgenka intenzivně chlazená. [2.] [5.]

Charakteristické rentgenové záření

Tento druh záření závisí na struktuře elektronového obalu atomu anody. Dopadající elektrony vyrážejí elektrony z nevnitřnějších vrstev obalu atomu. Jedná se o vrstvy K nebo L. Původní elektron je tak vyražen ven z atomu a vzniká po něm díra. Ta musí být okamžitě obsazena elektronem z vnějších vrstev. Během zaplnění díry jiným elektronem se uvolňuje velké množství energie, které je vyzářeno pomocí fotonu rentgenového záření. Energie záření se rovná energetickému rozdílu mezi elektronovými vrstvami, mezi kterými došlo k přeskoku. [2.] [5.]

1.2.3 Vlastnosti RTG záření

Rentgenové záření je velmi pronikavé elektromagnetické záření, jehož vlnové délky jsou velmi krátké a mají vysokou frekvenci. Dále má ionizační účinky, šíří se přímočaře a prochází hmotou i vakuem. Intenzita záření slábne s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Rentgenové záření vyvolává několik efektů a to luminiscenční, fotochemický, ionizační a biologický. Během luminiscenčního efektu dochází k přeměně záření na viditelné světlo a však nastane pouze při použití určitých druhů látek. Fotochemický efekt vzniká při interakci RTG záření s fotografickým materiálem. Touto interakcí dojde ke změně chemického složení materiálu. Ionizační efekt znamená, že energie RTG záření je dost velká k tomu, aby došlo k ionizaci atomů či molekul látky, kterou ozařujeme. Během interakce dochází k přeměně elektricky neutrálních atomů na elektricky nabitě ionty. Biologický efekt nastává vždy při ozáření živého organismu. Ozáříme-li živou tkáň velkou dávkou, můžeme tím způsobit její nevratné poškození nebo smrt. Tento jev nastává díky tomu, že organismus má schopnost absorbovat ionizující záření, které způsobuje vyražení elektronů z orbit a dochází tak ke vzniku negativně nabitých aniontů. Vzniklé ionizované molekuly jsou velmi reaktivní a mohou vést k chemickým reakcím, které způsobují změnu genetické informace nebo vedou ke smrti buňky. Tento efekt však může být i prospěšný, a to při onkologické léčbě. [5.]

1.2.4 Vznik a vlastnosti RTG obrazu

Rentgenové záření, které vzniká v rentgence, prochází přes vyšetřovanou část těla. Během pronikání paprsků tkání dojde k částečné absorpci a ta je závislá na tloušťce a hustotě dané tkáně. Zbylá část, která projde tkání je zobrazována na filmu, luminiscenčním stínítku či detektoru. Při expozici RTG záření vzniká snímek ozařované tkáně. K jeho vzniku dochází projekcí záření z ohniska anody, přes tkáně organismů, které mají odlišné absorpční koeficienty a tloušťky, na digitální detektor nebo film. Výsledný RTG snímek je zobrazován na monitoru pomocí stupnice šedi. Tmavé části snímku tvoří tkáně s menší hustotou tudíž i menší absorpcí, světlá místa jsou tvořena kostmi, které mají hustotu i absorpci vyšší. Pro analogové zpracování platí zčernání filmu, digitální zpracování využívá elektronické zobrazovací detektory spolu s počítačem. [5.]

Pro kvalitní rentgenový snímek je důležité rozpoznat jemné struktury a anomálie. Abychom takovýto snímek získali musíme kontrolovat čtyři důležité parametry. První z nich je ostrost snímku. Jakmile je snímek ostrý zlepšuje se i jeho rozlišovací schopnost. Ostrost ovlivňujeme velikostí ohniska, které emituje RTG záření. Nejvhodnější velikost pro radiodiagnostiku je v rozmezí 0,5 - 2 mm. Ostrost také můžeme ovlivnit minimalizací pohybů pacienta, které

dokážeme ovlivnit a zkrácením doby expozice. Dále kvalitu ovlivníme počtem fotonů v obraze. Pro kvalitní snímek je třeba mít vhodný počet fotonů rentgenového záření. Jakmile máme málo fotonů je výsledný snímek podexponovaný, jestliže máme fotonů nadbytek pak je obraz přexponovaný. U luminiscenčních stínítek či filmů záleží na citlivosti daného materiálu, digitální přístroje umožňují úpravu jasu dodatečně. Kvalitu také ovlivňují různé artefakty, které mohou způsobit různé nečistoty na filmu či foliích, které slouží pro zesílení nebo nehomogenity v detektoru. Artefakty také mohou způsobit různé kovové předměty v ozařovaném místě. Posledním způsobem, jak ovlivnit kvalitu rentgenového obrazu je kontrast. Důležitá je pro nás hodnota energie záření. Pro ozáření tenčích vrstev tkáně využíváme měkké záření, které má hodnoty přibližně 20 keV. Pro silnější vrstvy je třeba využít záření tvrdé, jeho hodnoty jsou přibližně 80 - 125 keV. Kontrast lze u digitálních přístrojů opět dodatečně upravit. V některých případech můžeme také využít kontrastní látky, které nám změní absorpci rentgenového záření určité tkáně. [5.]

1.3 Působení ionizujícího záření na hmotu

Průchodem ionizujícího záření látkou nastává interakce mezi částicemi, nebo fotony záření s okolními jádry atomů či jejich elektronovými obaly. Průběh interakce závisí na charakteru záření, kinetické energii záření a také na složení látky, ve které interakce probíhá. [2.]

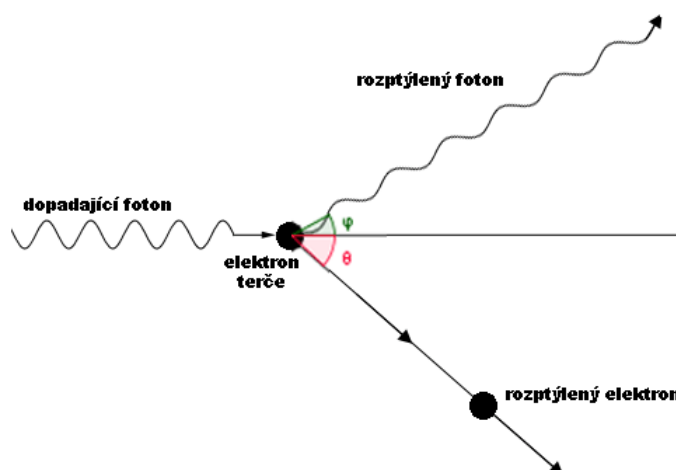
Působením ionizujícího záření na ozařovanou látku dochází ke vzniku sekundárního záření. To vzniká během působení primárního záření vlivem Fotoelektrického jevu a Comptonova rozptylu. Sekundární záření má stejné biologické účinky jako primární záření, z toho vyplývá, že toto záření je pro pacienta i personál stejně nebezpečné. Vlivem primárního i sekundárního záření dochází k přímé či nepřímé ionizaci prostředí s následnou tvorbou volných radikálů, které mají vysokou chemickou reaktivitu. Závěrem dochází k přeměně značné části energie na teplo. Intenzita ionizujícího záření procházejícího hmotou je oslabována především dvěma procesy, a to absorpcí záření a rozptylem, během něhož dochází k vychýlení svazku záření od původního směru. [2.] [11.]

1.4 Působení RTG záření na hmotu

Pro RTG diagnostiku jsou pro nás velmi důležité dvě interakce, které vznikají průchodem rentgenového záření tělem pacienta. Jedná se o Comptonův rozptyl a Fotoelektrický jev neboli fotoefekt.

Comptonův rozptyl

Tento jev vzniká při vyšších energiích fotonů elektromagnetického záření, kdy se vazebná energie elektronů stává zanedbatelnou oproti energii dopadajícího fotonu. Tato interakce mezi fotonem a elektronem se blíží interakci s volným elektronem. Energie dopadajícího fotonu není zcela absorbována, tudíž dochází ke vzniku sekundárního fotonu s nižší energií. Vyražený elektron nese jen část energie dopadajícího fotonu. Během rozptylu dochází také ke změně vlnové délky fotonu, kterou nazýváme Comptonův posun. Pro rentgenovou diagnostiku je tento jev nežádoucí, protože jeho působením dochází ke zhoršení kontrastu snímku následkem ozáření detektoru rozptýlenými fotony v místech, kde fotony primárního svazku nedopadnou. Tento nežádoucí účinek nelze zcela odstranit, ale můžeme jej omezit použitím speciálních clon. [2.]

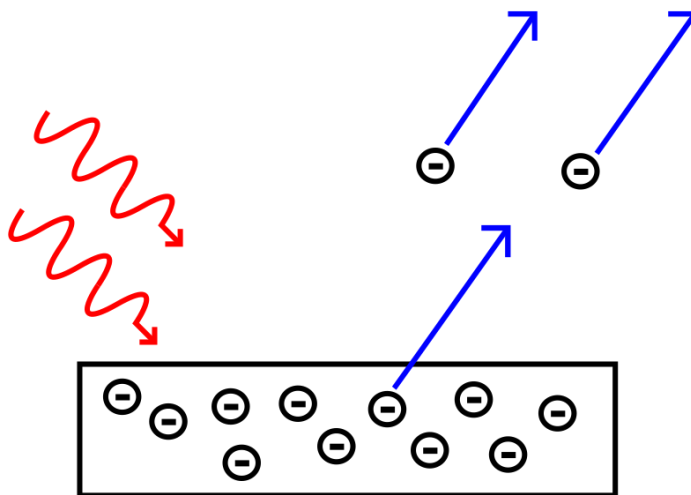


Obr. č. 2.: Princip Comptonova rozptylu, [2]

Fotoelektrický jev

Při tomto jevu foton zaniká v důsledku vyražení elektronu z obalu atomu. Nejčastěji je vyražen elektron, který se nachází ve slupkách nejbližší atomovému jádru. Jedná se o slupky K, L nebo M. Energie dopadajícího fotonu se částečně přemění ve výstupní práci, která slouží pro uvolnění elektronu z obalu a část energie je přeměněná v kinetickou energii vyraženého elektronu. Uvolněné místo po vyraženém elektronu musí být rychle zaplněno elektronem z jiné vrstvy atomového obalu. Přeskokem elektronu dochází k vyzáření energie ve formě sekundárního charakteristického rentgenového záření. Sekundární charakteristické záření interaguje s elektronovými obaly jiných atomů a přeměňuje se ve výstupní práci elektronů. Tímto dochází k opětovnému vzniku fotoefektu a energie sekundárních fotonů tak klesá. Díky tomu jen malá část sekundárního záření uniká z ozařovaného předmětu, převážně

z povrchových vrstev. K útlumu fotonového záření pomocí fotoelektrického jevu dochází především u nižších energií rentgenového záření. Při tomto jevu hraje důležitou roli protonové číslo atomů nacházející se v ozařovaném předmětu. [2.] [14.]



Obr. č. 3.: Princip Fotoelektrického jevu, [3]

1.5 Účinky záření a radiační ochrana

Působením záření na lidský organismus dochází k různým druhům poškození. Základní druhy účinku po ozáření dělíme na dvě skupiny, a to na stochastické a deterministické.

Stochastické účinky

Stochastické účinky jsou náhodné a bezprahové. Jsou charakterizovány náhodným vznikem, tzn. nelze určit, u kterého jedince ze skupiny ozářených dojde k projevu účinku, pouze můžeme říci s jakou pravděpodobností ve skupině nastane. Každé obdržení dávky zvyšuje pravděpodobnost vzniku účinku. S obdržením dávky dochází ke zvýšení frekvence výskytu nikoli závažnost účinku. Mezi stochastické účinky patří nádory, které mají vztah k somatickým mutacím tzn. v buňkách mimo gonády a také dědičné poruchy, které způsobují mutace v zárodečných buňkách. Nádory i genetická postižení se nijak neliší od ostatních, která vznikla spontánně. [5.] [6.]

Deterministické účinky

Deterministické účinky nastávají, pokud dojde k překročení určitého prahu dávky, který je různý pro různé typy tkání. Pokud je dávka menší než hodnota prahové dávky, účinky nenastanou. Závažnost účinků vzrůstá s dávkou. Tyto účinky představují reakci tkání na ozáření a dochází k nim z důvodu smrti části buněčné populace. Ke vzniku účinků dochází krátce po ozáření v průběhu dní až týdnů. Účinky mají charakteristický obraz. Mezi projevy

deterministických účinků patří akutní nemoc z ozáření, poškození kůže, postižení fertility, katarakta, nebo také poškození plodu. [5.] [6.]

Radiační ochrana

Cílem radiační ochrany je vyloučení vzniku deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti účinků stochastických na úroveň jenž je přijatelná pro společnost i jednotlivce. Zabránění vzniku deterministických účinků lze zavedením tak nízkých limitů ekvivalentní dávky, aby nebyla dosažena dávka prahová ani po celoživotním ozáření. Omezení stochastických účinků zajišťuje systém limitování dávek, aby pravděpodobnost poškození byla velmi nízká. [5.]

Základem limitování dávek jsou tyto zásady:

Zdůvodnění činnosti, jenž vede k ozáření osob. [5.]

Princip optimalizace, který zaručuje, že dávky, které jsou nutné pro získání požadovaného efektu musí být co nejnižší. Tento princip je v angličtině označován jako princip ALARA (as low as reasonably achievable). [5.]

Další zásadou je princip nepřekročení limitů, kdy dávkový ekvivalent jednotlivce nesmí být vyšší než doporučené limity. [5.]

A poslední je bezpečnost zdrojů a dodržování bezpečnosti během nakládání se zdroji ionizujícího záření. [5.]

1.6 Detektory RTG záření

Podstatou vzniku obrazu je detekce rentgenového záření po následné interakci s tělem pacienta. K detekci prošlého záření slouží různé receptory obrazu. Starší systémy využívaly systémy film-fólie, které jsou však v současnosti nahrazeny modernějšími systémy. Tyto systémy využívají digitální zobrazení. Jejich výhodou je rychlejší získání obrazu, lepší kvalita snímku, větší dynamický rozsah a také možnost vzdáleného přístupu ke snímku. Detektory můžeme rozdělit na detektory s nepřímou a přímou digitalizací. [6.]

Nepřímá digitalizace

Tuto technologii lze také nazvat jako CR – Computed Radiography. Zde byl systém film - fólie nahrazen detekční fólií složenou ze sloučenin fosforu, která je tvořená vrstvou fotostimulovatelných krystalů BaFX:Eu^{2+} , kde X může být některým z halogenů Br, I, Cl nebo také jejich sloučenina. Tato fólie dokáže absorbovanou energii z fotonu rentgenového záření po

nějakou dobu v sobě uchovat. Tento jev nastává díky tomu, že elektrony z fólie přechází do energeticky vyššího stavu, ve kterém jsou zachyceny do metastabilních pastí atomu fosforu, v nichž se mohou nacházet po delší dobu. Tvoří tzv. latentní obraz. Z metastabilního stavu se elektrony uvolňují excitací materiálu pomocí laserového světla červené barvy. Tímto dojde k jejich uvolnění, za současného vyzařování fotonů viditelného světla. Takto uvolněné fotony jsou detekovány pomocí fotodiod a následně převedeny na elektrický náboj. V analogově - digitálním převodníku dochází k převodu náboje na digitální signál. Na závěr dochází k odstranění zbývajících signálů z detekční fólie pomocí bílého světla o vysoké intenzitě, aby mohla být použita pro další snímání. Výsledek nepřímé digitalizace (CR systému) je velmi podobný výsledku systému film-fólie. Rozdíl je ve způsobu tvorby latentního obrazu a získání obrazu viditelného. [6.]

Přímá digitalizace

Přímá digitalizace známá také jako DR – Digital Radiography využívá zejména flat panelů se zabudovanými vyčítacími mechanismy. Systém pracuje s flat panel detektory, známými jako velkoformátové detektory, které mají integrovanou vrstvu, jenž je citlivá na rtg záření a také elektronicky vyčítací systém známý jako TFT arrays (thin - film tranzistorová matice). Systémy využívající scintilační vrstvu pro převod energie fotonu rtg záření na energii fotonů viditelného světla, jež jsou detekovány po dopadu na fotodiodu s TFT citlivou na záření viditelného světla. Tyto detektory se nazývají TFT detektory s nepřímou konverzí. Systémy využívající fotovodivou vrstvu a TFT pro sbírání vzniklého náboje se nazývají TFT detektory s přímou konverzí. [6.]

TFT detektory s přímou konverzí

Tento typ detektorů využívá jako polovodičový materiál amorfni selen. Ten má velmi výhodné vlastnosti ohledně absorpce záření a také dokáže velmi dobře zachovat prostorové rozlišení. Samotná expozice rtg záření generuje elektrony a díry v polovodičové vrstvě selenu, ve které je veden elektrický proud. Vzniklé elektrony jsou následně přitahovány k anodě, kde dochází k transformaci jejich energie na elektrický náboj. Náboj je úměrný energii z detekovaného rtg záření. Volné elektrony si při cestě k elektrodě zachovávají svůj směr, díky čemuž se zachovává prostorové rozlišení. Náboj je na TFT uchován, dokud nedojde k načtení signálu. Signál je zesílen, následně digitalizován a poté uchován pro každý pixel. Výhodou těchto detektorů je schopnost materiálu uchovávat dostatečně velké prostorové rozlišení. Selenová vrstva může být i silnější pro lepší účinky detekce, aniž by došlo k významnějšímu

zhoršení prostorového rozlišení. Právě díky vyšší detekční účinnosti lze snížit dávku pro pacienty. [6.]

TFT detektory s nepřímou konverzí

Tyto detektory využívají jodid cesný (CsI) či oxysulfid gadolinia (Gd_2O_2S) pro konverzi energie rtg záření na energii fotonů viditelného světla. Konverzní vrstvu může tvořit strukturní nebo nestrukturní scintilátor. U scintilátoru nestrukturních dochází k velikému rozptylu nově vzniklých fotonů viditelného světla a díky tomu k zhoršenému prostorovému rozlišení. Strukturní scintilátory se skládají z jehlovitých krystalů, díky kterým dochází k zamezení velkého rozptylu fotonů viditelného světla, tudíž se uchovává lepší prostorové rozlišení. Během interakce fotonů rtg záření s detektorem s nepřímou konverzí dochází k absorpci energie rtg fotonů v scintilační vrstvě za vzniku fotonů viditelného světla, jež dopadají na fotodiodu, kde dochází k jejich detekci. Jejich energie je přeměněná na elektrický náboj. U tohoto typu detektorů je právě polovodičová selenová vrstva, kterou využívají detektory s přímou konverzí nahrazena scintilační vrstvou a fotodiodou. [6.]

CCD detektory

CCD detektory (Charge Coupled Device) spadají do skupiny přímé digitalizace s nepřímou konverzí. Tento systém je založen na plošném scintilátoru, jež přeměňuje dopadající rtg záření na světlo. Světlo, které bylo emitováno scintilátorem je poté centrováno pomocí čoček nebo sbíhavého kužele optických vláken na malou plochu CCD čipu. Tento čip přeměňuje světlo na elektrický náboj. U tohoto systému je vzniklá elektrická energie uchována v podobě vázaného náboje. Elektrony zde neodtékají ihned do přiloženého měřicího obvodu, ale dochází k jejich izolaci v nábojových zásobnících v elektronicky izolované struktuře čipu. Následně jsou elektrony postupně odváděny a měřeny. CCD čip je složen ze světlocitlivých matic a polovodičových elementů, kdy na jejich počtu závisí rozlišovací schopnost detektorů. [8.] [9.]

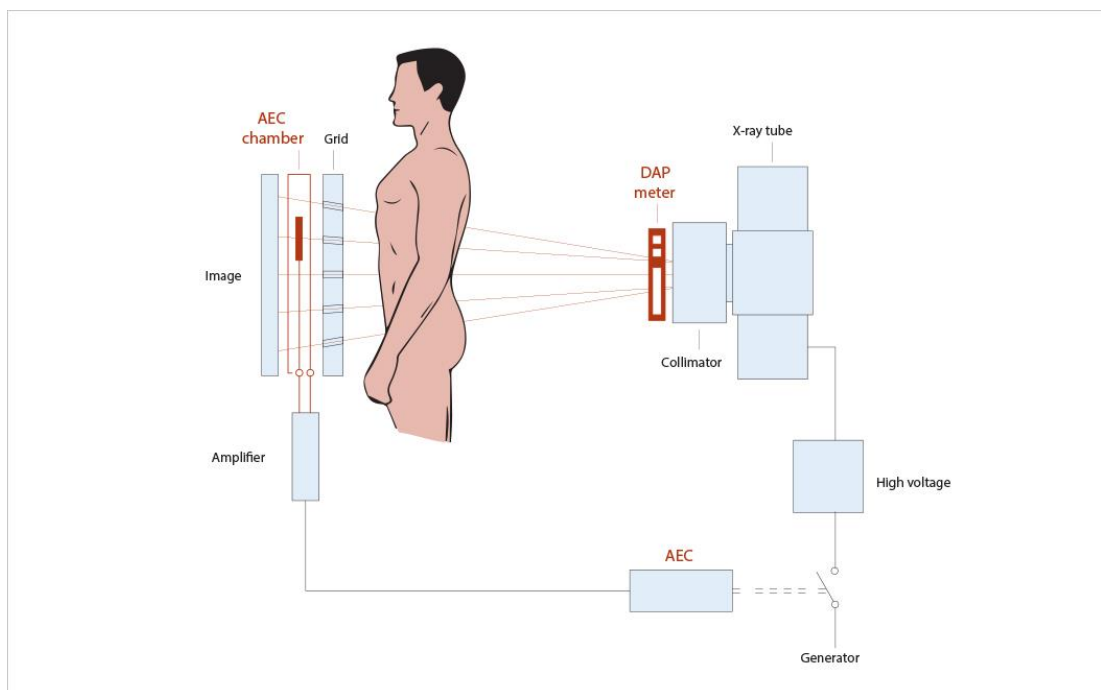
Expoziční automatika (AEC)

Expoziční automatika je systém, který ukončuje rtg expozici, jakmile dopadne na receptor obrazu dostatečné množství záření. Cílem AEC je získání rtg obrazu dostatečné kvality s použitím předem nastavených hodnot expozičních parametrů a dané geometrie tím, že ovlivní délku expozice a tím i dávku, kterou pacient obdrží. Expoziční parametry (kV a mA) si volí obsluha přístroje buď manuálně, nebo pomocí nastavených orgánových předvoleb. Největší výhodou užití AEC je redukce opakování snímků z důvodu špatně nastavených expozičních parametrů. Každou AEC tvoří aktivní senzory, jež kontrolují dávku, kterou AEC obdrží a tím

i dávku na receptoru obrazu. Standardní skiografické systémy mají tři senzory a to pravý, levý a centrální. Je nutné, aby obsluha přístroje správně zvolila aktivní sensor či kombinaci sensorů pro dané vyšetření. Senzory jsou tvořeny ionizačními komorami či polovodičovými detektory. Všechny AEC fungují na stejném principu. Rtg záření projde tělem pacienta, interaguje se senzory a jakmile je v senzoru generován dostatečný elektrický signál, jinak řečeno sensor je ozářen dostatečnou dávkou, dojde k ukončení expozice. Správné užití AEC zajišťuje získání dostatečné kvality obrazu za obdržení rozumných dávek a díky tomu se stává užitečným nástrojem. [15.]

DAP metr

DAP metry (Dose Area Product) jsou přístroje, které slouží k přímému monitorování radiační zátěže u pacientů během radiodiagnostických vyšetření. Měří se součin vstupní dávky (mGy) a ozařované plochy (cm²). Jedná se o transmisní planoparalelní ionizační komoru, která je umístěna za výstupem rentgenky a měří množství vyprodukovaného záření, na jehož základě pak můžeme odhadnout radiační zátěž, kterou pacient obdržel. Někdy je DAP metr také nazýván KAP metr. [15.]



Obr. č. 4.: Schéma zapojení a umístění AEC a DAP metru, [4]

1.7 Kovové materiály v těle

V současné době narůstá využívání kovových implantátů. Růst lze zaznamenat i u keramických a polymerních materiálů. Široké spektrum využití kovů a jejich slitin nalézáme především v oborech ortopedie, traumatologie a stomatologie. Využití nacházejí především u kloubních náhrad, komplikovaných zlomenin a kostních onemocnění. Kovové materiály jsou využívány k výrobě kloubních náhrad, šroubů, kostních dlah a dalších. Podle délky setrvání implantátů v těle je dělíme na dočasné a trvalé. Dočasnými implantáty jsou například fixátory, trvalými kloubní náhrady. Aby byl implantát vhodný, je kladen důraz na jeho biokompatibilitu, pevnost, pružnost, odolnost proti tření, oděru a korozi. V poslední době je důležitou součástí kompatibilita s magnetickou rezonancí. Mezi využívané materiály patří chirurgické slitiny z nerezavějící oceli (316L), jejich využití je však omezeno na dočasné implantáty. Materiálem, který je vhodný pro náhradu kostí jsou chrom-kobaltové slitiny. Nejvyužívanějším materiálem jsou slitiny titanu, jejichž výhodou je vysoká biokompatibilita, modul pružnosti bližší kostní hmotě a nízká úroveň koroze. Všechny výše uvedené materiály mají své výhody i nevýhody. Proto při jejich použití dochází k jejich kombinaci, která nejvíce odpovídá struktuře kosti a tím i potřebě pacienta. Z důvodu nárůstu počtu pacientů a vysokých nároků na implantáty dochází k intenzivnímu vývoji nových a kvalitnějších materiálů. [16.] [17.] [18.] [19.]

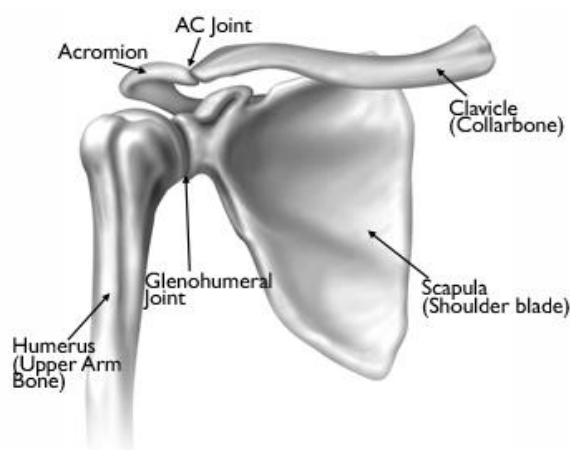


Obr. č. 5.: Zobrazení umístění kovových materiálů v těle člověka, [5]

1.8 Ramenní kloub

1.8.1 Anatomie ramenního kloubu

Ramenní kloub (articulatio humeri) je nejpohyblivějším kloubem v lidském těle, je jednoduchý kulový a schopný pohybovat se ve všech třech osách i jejich kombinacích. Díky ramennímu kloubu dochází ke spojení pletence horní končetiny a volné horní končetiny. Kostra ramenního kloubu je tvořena lopatkou (scapula), což je trojúhelníková plochá kost a nachází se na ní kloubní jamka (cavitas glenoidalis scapulae). Ta je oproti velké hlavici humeru mělká, a proto je po obvodu kloubní lem, díky kterému je plocha větší. Vzadu lopatka vyběhává v hřeben (spina scapulae), který je zakončen laterálně nadpažkem (acromion). Další kostí, která tvoří ramenní kloub je kost klíční (clavicula). Jedná se o esovitě prohnutou kost, skloubenou s lopatkou pomocí akromioklavikulárního skloubení (articulatio acromioclavicularis) a hrudní kostí (sternum) pomocí sternoklavikulárního kloubu (articulatio sternoclavicularis). Spolu s lopatkou tvoří pletenec horní končetiny. Poslední kostí je kost pažní (humerus), která tvoří volnou horní končetinu. Je to dlouhá kost, která je členěná na hlavici, tělo a distálně rozšířený konec. Právě hlavice kosti pažní je součástí ramenního kloubu. Pod hlavici se nacházejí hrbolky (tuberculum majus et minus) na které jsou upevněny svaly rotátorové manžety. Rotátorová manžeta je pro ramenní kloub velmi důležitá, protože slouží k rotaci a fixaci. Celý kloub je uložen v kloubním pouzdře, které začíná na okraji kloubní jamky a upíná se na krček kosti pažní. Pouzdro je zesíleno šlachami a vazy. [3.] [20.] [21.]



Obr. č. 6.: Anatomie ramenního kloubu, [6]

1.8.2 Ramenní endoprotéza

Jedná se o umělou náhradu poškozeného ramenního kloubu. Nejčastější indikací je artrotická změna hlavice ramenního kloubu, nekróza hlavice kosti pažní, stavy po nerekonstruovaných

zlomeninách proximální části humeru či nádory nacházející se v proximální části kosti pažní. Endoprotézy ramenního kloubu dělíme na čtyři skupiny. [22.]

Endoprotéza povrchová

Pomocí této endoprotézy nahrazujeme pouze povrchovou část hlavičky humeru, tento typ se využívá při drobných deformacích hlavičky kosti pažní a je možno implantát zasadit do kosti. [22.]

Endoprotéza cervikokapitální

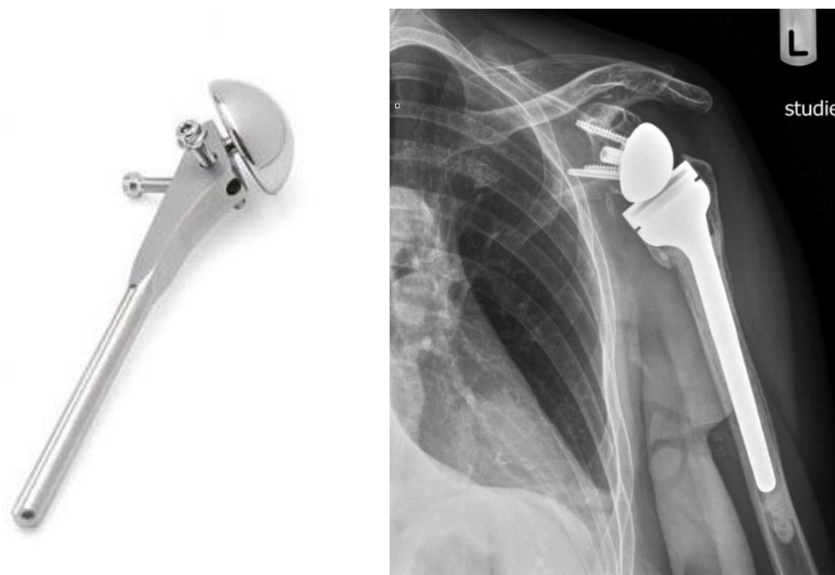
Zde se resekuje téměř celá hlavička a implantát je fixován pomocí dřívku do pažní kosti, využití u větších deformací hlavičky po těžkých úrazech, kdy je možná rekonstrukce manžety rotátoru jako stabilizátor. [22.]

Totální endoprotéza ramenního kloubu

Užitím této endoprotézy nahradíme celou poškozenou hlavičku a kloubní jamku. Pro tuto náhradu je opět nutná rekonstrukce manžety rotátoru. [22.]

Reverzní endoprotéza ramenního kloubu

Dochází k implantaci, kdy do místa kloubní jamky na lopatce se implantuje hlavička a do humeru kloubní jamka, tato náhrada se využívá, jestliže je poškozena i manžeta rotátoru a není možná její rekonstrukce. [22.]



Obr. č. 7,8.: Ramenní endoprotéza (vlevo), rentgenový snímek ramenního kloubu v AP projekci s endoprotézou, [7] [8]

1.8.3 Kontraindikace ramenní endoprotézy

Ke kontraindikaci artroplastiky dochází v případech místních či celotělových infekcích. Při poranění periferních nervů, u nádorových onemocnění, kdy délka života nepřesahuje dobu šesti měsíců a závažná poranění rotátorové manžety. [21.]

1.8.4 Projekce ramenního kloubu

Nejčastější projekcí pro zobrazení endoprotézy ramenního kloubu je předozadní projekce. Vzdálenost mezi ohniskem a filmem je jeden metr. Velikost pole je 18x24. Pacient při této projekci stojí zády k vertigrafu. Vyšetřované rameno naléhá na detektor, paže je mírně vzdálená od trupu, aby nedošlo k překrytí měkké tkáně. Dlaň směřuje vzhůru, směrem k rentgence. Horní hrana pole je 2 cm nad povrchem ramena. Centrální paprsek centrujeme kolmo na střed pole, ventrodorzálně, na processus coracoideus. Expoziční hodnoty mají rozmezí 55 - 65 kV, 55 - 65 mAs. Na výsledném rentgenovém obrazu musí být zachycen celý ramenní kloub s proximální částí humeru, laterální části klíční kosti a laterálního úhlu lopatky. Acromion nesmí překrývat hlavici humeru. [4.] [7.]

K předozadní projekci může být i bočná neboli transtorakální projekce. Vzdálenost mezi ohniskem a filmem je opět jeden metr. Velikost pole je 15x40. Pacient u této projekce stojí bokem a vyšetřované rameno doléhá na vertigraf. Končetina, kterou nevyšetřujeme je vzpažená, ohnutá v lokti a opřená předloktím o hlavu. Důležitý je zde mírný úklon k vertigrafu. Proximální okraj přesahuje horní okraj ramene o 3 cm. Centrální paprsek směřuje kolmo na střed pole, mediolaterálně, pod axilu nevyšetřované končetiny, do středu paže. Expoziční hodnoty jsou v rozmezí 65 - 75 kV, 60 - 80 mAs. U této projekce může dojít ke špatné čitelnosti snímku kvůli sumaci žeber a orgánů vyskytujících se v hrudním koši s ramenním kloubem, aby se tomuto překrytí zamezilo, provádí se transtorakální snímek v nádechu. [4.] [7.]

1.8.5 Operace endoprotézy ramenního kloubu

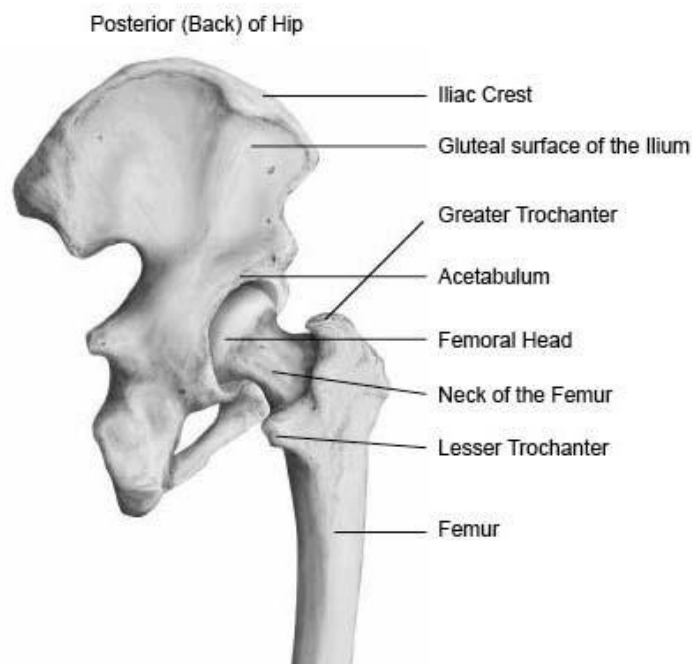
Zárok začíná naříznutím kůže na rozhraní prsního a deltového svalu. Následně operatér rozruší fascii, odetne šlachy a na závěr odetne kloubní pouzdro. Díky uvolnění šlachy lze provést luxaci ramene. Jestliže je samotná pažní kost a šlachy dostatečně uvolněné, může se provést luxace. Poté dochází k odstranění hlavice a úpravě tvaru humeru pro zavedení dříku. Dalším krokem je posouzení kloubní jamky. Po přezkoumání se rozhoduje, zda dojde k náhradě hlavice a krčku kosti pažní nebo celého kloubu, tedy hlavice, krčku a jamky. V dřevěné dutině kosti pažní je zhotoveno lůžko, do kterého se zavede dřík. Na ten je zavedena hlavice, která může mít různý průměr a to 40, 42 a 44. Každý průměr je proveden ve třech různých výškách,

a to nízké, střední a vysoké. Průměr i výška hlavičky by měla odpovídat hlavičce původní. Nejprve se provádí zkouška, zda dané rozměry vyhovují. Pro tuto zkoušku se využívají komponenty umělohmotné, pokud veškeré rozměry pasují, zavádějí se komponenty kovové. [21.]

1.9 Kyčelní kloub

1.9.1 Anatomie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je jednoduchý omezený kulový kloub, který umožňuje pohyb ve všech rovinách. Kosterní základ tohoto kloubu tvoří pánevní kost (*os coxae*), která je složená ze tří spojených kostí, těmi jsou kost sedací (*os ischium*), stydká (*os pubis*) a kyčelní (*os ilium*), spolu se stehenní kostí (*os femoris*). Kloubní jamka je tvořená acetabulem pánevní kosti, do které zapadá právě hlavička kosti stehenní. Styčnou plochu jamky tvoří poloměsíčitá plocha (*facies lunata*), kterou na okrajích prohlubuje chrupavčitý lem (*labrum acetabuli*). Celý kyčelní kloub je uložen v kloubním pouzdře, jenž je zesíleno třemi vazy, které probíhají z kyčelní, stydké a sedací kosti na kost stehenní. Začátek pouzdra se nachází na okrajích acetabula, úpon poté dorzálně na krčku stehenní kosti. [3.] [23.]



Obr. č. 9.: Anatomie kyčelního kloubu, [9]

1.9.2 Endoprotéza kyčelního kloubu

Úkolem endoprotézy je nahradit poškozený kyčelní kloub. Nejčastěji je endoprotéza indikována starším pacientům. Hlavním důvodem pro implantaci endoprotézy je zlomenina

krčku stehenní kosti. Dalšími důvody jsou artróza, artritida nebo onkologické onemocnění, které narušuje tuto oblast. [24.]

Cementovaná náhrada

Tento typ endoprotézy je složen z hlavičky a dříku, který je vsunut do stehenní kosti. Obě tyto části jsou poté upevněny pomocí tzv. kostního cementu. V současnosti je hlavička vyráběná v různých velikostech a z různého materiálu. Jamka je v tomto případě z polyethylenu a dřík z nemagnetické oceli nebo titanu. Podle studií se však ukazuje, že tento typ náhrad není vhodný pro mladé a aktivní pacienty z důvodu uvolňování jamky. [25.] [26.]

Necementovaná náhrada

V dnešní době je rozšířeno použití kloubních náhrad, které mají speciální konstrukci, aby mohla implantace proběhnout bez použití cementu. Tato náhrada je vyrobená tak, aby kost prorůstala do upraveného povrchu kovového implantátu. Zde je jamka vyhotovena z titanu s vložkou z polyethylenu a dřík, který je většinou titanový. Právě tato náhrada je většinou využívána u mladších pacientů. [25.] [26.]

Hybridní náhrada

Jedná se o nejčastější typ endoprotézy, kdy jedna komponenta je připevněna bez použití cementu, nejčastěji jamka. Druhá komponenta je upevněna cementem, ve většině případů se jedná o dřík. [25.] [26.]

Hip resurfacing

Konstrukce této náhrady se snaží, co nejvíce přiblížit biomechanicky a anatomicky zdravému kyčelního kloubu. Využívá se u pacientu, kde nedošlo k velkým anatomickým změnám. Zde se opracovává pouze hlavice. Použité materiály mají dobrou toleranci zátěže a nízký otěr. Zde se předpokládá dlouhá až doživotní funkce. [25.] [26.]



Obr. č. 10, 11, 12.: Endoprotéza kyčelního kloubu (vlevo a uprostřed), rentgenový snímek kyčelního kloubu v AP projekci s endoprotézou, [10] [11]

1.9.3 Kontraindikace endoprotézy kyčelního kloubu

Kontraindikace u kyčelní náhrady můžeme rozdělit na lokální a celkové. Mezi lokální patří akutní infekce kyčle či dekubitus v této oblasti. K celkovým pak řadíme neurologická onemocnění, nevyhovující interní stav, zánětlivé ložisko nebo také nespolupráci pacienta. [27.] [28.]

1.9.4 Projekce kyčelního kloubu

Pro zobrazení endoprotézy v kyčelním kloubu je opět nejčastější projekce předozadní. Vzdálenost ohniska a filmu je jeden metr. Pole je velké 24x30. Pacient je uložen zády na vyšetřovacím stole. Dolní končetiny jsou natažené a prsty směřují k sobě, paty od sebe. Horní okraj je 3 cm pod hřebenem kosti kyčelní, laterální 3 cm od hmatného velkého chocholíku. Centrujeme kolmo na střed krčku femuru. Při správném provedení na výsledném snímku máme zachycen kyčelní kloub v celém rozsahu včetně kloubní jamky a hlavice femuru s krčkem a oba chocholíky. Expoziční hodnoty jsou 70 - 80 kV, 70 - 100 mAs. [4.] [7.]

1.9.5 Operace endoprotézy kyčelního kloubu

Operace probíhá v celkové nebo lokální anestézii. Poté dochází k vytvoření přístupu, který je závislý na typu endoprotézy. Jakmile operatér pronikne ke kyčelnímu kloubu, dochází k resekci hlavice a krčku stehenní kosti. Následně se pomocí speciální frézy vyfrézuje lůžko, do kterého se fixuje jamka. Po fixaci jamky následuje frézování dřevné dutiny kosti stehenní, kde je implantován dřík. Na ten se poté nasadí hlavice a endoprotéza se skloubí. Důležitou součástí operace je otestování stability kloubu, aby byla zajištěna správná funkčnost endoprotézy. [29.]

2. Praktická část

2.1 Cíl práce

Cílem mé práce je porovnání dávek, jež naměřil DAP metr přístroje během skiagrafického vyšetření u pacientů s endoprotézou a bez ní.

2.2 Hypotéza

Předpokládám, že vložení kovového předmětu mezi zdroj rentgenového záření a detektor bude naměřená dávka na DAP metru větší než dávka, kterou naměříme bez kovového předmětu. Můj předpoklad vychází ze skutečnosti, že kovové materiály mají větší hustotu než kost, tudíž pohltní více ionizujícího záření během expozice.

2.3 Metodika práce

Cílem praktické části mé bakalářské práce je porovnání hodnot dávek a expozičních časů, které naměřil DAP metr u pacientů, kteří podstoupili skiagrafické vyšetření před implantací kloubní náhrady a po ní. Všechna data snímků byla získána z jednoho skiagrafického přístroje, ale také během mé praxe. Pro porovnávání hodnot dávek jsem si zvolila plošnou kermu, kterou jsem poté srovnávala u pacientů s endoprotézou a bez ní. Vždy jsem porovnávala snímky téhož pacienta, aby byly naměřené hodnoty co nejpřesnější. U expozičního času jsem zvolila milisekundy, pro proud a napětí jsem použila již zvolené jednotky, a to miliampéry a kilovolty.

Data pro tuto práci jsem zjišťovala v archivu Fakultní nemocnice Brno z archivu MARIE PACS. V tomto archivu je možno vyhledávat veškerá vyšetření, která pacient podstoupil, díky zobrazení časové osy. U skiagrafických vyšetření je možnost zobrazit tzv. DICOM atributy, kde nalezneme všechny informace o pacientovi, přístroji a také hodnoty skiagrafického obrazu. Právě zde jsem zjišťovala veškeré hodnoty pro tuto práci jako je expoziční čas, naměřená dávka, napětí, ale také proud. Jelikož jsem porovnávala plošnou kermu, což je součin vstupní povrchové dávky a ozářené plochy, bylo důležité zvolit snímky, kde ozářená plocha je přibližně na všech snímcích stejně velká, aby nedošlo k velkému zkreslení. Vybírala jsem takové pacienty, kteří měli snímek před implantací endoprotézy a po ní.

K porovnávání hodnot jsem si vybrala větší klouby těla, a to kyčelní a ramenní kloub. Zvolila jsem tak proto, jelikož endoprotézy těchto kloubů patří mezi největší implantáty, a tudíž nejvíce ovlivní velikost dávky a expozičního času. U kyčelního kloubu jsem vyhledala soubor padesáti

snímku v AP neboli předozadní projekci. Porovnávala jsem pouze AP projekci, protože u náhrad kyčelního kloubu se axiální projekce provádí minimálně a pouze na vyžádání indikujícího lékaře, jelikož při provedení této projekce může dojít k vykloubení implantované náhrady. V případě ramenního kloubu jsem porovnávala hodnoty dvaceti pěti snímků opět v předozadní projekci. U tohoto kloubu jsem porovnávala menší množství snímků, protože indikace endoprotézy ramenního kloubu není příliš častá, a proto je množství pacientů menší než u kyčelního kloubu, kde je tato náhrada využívána více.

Veškeré získané snímky byly pořízeny na konkrétním skiagrafickém přístroji, a to Definium 8000 značky General Electric (GE). Jedná se o rentgenový přístroj s přímou digitalizací a expoziční automatikou. U tohoto přístroje je také možnost ručního nastavení hodnot.



Obr. č. 13.: Rtg přístroj Definium 8000, [12]

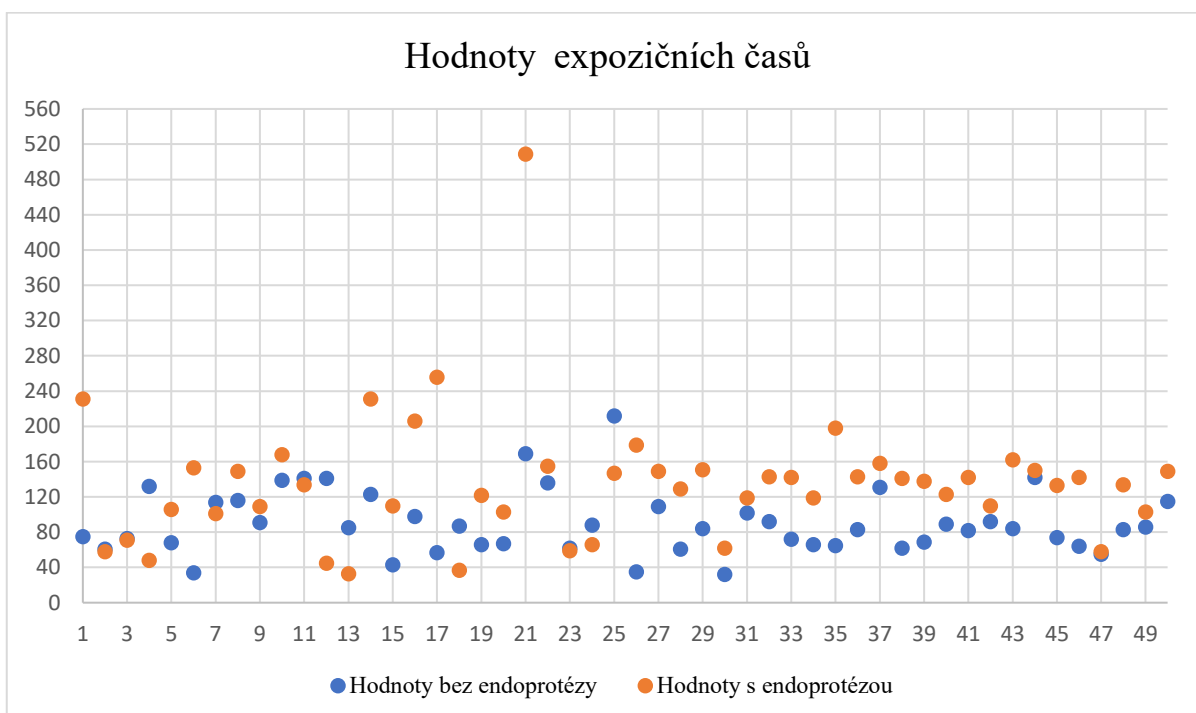
2.4 Výsledky

Hodnoty získané u kyčelního kloubu v AP projekci

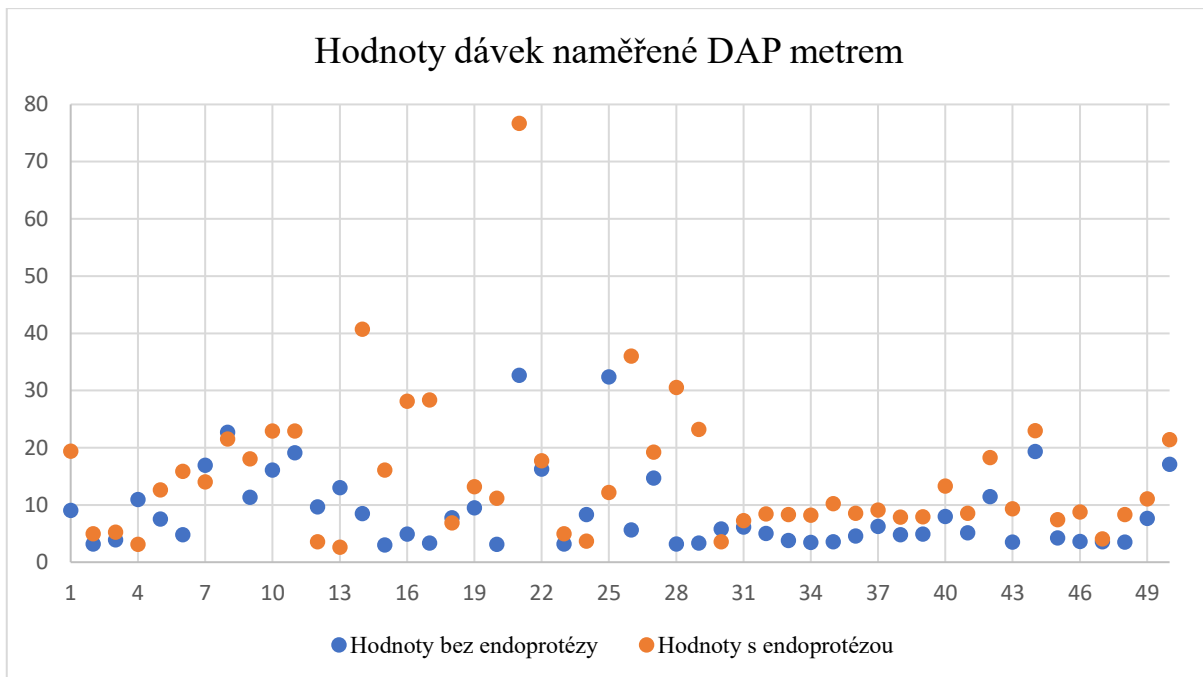
	Hodnoty bez endoprotézy				Hodnoty s endoprotézou			
	Napětí	Proud	Čas	Dávka	Napětí	Proud	Čas	Dávka
	kV	mA	ms	dGy*cm ²	kV	mA	ms	dGy*cm ²
1.	75	318	75	9,04	75	320	231	19,39
2.	70	320	61	3,17	70	320	58	4,95
3.	70	320	73	3,88	70	321	71	5,26
4.	75	319	132	10,94	75	249	48	3,12
5.	75	321	68	7,53	75	320	106	12,61
6.	75	293	34	4,76	75	320	153	15,87
7.	75	321	114	16,93	75	322	101	14,03
8.	75	321	116	22,69	75	320	149	21,52
9.	75	320	91	11,33	75	320	109	18,03
10.	75	320	139	16,08	75	320	168	22,89
11.	75	320	141	19,11	75	320	134	22,90
12.	83	320	141	9,66	70	321	45	3,54
13.	75	321	85	12,99	70	322	33	2,59
14.	70	320	123	8,46	75	320	231	40,72
15.	70	319	43	2,99	75	319	110	16,07
16.	70	320	98	4,92	75	320	206	28,11
17.	70	319	57	3,35	75	320	256	28,34
18.	75	318	87	7,77	75	320	37	6,86
19.	75	320	66	9,49	75	320	122	13,16
20.	70	323	67	3,11	75	321	103	11,17
21.	75	320	169	32,65	75	320	509	76,67
22.	75	320	136	16,23	75	320	155	17,70
23.	70	320	62	3,17	70	320	59	4,95
24.	75	320	88	8,29	70	320	66	3,67
25.	75	320	212	32,37	75	320	147	12,16
26.	75	320	35	5,63	75	320	179	36,01
27.	75	321	109	14,69	75	320	149	19,24
28.	70	320	61	3,18	75	320	129	30,51
29.	75	160	84	3,34	75	321	151	23,17
30.	75	313	32	5,80	75	160	62	3,55
31.	75	320	102	6,13	75	320	119	7,24
32.	75	320	92	5,01	75	320	143	8,40
33.	75	320	72	3,76	75	320	142	8,33
34.	75	320	66	3,43	75	320	119	8,20
35.	70	320	65	3,58	75	320	198	10,21
36.	70	320	83	4,59	70	320	143	8,51
37.	75	319	131	6,25	75	320	158	9,10
38.	70	320	62	4,76	70	320	141	7,87
39.	75	320	69	4,92	75	320	138	7,92
40.	75	318	89	7,98	75	320	123	13,27
41.	75	320	82	5,15	75	320	142	8,53
42.	75	320	92	11,46	75	320	110	18,25

43.	70	320	84	3,51	75	320	162	9,32
44.	75	320	142	19,33	75	320	150	22,97
45.	75	320	74	4,21	75	320	133	7,42
46.	75	320	64	3,59	75	320	142	8,74
47.	70	320	55	3,58	75	320	58	4,07
48.	75	320	83	3,49	75	320	134	8,31
49.	75	318	86	7,66	75	320	103	11,08
50.	75	321	115	17,11	75	320	149	21,41

Tabulka č. 1: Vstupní hodnoty expozičních časů a dávek naměřených DAP metrem u pacientů bez endoprotézy kyčelního kloubu a s ní, zdroj: autor



Graf č. 1: Hodnoty expozičních časů kyčelního kloubu v AP projekci, zdroj: autor

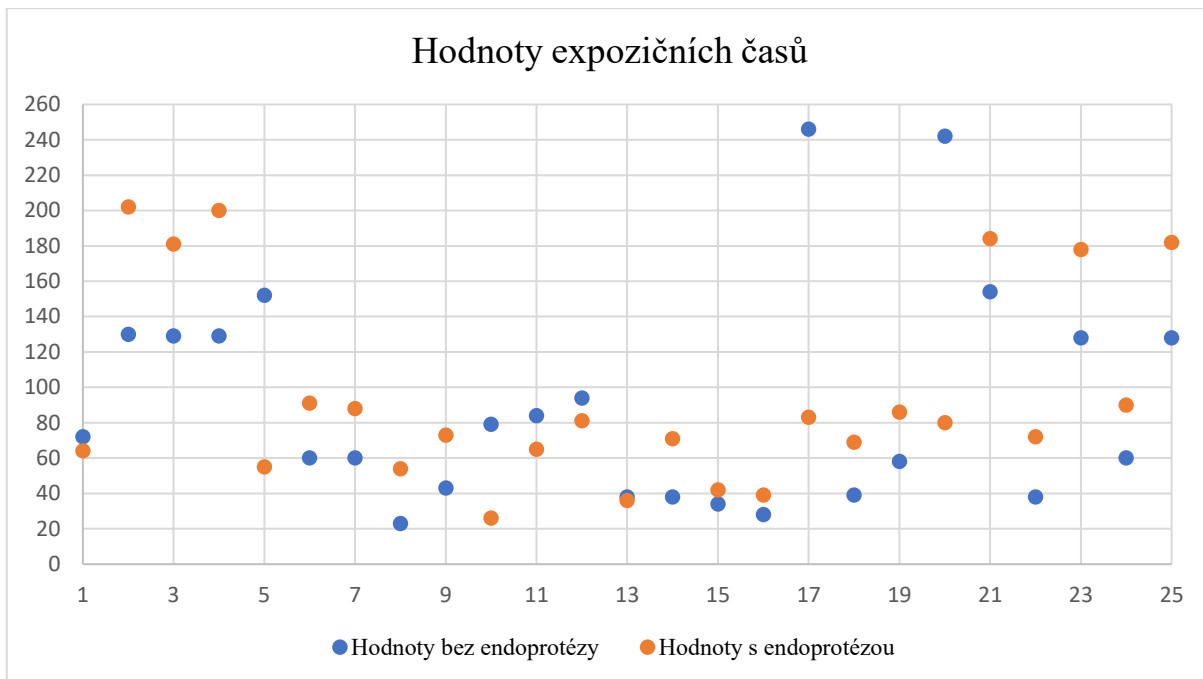


*Graf č. 2: Hodnoty dávek naměřené DAP metrem u kyčelního kloubu v AP projekci,
zdroj: autor*

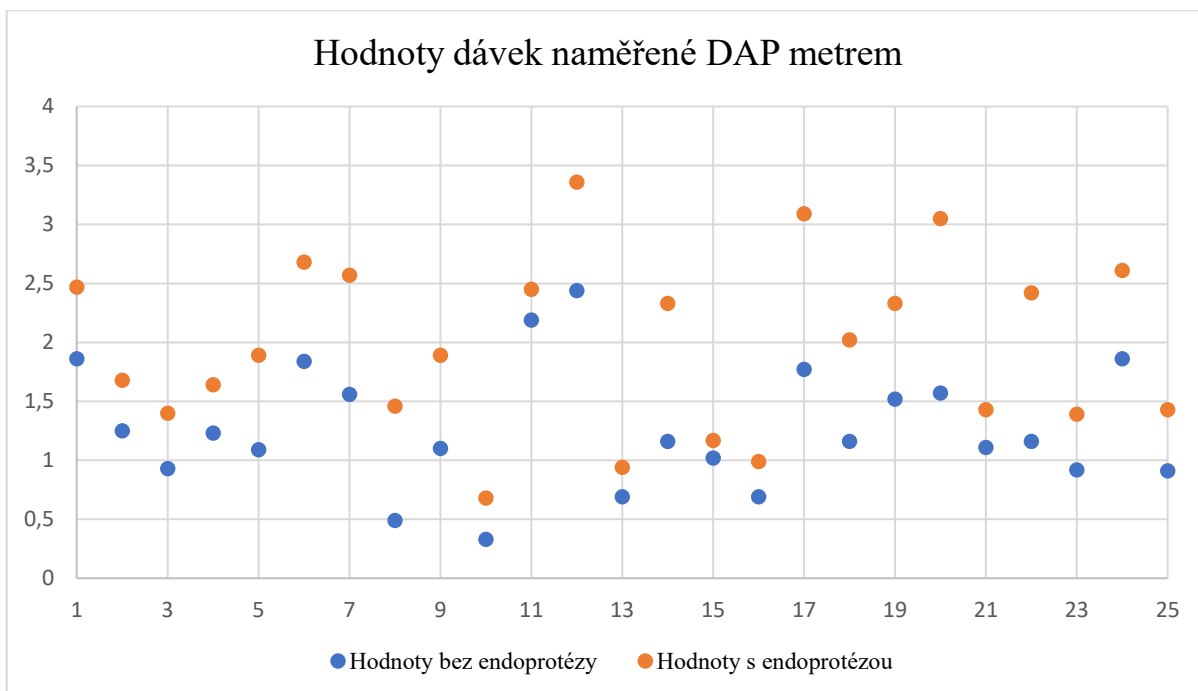
Hodnoty získané u ramenního kloubu v AP projekci

	Hodnoty bez endoprotézy				Hodnoty s endoprotézou			
	Napětí	Proud	Čas	Dávka	Napětí	Proud	Čas	Dávka
	kV	mA	ms	dGy*cm ²	kV	mA	ms	dGy*cm ²
1.	70	318	72	1,86	70	320	64	2,47
2.	70	160	130	1,25	70	160	202	1,68
3.	70	160	129	0,93	70	160	181	1,40
4.	70	160	129	1,23	70	160	200	1,64
5.	70	160	152	1,09	70	321	55	1,89
6.	70	319	60	1,84	70	320	91	2,68
7.	70	318	60	1,56	70	320	88	2,57
8.	70	322	23	0,49	70	321	54	1,46
9.	70	319	43	1,10	70	320	73	1,89
10.	70	160	79	0,33	70	318	26	0,68
11.	70	320	84	2,19	70	320	65	2,45
12.	70	319	94	2,44	70	319	81	3,36
13.	70	322	38	0,69	70	319	36	0,94
14.	70	320	38	1,16	70	320	71	2,33
15.	70	308	34	1,02	70	320	42	1,17
16.	70	319	28	0,69	70	318	39	0,99
17.	70	160	246	1,77	70	318	83	3,09
18.	70	320	39	1,16	70	320	69	2,02
19.	70	320	58	1,52	70	320	86	2,33
20.	70	160	242	1,57	70	320	80	3,05
21.	70	160	154	1,11	70	160	184	1,43
22.	70	320	38	1,16	70	320	72	2,42
23.	70	160	128	0,92	70	160	178	1,39
24.	70	319	60	1,86	70	320	90	2,61
25.	70	320	128	0,91	70	320	182	1,45

Tabulka č. 2: Vstupní hodnoty expozičních časů a dávek naměřených DAP metrem u pacientů bez endoprotézy ramenního kloubu a s ní, zdroj: autor



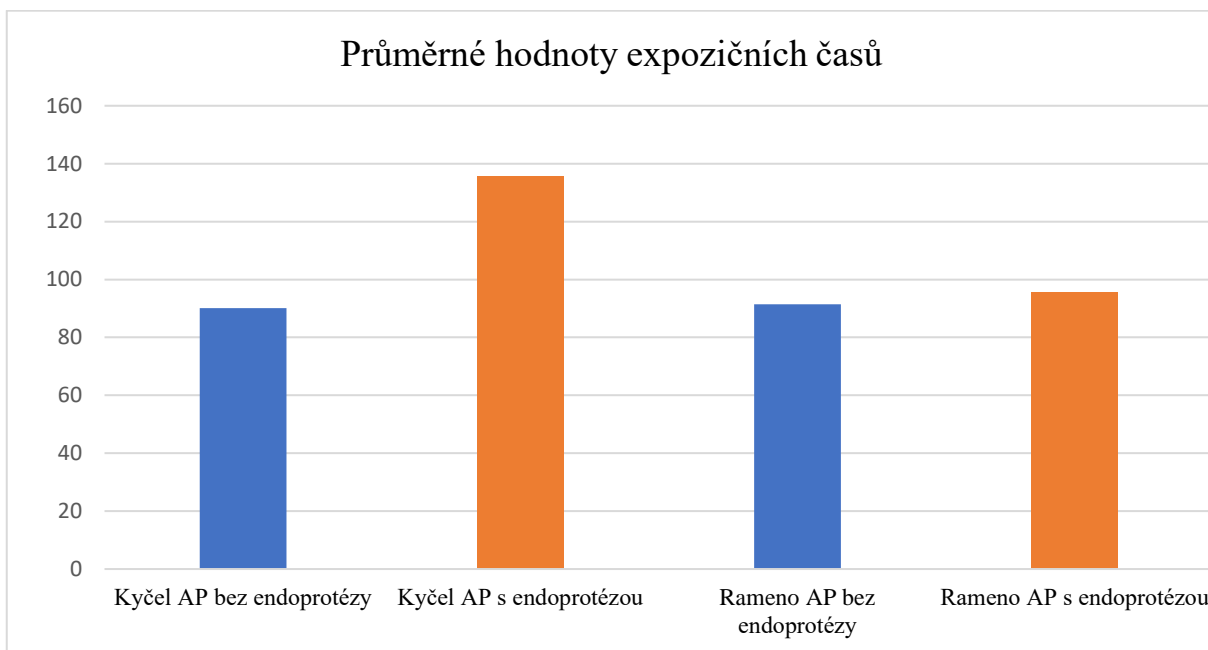
Graf č. 3: Hodnoty expozičních časů ramenního kloubu v AP projekci, zdroj: autor



Graf č. 4: Hodnoty dávek naměřené DAP metrem u ramenního kloubu v AP projekci, zdroj: autor

Průměrné hodnoty expozičních časů			
Kyčel AP bez endoprotézy	Kyčel AP s endoprotézou	Rameno AP bez endoprotézy	Rameno AP s endoprotézou
90,14	135,68	91,44	95,68

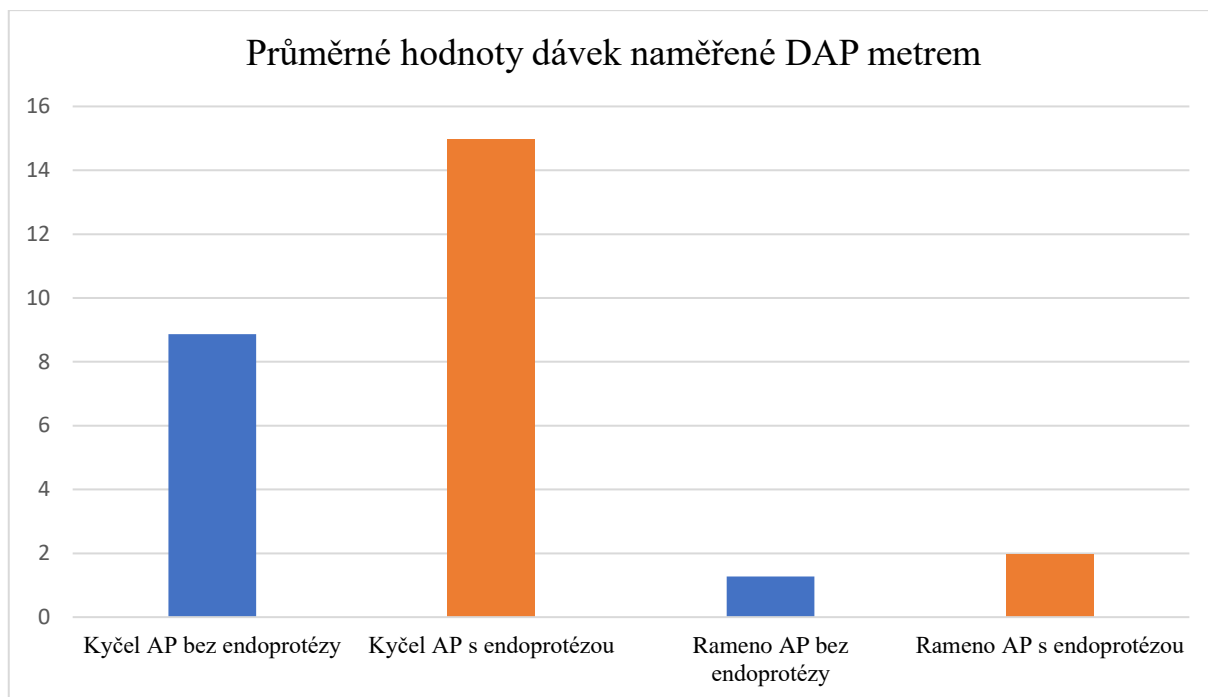
Tabulka č. 3: Průměrné hodnoty expozičních časů, zdroj: autor



Graf č. 5: Průměrné hodnoty expozičních časů, zdroj: autor

Průměrné hodnoty dávek naměřené DAP metrem			
Kyčel AP bez endoprotézy	Kyčel AP s endoprotézou	Rameno AP bez endoprotézy	Rameno AP s endoprotézou
8,861	14,958	1,274	1,976

Tabulka č. 4: Průměrné hodnoty naměřených dávek DAP metrem, zdroj: autor



Graf č. 6: Průměrné hodnoty naměřených dávek DAP metrem, zdroj: autor

V tabulkách 1 a 2 jsou uvedeny hodnoty napětí (kV), proudu (mA), časů (ms) a dávek (dGy*cm²), které byly naměřeny DAP metrem během expozice u kyčelního a ramenního kloubu v AP projekci. Už z těchto tabulek je zřejmé, že při přítomnosti kovového materiálu jsou hodnoty mnohem větší. Přítomnost kovu totiž způsobuje prodloužení expozičního času, tudíž i nárůst dávky. V některých případech k nárustu nedošlo, což může být ovlivněno více faktory, a to nejčastěji špatnou kolimací. Z těchto tabulek jsou vytvořeny grafy 1 - 4, ze kterých jsou zřejmé změny hodnot expozičních časů a dávek. V grafech jsou hodnoty bez kovových endoprotéz zaneseny modrou barvou, hodnoty s endoprotézou barvou oranžovou. V tabulkách 3 a 4 jsou zaneseny průměrné hodnoty časů a dávek u daných kloubů a k nim příslušné grafy 5 a 6.

Diskuze

Cílem praktické části bylo zjištění jednotlivých hodnot dávek, které naměřil DAP metr u náhrad ramenního a kyčelního kloubu a zjistit, zda kovový materiál, v mém případě endoprotéza, ovlivní velikost dávky. Ze získaných dat snímku z archivu MARIE PACS vyplývá, že kovový materiál v těle opravdu ovlivní velikost dávky při využívání rentgenových přístrojů s přímou digitalizací. Během expozice dochází k prodloužení času, jelikož sycení ionizačních komůrek není dostatečné, a tudíž se zvedne i hodnota dávky než v případě, kdy ozařujeme tkáň bez kovového materiálu. Přítomnost kovového materiálu v těle může ovlivnit i výsledný rentgenový snímek přeexponováním. Může za to právě délka expozičního času a většího množství záření. Jakmile dojde k přeexponování obrazu je snímek špatně čitelný a v některých případech nelze ani dodatečnými úpravami v postprocesingu snímek opravit. V některých případech může dojít k opačnému jevu a to, že hodnoty s kovovým materiálem mohou být menší než hodnoty bez něj. Domnívám se, že tato skutečnost je způsobená nastavením odlišných hodnot proudu (mA) popřípadě napětí (kV) nebo špatnou kolimací.

V mém souboru, kdy jsem si vyhledala 50 pacientů u kyčelního kloubu a 25 u kloubu ramenního a zjišťovala jednotlivé hodnoty, jsem došla k závěru, že jakýkoli kovový materiál v těle, ať už se jedná o šrouby, endoprotézy či dlahy způsobí nárůst hodnoty dávky a prodloužení expozičního času. Zvýšení radiační zátěže pro pacienta způsobuje také využívání skiagrafických přístrojů s expoziční automatikou, která v určitých případech není příliš prospěšná. Proto by bylo vhodné, aby radiologický asistent zvážil, kdy je vhodné nahradit expoziční automatiku manuálním nastavením.

Z mých porovnaných výsledků tedy vyplývá, že hypotéza, že vložením kovového předmětu mezi zdroj rentgenového záření a detektor bude naměřená dávka na DAP metru větší než dávka, kterou naměříme bez kovového předmětu, byla potvrzena.

Závěr

V teoretické části bakalářské práce jsem se věnovala ionizujícímu záření, jeho účinkům na hmotu a organismus. Následně jsem popsala vznik rentgenového záření a principy vzniku rentgenového obrazu, věnovala se přímé a nepřímé digitalizaci obrazu a také základním informacím o kovových materiálech v těle. V závěru teoretické části je stručně popsána anatomie ramenního a kyčelního kloubu, jejich projekce, jednotlivé endoprotézy s jejich indikacemi a kontraindikacemi a také jsem se zmínila o průběhu operací jednotlivých náhrad.

Praktická část je věnována porovnávání jednotlivých získaných hodnot expozičních časů a dávek, které byly naměřeny DAP metrem během snímkování pacientů s kovovým materiálem a bez něj. Vybrala jsem tedy pacienty s endoprotézou ramenního a kyčelního kloubu, kteří měli snímky před implantací a po ní. K vyhodnocení jsem si vyhledala soubor 50 snímků kyčelního kloubu a 25 snímků ramenního kloubu v AP projekci.

Z výsledků je zřejmé, že kovový materiál v těle způsobuje větší absorpci rentgenového záření z čehož vyplývá, že kovy způsobují zvýšenou radiační zátěž pro pacienta. A však tuto skutečnost lze ovlivnit prací personálu tím, že budou v určitých případech využívat manuální nastavení hodnot během skiagrafických výkonů.

Seznam použitých zdrojů

Literární zdroje

- [1.] BALÍK, Karel a Tomáš SUCHÝ. *Biokompozitní náhrady kostní tkáně*. Praha: Středisko společných činností AV ČR, 2015. Věda kolem nás. Výzvy a otázky. ISBN 978-80-270-0112-5.
- [2.] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896-1-4.
- [3.] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
- [4.] CHMELOVÁ, Jana. *Rentgenová anatomie pro bakaláře I*. V Ostravě: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-194-3.
- [5.] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [6.] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
- [7.] SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem: učební text pro střední zdravotnické školy, obor radiologických laborantů*. 2. dopl. vyd. Praha: Avicenum, 1976. Učebnice pro zdravotnické školy (Avicenum).
- [8.] VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.
- [9.] VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

Internetové zdroje

- [10.] BENCKO, Vladimír, et al. *Hygiena : Učební texty k seminářům a praktickým cvičením*. 2. přepracované a doplněné vydání vydání. Praha : Karolinum, 2002. 205 s. s. 126 – 128. ISBN 80-7184-551-5. [online]. [cit. 06.03.2019] Dostupné z:

https://www.wikiskripta.eu/w/Ionizuj%C3%ADc%C3%AD_z%C3%A1%C5%99en%C3%AD
[D](#)

[11.] ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. [online]. [cit. 07.03.2019]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika6.htm>

[12.] Ionizující záření – Encyklopedie BOZP. [online]. [cit. 07.03.2019]. Dostupné z: http://ebozp.vubp.cz/wiki/index.php/Ionizuj%C3%ADc%C3%AD_z%C3%A1%C5%99en%C3%AD

[13.] ULLMANN, Vojtěch. *Biologické účinky ionizujícího záření: Radiační ochrana*. [online]. [cit. 07.03.2019]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#ZdrojeOzareni>

[14.] Fotoelektrický jev – WikiSkripta. [online]. [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Fotoelektrick%C3%BD_jev

[15.] Princip fungování expoziční automatiky a její využití | Lucie Súpová. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat* [online]. Copyright © Lucie Súpová. Všechna práva vyhrazena. [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/princip-fungovani-expozicni-automatiky-a-jeji-vyuziti/>

[16.] Materials for Medical Manufacturing - Advanced Manufacturing. *Advanced Manufacturing - Advanced Manufacturing Media is a leading source for news and in-depth technical information about advanced manufacturing in North America*. [online]. Copyright © Copyright 2019 SME [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <https://advancedmanufacturing.org/materials-medical-manufacturing/>

[17.] Metallic Alloys: Background, Metals, Surgical Stainless Steel. *Diseases & Conditions - Medscape Reference* [online]. Copyright © 1994 [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1230554-overview>

[18.] Stainless Steel and Titanium in Surgical Implants. *Material Science | News | Materials Engineering | News* [online]. Copyright © 2000 [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=7156>

[19.] *National Center for Biotechnology Information* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9440845>

- [20.] Articulatio humeri – WikiSkripta. [online]. [cit. 07.03.2019]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Articulatio_humeri
- [21.] CKP endoprotéza ramene, endoprotéza ramenního kloubu. *Lékaři-online.cz - Informace púl zdraví* [online]. Copyright © 2006 [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <https://www.lekari-online.cz/ortopedie/zakroky/rameno-ckp>
- [22.] Endoprotéza ramenního kloubu (náhrada ramenního kloubu) | ortopedie-traumatologie.cz. *Ortopedie traumatologie rehabilitace poradna, odborné články, diskuse | ortopedie-traumatologie.cz* [online]. Dostupné z: <http://www.ortopedie-traumatologie.cz/Endoproteza-ramenniho-kloubu%20>
- [23.] Articulatio coxae – WikiSkripta. [online]. [cit. 07.03.2019]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Articulatio_coxae
- [24.] Totální endoprotéza kyčelního kloubu: princip, indikace a rehabilitace. *Praktické informace o zdraví, léčivech, výživě a kráse* [online]. Copyright © 2019 [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <https://cs.medlicker.com/23-totalni-endoproteza-kycelniho-kloubu-princip-indikace-a-rehabilitace>
- [25.] Typy kyčelních náhrad a způsoby jejich upevně | ORTHES. *301 Moved Permanently* [online]. Dostupné z: <http://www.orthes.cz/index.php?module=page&record=16>
- [26.] Typy totálních endoprotéz – terapie a rehabilitace - Zdraví.Euro.cz. *Zdravotnictví a medicína - Zdraví.Euro.cz* [online]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/sestra/typy-totalnich-endoprotez-terapie-a-rehabilitace-449684>
- [27.] Totální endoprotéza kyčelního kloubu – TEP kyčle. *FYZIOklinika – fyzioterapie a rehabilitace – Praha 4, Chodov* [online]. Copyright © 2011 [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/totalni-endoproteza-kycelniho-kloubu-tep-kycle>
- [28.] Ošetrovatelská péče o pacienta po TEP kyčelního kloubu | . [online]. Copyright © 2019 Nemocnice Na Bulovce. [cit. 06.03.2019]. Dostupné z: <http://bulovka.cz/osetrovatelska-pece-o-pacienta-po-tep-kycelniho-kloubu/>
- [29.] Totální endoprotéza kyčelního kloubu (TEP kyčle, alloplastika kyčelního kloubu, náhrada kyčelního kloubu) | ortopedie-traumatologie.cz. *Ortopedie traumatologie rehabilitace*

poradna, odborné články, diskuse | ortopedie-traumatologie.cz [online]. Dostupné z:
<http://www.ortopedie-traumatologie.cz/Totalni-endoproteza-kycelniho-kloubu-%28TEP-kycle-alloplastika-kycelniho-kloubu-nahrada-kycelniho-kloubu%29?fbclid=IwAR370fgasHIUNtcaLxIMJ-6OGfH3ty3ncILHwuOTcRzs2Mg7thTYW10bm4s>

Zdroje obrázků

- [1] Obr. č. 1.: SCHÉMA RENTGENKY. Dostupné z: https://www.google.com/search?q=rentgenka+sch%C3%A9ma&client=firefox-b-d&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjpfy4jO7gAhWDL1AKHasSB6YQ_AUIDigB&biw=1366&bih=632#imgrc=nqbbie3tdG3drM
- [2] Obr. č. 2.: PRINCIP COMPTONOVA ROZPTYLU. Dostupné z: https://www.google.com/search?q=compton%C5%AFv+rozptyl&client=firefox-b-d&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi-5tWs6u3gAhUJb1AKHbd7BxcQ_AUIDigB&biw=1525&bih=706&dpr=0.9#imgrc=dpdm3wWBo5e3XM
- [3] Obr. č. 3.: PRINCIP FOTOELEKTRICKÉHO JEVU. Dostupné z: https://www.google.cz/search?biw=1252&bih=579&tbm=isch&sa=1&ei=rxKBXNe-JYqmaMrhmLAP&q=fotoefekt&oq=fotoefekt&gs_l=img.3..0j0i30j0i10i24j0i24i7.28360.30390..30727...0.0..0.93.749.9.....1....1..gws-wiz-img.....0i67j35i39.MwrT60Tt4KY#imgrc=GbMWzoRAAd6b9mM
- [4] Obr. č. 4.: SCHÉMA ZAPOJENÍ A UMÍSTĚNÍ AEC A DAP METRU. Dostupné z: http://jpi-korea.com/kr/html/products06_4.php
- [5] Obr. č. 5.: ZOBRAZENÍ UMÍSTĚNÍ KOVOVÝCH MATERIÁLŮ V TĚLE ČLOVĚKA. Dostupné z: https://www.google.com/search?client=firefox-b-d&biw=1366&bih=632&tbm=isch&sa=1&ei=SuKYXKqhHpWj1fAP4c6IsA4&q=biokompozitn%C3%AD+materi%C3%A1ly+v+t%C4%9Ble&oq=biokompozitn%C3%AD+materi%C3%A1ly+v+t%C4%9Ble&gs_l=img.3...2632.7062..7176...0.0..0.104.2247.28j2.....1....1..gws-wiz-img.....35i39j0i10j0i19j0i30i19j0i10i24.0R0chbk0IRM#imgrc=KFrPkmaaMtKyGM
- [6] Obr. č. 6.: ANATOMIE RAMENNÍHO KLOUBU. Dostupné z: https://www.google.com/search?client=firefox-b-d&biw=1525&bih=706&tbm=isch&sa=1&ei=BiR4XOKEDYLLwAKx7p_ABg&q=anatomy+of+shoulder+joint+bones&oq=anatomy+of+shoulder+joint+bones&gs_l=img.3...23551.31902..32804...0.0..0.235.3451.12j18j1.....1....1..gws-wiz-img.....35i39j0i67j0i30j0i19j0i5i30i19j0i30i19.ZL3_D990jc0#imgrc=DktLwGc47E_P_M

- [7] Obr. č. 7.: RAMENNÍ ENDOPROTÉZA. Dostupné z: <https://cz.all.biz/ep-ramene-sosna-g27710>
- [8] Obr. č. 8.: RENTGENOVÝ SNÍMEK RAMENNÍHO KLOUBU V AP PROJEKCI S ENDOPROTÉZOU. Dostupné z: https://www.researchgate.net/figure/X-ray-one-year-after-implantation-of-reverse-shoulder-arthroplasty-with-healed-greater_fig12_255705374
- [9] Obr. č. 9.: ANATOMIE KYČELNÍHO KLOUBU. Dostupné z: <https://mywwwzone-heckyeahllc.netdna-ssl.com/wp-content/uploads/2010/07/hip-joint-labels1.jpg>
- [10] Obr. č. 10 a 11.: ENDOPROTÉZA KYČELNÍHO KLOUBU. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/necementovany-drik-tep-kycelniho-klobu-typ-sf/>
- [11] Obr. č. 12.: RENTGENOVÝ SNÍMEK KYČELNÍHO KLOUBU V AP PROJEKCI S ENDOPROTÉZOU. Dostupné z: <https://www.surgalclinic.cz/index.php?pg=ortopedie--endoproteza-kycle>
- [12] Obr. č. 13.: RTG PŘÍSTROJ DEFINIUM 8000. Dostupné z: https://www.google.com/search?q=definium+8000+GE&client=firefox-b-d&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwiIzb_cyOvgAhUhsqQKHQctBXEQ_AUIDigB&biw=1525&bih=706#imgdii=5RkhhP4kxgH9uM:&imgcr=IgSWSq5zgVqaZM

Seznam tabulek

Tab. č. 1.: Vstupní hodnoty expozičních časů a dávek naměřených DAP metrem u pacientů bez endoprotézy kyčelního kloubu a s ní.....	30
Tab. č. 2.: Vstupní hodnoty expozičních časů a dávek naměřených DAP metrem u pacientů bez endoprotézy ramenního kloubu a s ní	33
Tab. č. 3: Průměrné hodnoty expozičních časů.....	35
Tab. č. 4: Průměrné hodnoty naměřených dávek DAP metrem.....	35

Seznam obrázků

Obr. č. 1.:	Schéma rentgenky [1]	11
Obr. č. 2.:	Princip Comptonova rozptylu [2].....	14
Obr. č. 3.:	Princip Fotoelektrického jevu [3].....	15
Obr. č. 4.:	Schéma zapojení a umístění AEC a DAP metru [4]	19
Obr. č. 5.:	Zobrazení umístění kovových materiálů v těle člověka [5]	20
Obr. č. 6.:	Anatomie ramenního kloubu [6]	21
Obr. č. 7.:	Ramenní endoprotéza [7]	22
Obr. č. 8.:	Rentgenový snímek ramenního kloubu v AP projekci s endoprotézou [8]	22
Obr. č. 9.:	Anatomie kyčelního kloubu [9]	24
Obr. č. 10.:	Endoprotéza kyčelního kloubu [10]	26
Obr. č. 11.:	Endoprotéza kyčelního kloubu [10]	26
Obr. č. 12.:	Rentgenový snímek kyčelního kloubu v AP projekci s endoprotézou [11].....	26
Obr. č. 13.:	Rtg přístroj Definium 8000 [12]	29

Seznam grafů

Graf č. 1.:	Hodnoty expozičních časů kyčelního kloubu v AP projekci	31
Graf č. 2.:	Hodnoty dávek naměřené DAP metrem u kyčelního kloubu v AP projekci	32
Graf č. 3.:	Hodnoty expozičních časů ramenního kloubu v AP projekci.....	34
Graf č. 4.:	Hodnoty dávek naměřené DAP metrem u ramenního kloubu v AP projekci ...	34
Graf č. 5.:	Průměrné hodnoty expozičních časů.....	35
Graf č. 6.:	Průměrné hodnoty naměřených dávek DAP metrem.....	36

Seznam použitých zkratek

RTG	Rentgenové
ALARA	As low as reasonable achievable
CR	Computed Radiography
DR	Direct radiography
TFT	Thin film transistor
CCD	Charge coupled device
AEC	Expoziční automatika
DAP	Dose area product