



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Radiační zátěž pacienta a personálu při CT navigovaných intervencích

**The Radiation Doses on Patients and Staff during CT Guided
Interventions**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: MUDr. Daniel Klika

Adéla Drahozalová

Kladno, květen 2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Adéla Drahozalová**
Obor: Radiologický asistent
Téma: **Radiační zátěž pacienta a personálu při CT navigovaných intervencích**
Téma anglicky: Radiation Doses on Patients and Staff during CT Guided Interventions

Zásady pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude problematika týkající se radiační zátěže pacienta a personálu při CT navigovaných intervencích. Porovnání se bude provádět na základě přímého měření na dvou různých CT přístrojích, kdy každý z nich snímá v různých skiaskopických režimech. Teoretická část práce uvede stručný popis vzniku RTG záření, principy výpočetní tomografie, radiační ochrany a intervenční radiologie. V praktické části se práce bude zabývat radiačními dávkami, kdy bude použit základní fantom, a za pomoci elektronických dozimetrů se budou získávat hodnoty, které se budou dále porovnávat. Měření bude prováděno na pracovišti RDG v Ústřední vojenské nemocnici.

Seznam odborné literatury:

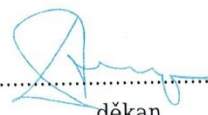
- [1] KRAJINA, Antonín a Jan H. Peregrin, *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*, Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005, ISBN 80-86703-08-8
- [2] FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, *Výpočetní tomografie*, Praha: Galén, c2002, ISBN 80-7262-172-6
- [3] KADIR, Saadoon, *Teaching atlas of interventional radiology: non-vascular interventional procedures*, New York: Thieme, c2006, ISBN 3-13-107972-X

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: MUDr. Daniel Klika



.....
vedoucí katedry / pracoviště



.....
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem *Radiační zátěž pacienta a personálu při CT navigovaných intervencích* vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně dne 16.05.2018

.....
podpis

Poděkování

Touto cestou bych srdečně chtěla poděkovat svému vedoucímu práce primáři MUDr. Danielu Klikovi za odborné vedení, cenné rady, věnovaný čas, trpělivý přístup, zapůjčenou literaturu a pomoc při zpracování mé bakalářské práce.

Mé poděkování též patří vedoucímu radiologickému asistentovi Mgr. Ondřeji Krahulovi za poskytnutí všech potřebných dat a umožnění provedení praktické části v Ústřední vojenské nemocnici v Praze.

Abstrakt

Intervenční radiologie je miniinvazivní metoda, kterou intervenční radiolog provádí pomocí zobrazovacích metod. V dnešní době se stává nepostradatelnou a především nahrazuje chirurgické výkony, které jsou pro lidský organismus větším zásahem pro tělo.

Bakalářská práce se zabývá dozimetrickými principy při CT navigovaných intervencích. Jedná se zejména o stručnou retrospektivní analýzu z Dose reportů, výkonů v běžné praxi provedené na CT pracovišti, tak pokusným měřením. Při pokusném měření byly získány hodnoty pro pacienta i personál za použití dvou různých CT přístrojů, kdy každý z nich umožňuje volbu dvou různých skiaskopických režimů.

Teoretická část pojednává o principech a historiích užití RTG záření v humánní medicíně, vývoje CT přístrojů, intervenčních metod, dozimetrie a nedílnou součástí je také radiační ochrana, která je v našem oboru velmi důležitou součástí.

Praktická část se zabývá retrospektivní analýzou dat z Dose reportů. Dále přímá měření prokazují, že volba režimu HandCARE (CT přístroj Siemens) neobdrží nejmenší radiační zátěž ani na jednu zvolenou oblast, oproti volbě podobných skiaskopických režimů. Vývoj novějších CT přístrojů (Philips) umožňuje překvapivě největší redukci dávky při volbě pulzního režimu na všechny zvolené oblasti.

Klíčová slova

Intervenční radiologie; výpočetní tomografie; skiaskopický režim; HandCARE; Dose report

Abstract

Interventional radiology is a minimally invasive method that an interventional radiologist performs using imaging methods. Nowadays, it becomes essential and above all it substitutes surgical operations that represent greater intervention for a human body.

Bachelor thesis deals with dosimetric principles at computed tomography (CT) navigated interventions. It is particularly about a brief retrospective analysis of Dose reports, of operations performed in common practice at the CT department, and an experimental measurement. At the experimental measurement, values for both patient and staff were obtained using two different CT devices, each allowing two different skiascopic modes to be selected.

The theoretical part discusses the principles and history of the use of X-ray radiation in human medicine, a development of CT devices, intervention methods, dosimetry and an integral part is also a radiation protection that is a very important part of our field.

The practical part deals with the retrospective analysis of data from Dose reports. In addition, direct measurements show that the selection of the HandCARE mode (Siemens CT device) does not receive the least radiation load on any single selected area compared to the selection of similar skiascopic modes. The development of newer CT devices (Philips) surprisingly offers the greatest dose reduction when the pulse mode is selected on all selected areas.

Keywords

Interventional radiology; computed tomography; skiascopic mode; HandCARE; Dose report

Obsah

1	Úvod	9
2	Současný stav	11
2.1	Rentgenové záření	11
2.1.1	Historie	11
2.1.2	Rentgenové záření a jeho vlastnosti	11
2.1.3	Zdroj záření	12
2.1.4	Druhy vznikajícího RTG záření	13
2.2	Výpočetní tomografie.....	13
2.2.1	Historie výpočetní tomografie	13
2.2.2	Vývoj a konstrukce výpočetní tomografie.....	14
2.2.3	Vznik obrazu.....	17
2.2.4	Princip vyšetření.....	19
2.2.5	Parametry užívané při vyšetření.....	20
2.2.6	Kontrastní látky - aplikace, dynamika, parametry.....	24
2.2.7	Analýza zobrazení.....	25
2.3	Intervenční radiologie (IR)	27
2.3.1	Historie	27
2.3.2	Vybavení pracoviště.....	27
2.3.3	Příprava k výkonu.....	28
2.3.4	Postupy v intervenční radiologii.....	29
2.4	Radiační ochrana pacienta a personálu.....	34
2.4.1	Veličiny a jednotky	35
2.4.2	Radiobiologické účinky	38
2.4.3	Principy a způsoby radiační ochrany.....	41

2.4.4	Kategorizace radiačních pracovníků	42
2.4.5	Vymezení sledovaného a kontrolovaného pásma	43
3	Cíl práce.....	45
4	Metodika	46
5	Výsledky.....	50
6	Diskuze	63
7	Závěr	69
8	Seznam použitých zkratk.....	70
9	Seznam použité literatury.....	73
10	Seznam použitých obrázků	76
11	Seznam použitých tabulek.....	78
12	Seznam Příloh.....	79

1 ÚVOD

Intervenční radiologie se stává nepostradatelnou zejména v oblasti léčby vaskulárních i nevaskulárních onemocnění. Tyto minimálně invazivní výkony přinášejí nižší rizika než chirurgické zákroky a byly vyladěny tak, aby byly co nejbezpečnější pro pacienty, přičemž intervenční radiologové udržovali vysokou úroveň a kvality.

Minimálně invazivní výkony se provádějí pomocí malého řezu nebo vpichu v kůži, což minimalizuje nepohodlí pacienta a dobu zotavení pacienta. Vzhledem k tomu, že intervenční výkony vyžadují pouze lokální anestezii, nemocniční pobyty jsou velmi krátké, přičemž pacienti často chodí domů v den, kdy je výkon prováděn. Kromě toho mohou být tyto techniky použity u velmi nemocných pacientů, kteří nejsou způsobilí k chirurgickému výkonu, a jejich zdraví je méně ohrožené.

V teoretické části se zabývám historií a vznikem RTG záření. Uvádím jeho vlastnosti a zmiňuji se o zdroji, ze kterého vychází RTG záření – rentgenka. V další kapitole, která je pro mou bakalářskou práci jedna z nejdůležitějších, poukazuji stručně na historii a podrobněji se zabývám principy, které výpočetní tomografie používá. Nedílnou součástí je také kapitola s názvem intervenční radiologie a radiační ochrana, která je velmi důležitá.

V praktické části se zabývám radiačními dávkami. Protože, ne jen pro osoby pracující s IZ je radiační ochrana důležitá, ale také pro pacienty, u kterých se provádějí různá vyšetření. Zabývám se především hodnotou CTDI_{vol}, kterou pacient obdrží během výkonu. Hodnoty CTDI_{vol} jsem vybrala pro tři různá vyšetření (drenáže, periradikuloterapii, vertebroplastiku), která mají ukázat, jaká je přibližná dávka v praxi při intervenčních výkonech. Dále se zabývám radiačními dávkami, které jsem naměřila pomocí elektronických dozimetrů. Použila jsem dva CT přístroje, kdy každý z nich má různé skiaskopické režimy, které by měly vést

k úspoře dávky. Na závěr práce budu naměřené hodnoty porovnávat z několika různých hledisek.

2 SOUČASNÝ STAV

2.1 Rentgenové záření

2.1.1 Historie

Psal se rok 1895, kdy profesor Wilhelm Conrad Röntgen objevil rentgenové záření. Rentgenové záření objevil na základě jeho pokusů s katodovými paprsky v laboratoři, která se nacházela ve Würtzburgu.

W. C. Röntgen prováděl a zaznamenával experimenty s katodovým zářením. Záření tvořilo svazek urychlených elektronů ve vakuové trubici. Proud elektronů po dopadu na kovovou elektrodu vyvolal vznik nového elektromagnetického záření. Při svých pokusech zjistil, že při elektrickém výboji ve výbojové trubici (uzavřel ji do černého silného papíru) dochází k fluorescenci. Vrstva kyanidu platinobarnatého světélkovala na delší vzdálenost. Při dalším pokusu objevil závislost na tloušťce stínidla, kdy se mění světlost obrazu na fotografické desce. V prosinci 1895 publikoval zprávu o objevení paprsků X. Tento pojem byl nazván v anglosaské literatuře „X- Ray“. U nás byl použit název „RTG záření“. Měsíc po svém objevení Röntgen zhotovil první historický známý snímek ruky s kovovým prstenem jeho manželky. Den zhotovení tohoto snímku se stal významným z pohledu zrození nového oboru radiologie. V roce 1901 pak byla udělena první Nobelova cena za fyziku W. C. Röntgenovi.[1]

2.1.2 Rentgenové záření a jeho vlastnosti

Vzniká elektromagnetické záření, které má velmi krátké vlnové délky a vysoké frekvence. RTG záření prochází vakuem, hmotou a intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Šíří se přímočaře, ale má také ionizační účinky, kdy množství energie které nese, stačí na uvolnění elektronu z atomu. [1]

Paprsky X jsou rychle letící fotony o vlnové délce $10^{-9} - 10^{-11}$ m. Určité rozmezí vlnových délek má několik vlastností. Jedná se o luminiscenční efekt neboli světélkování. Efekt vznikající vybuzením atomu s následným návratem do neexcitovaného stavu a vyzářením v podobě světla. Následně může vznikat fotochemický efekt, kdy se mění ionty stříbra a bromu na neutrální atomy. Ionizační efekt, energie, která nese rentgenové záření je postačující k ionizaci atomů nebo molekul ozářené látky. Tedy z elektricky neutrálních atomů se stávají elektricky nabitě ionty. Závěrem bych uvedla biologický efekt, který je pro živý organismus ve větší dávce nebezpečný. Může nastat trvalé poškození nejen buněk, ale i celých tkání. Ionizující částice molekul způsobují chemické reakce. Tyto reakce mohou způsobit smrt buňky, nebo změnit genetickou informaci buňky. [1]

2.1.3 Zdroj záření

Zdrojem X- záření je vakuová elektronka, zvaná rentgenka. V dnešní době se používají rentgenky nazývané Coolidgeovy, které mají dvě elektrody. Katodu a anodu v baňce, ze které je čerpán vzduch. Zmiňované katody jsou vyrobeny z kovu o vysoké teplotě tání (wolframu). Zdrojem urychlených elektronů je rozžhavená katoda. Elektrony jsou urychlovány elektrickým polem o vysokém napětí. Dopadnou-li elektrony na anodu, přemění se jejich energie z 1 % na RTG záření a z 99 % v teplo. Kvantum vznikajícího tepla zahřívá anodu, a proto je nutné ji chladit chladicí kapalinou, která se přivádí do válce, kde se anoda nachází. Anoda může být pevná nebo rotační. Je-li použita pevná anoda, musíme ji chladit chladicí kapalinou, protože dopadající elektrony vytváří nerovnoměrné teplo. Je-li konstrukce anody otáčivá, ochlazuje se sama a vznikající teplo se rozkládá rovnoměrně. [2]

2.1.4 Druhy vznikajícího RTG záření

Uvádějí se dva druhy rentgenového záření, která vznikají zabrzděním prudce letících elektronů v látce o vysokém protonovém čísle.

První druh, pod názvem brzdné záření, vzniká, když primární elektron letící od katody se dostane do blízké vzdálenosti k atomovému jádru materiálu anody. Jeho dráha se zakříví a rychlost se sníží při působení coulombovských sil. Ztracená energie elektronu se přemění na foton RTG záření a tímto vznikne brzdné záření. Spektrum brzdného záření je spojitě.

Druhý druh záření se nazývá charakteristické záření. Vzniká dopadem elektronů na povrch kovu s velikou energií a následným uvolněním elektronů ze slupek elektronového obalu atomu, které jsou blíže k jádru atomu. Atom kovu, vracející se do původního stavu, emituje RTG záření určitých vlnových délek, které odpovídají uspořádání elektronového obalu. [1; 2]

Kryt rentgenky

Rentgenka je ve speciálním krytu válcovitého tvaru. Aby RTG záření nepronikalo do okolí, je kryt uvnitř stíněn olovem. Na koncích krytu jsou umožněny průchody, jimiž přivádíme vysokonapěťové kabely, které vytváří napětí mezi anodou a katodou. Výstupní okénko, nacházející se uprostřed krytu, je vyrobeno ze skla, kterým prochází paprsek X- záření. Výkonnější rentgenky mají prostor vyplněn chladícím olejem.[2]

2.2 Výpočetní tomografie

2.2.1 Historie výpočetní tomografie

Základy pro výpočetní tomografii (Computed Tomography, CT) položil W. C. Röntgen, který objevil RTG záření, využívané dodnes, pro zhotovování

rentgenových snímků. Vzniklý rentgenový snímek má nedostatek, který spočívá v tom, že jednotlivé orgány v těle se překrývají. Překrytí vzniká tím, že orgány jsou zobrazeny sumárně. Nejsme schopni určit, kudy RTG paprsek prošel. Abychom uměli vytvořit skutečný „řez těla“, bylo potřeba zavést maticové zobrazení řezové vrstvy s využitím počítačové techniky. Takto se stalo na konci šedesátých let, kdy se Brit Godfrey Newbold Hounsfield stal zakladatelem výpočetní tomografie. V roce 1979 dostal G. N. Hounsfield spolu s Američanem Allanem McLeodem Cormackem Nobelovu cenu za stejný objev. Při prvních objevech trvalo zobrazení jedné vrstvy s počítačovým vyhodnocením 20 minut.

V roce 1971 byl uveden do provozu přístroj, nazvaný výpočetní tomograf, se zobrazením s malou rozlišovací schopností, konkrétně s maticí 80 x 80 bodů. Postupem času a modernizace došlo ke zkracování akvizičních časů a významnému zvýšení rozlišovací schopnosti. [1]

2.2.2 Vývoj a konstrukce výpočetní tomografie

Výpočetní tomograf je realizován na základě dvou konstrukčních principů. Jedná se o typ vějířovitý a kruhový. U přístroje vějířovité konstrukce se otáčí rentgenka s detektorovou soustavou souběžně. U přístroje kruhové konstrukce se otáčí pouze rentgenka, protože detektory jsou umístěny po celém obvodu přístroje. Dnes moderní přístroje využívají vějířovitý princip. [1]

Výpočetní tomograf se skládá z několika částí. Nejdříve bych uvedla zobrazovací soustavu, která je složená ze zdroje, který produkuje záření X, a detekčního systému, který se nachází v gantry. Dále bych uvedla vyšetřovací stůl, výpočetní systém a zdroj vysokého napětí.

Technické řešení, které se vyvíjelo na základě Hounsfieldova systému, uvádí čtyři až pět vývojových generací zobrazovací soustavy.

Přístroje první generace - pro nás již v dnešní době historické - pracovaly na principu rotačně-translačního pohybu a obsahovaly pouze jeden detektor. Rentgenové záření vycházející z rentgenky bylo kolimováno do tenkého svazku. Svazek byl tzv. tužkového tvaru a po průchodu pacientem byl detekován rotujícím detektorem, který byl naproti společně s rentgenkou. Po zastavení gantry se rentgenka s čidlem lineárně posunuly napříč nad celým vyšetřovaným objemem. Expozice trvala řádově minuty. Pacient proto dostával vysokou radiační zátěž. [3; 4]

Přístroje druhé generace využívaly již výše zmiňované X-záření z rentgenky, které je kolimováno do tvaru vějíře. Detektory byly umístěny v jedné řadě na kružnicové výseči naproti rentgence a rotovaly vzájemně s rentgenkou, kdy detekovaly procházející záření. Tímto způsobem se již vyšetření začalo urychlovat a docházelo ke zlepšování podmínek pro CT. Expoziční čas byl řádově v několika vteřinách. [3]

Přístroje třetí generace jsou velice podobné předchozí zmiňované generaci. CT prošlo spoustou inovací a dnes je tato generace nejpoužívanější. Obsahuje velké množství detektorů, až 1000, a ty jsou poskládány do kruhové výseče. Výseč rotuje kolem pacienta synchronním způsobem s rentgenkou. Začíná se snímat více řezů, což se nazývá „multi- slice CT“. [3; 4]

Přístroje čtvrté generace mají stacionární umístění detektorů. Dokážou vytvořit až miliony měření v čase 1 - 3 vteřiny. Při expozici rotuje pouze rentgenka o 360°. Kruh je postaven do několika prstenců ležících vedle sebe. [3; 4]

V dnešní době se nejčastěji využívají přístroje třetí generace. Uvádí se, že přístroje čtvrté generace jsou nákladné (obsahují velký počet detektorů) a nepřinášejí téměř žádnou výhodu ve srovnání s moderními konstrukčními řešeními, která jsem již uváděla u přístrojů třetí generace. [1]

Detekční systém je složen z rotoru, rentgenky a detektorové soustavy.

V roce 1987 byl vyvinut systém klouzavých prstenců z anglického slip-ring. Rotor obsahoval kartáčový povrch z karbonových vláken a byla odstraněna kabeláž. Díky této technice byla umožněna kontinuální rotace detekčního systému, kdy komunikace mezi částí gantry a rotorem byla nepřetržitá. Původně slip-ring přenášel vysoké napětí i hrubá data. Dnes se používá pouze k přenosu vysokého napětí. Hrubá data jsou přenášena radiofrekvenčním nebo opto-optickým přenosem. [3]

Používaná rentgenka má vysoké tepelné zatížení v rozmezí $3,5 - 7,5 \cdot 10^6$ tepelných jednotek. Tepelná zatížitelnost je dána z důvodu vysokého příkonu, který vzniká během vyšetření. Expoziční hodnoty pro vyšetření jednotlivých vrstev se udávají obvykle od 80 kV do 120 kV a 500 mAs. U helikálního vyšetření až po 100 s s kontinuální expozicí. Kolimátor kolimuje primární svazek záření do vějíře a dnes je kolimace možná do hodnoty 0,625 mm. [3]

Detektorová soustava obsahuje sektor detektorů. Jejich citlivost ovlivňuje především kvalitu vzniklého obrazu a dávku pro vyšetřovaného pacienta. Současné víceřadé CT přístroje mají v jedné detektorové řadě stovky detektorů (např. CT Siemens SOMATOM Definition AS+ je 128 - řadý skener a v jedné řadě má 736 detektorů). Celkový počet detektorů je tedy v řádu desítek tisíců. V současné době se používají citlivé keramické detektory pro analogový záznam. Pro přímý digitální záznam se objevily přístroje s detekčním polovodičovým panelem (z angl. flat panel). [3]

Nejnověji se rozvíjí CT s dual energy systémy (DECT). Používá dvě fotonová spektra, proto se někdy můžeme setkat i s názvem jako „spektrální“. Buď se používá přepnutí napětí jedné RTG trubice, nebo dvou zdrojů s různými napětími a získávají se spektrální informace ze dvou měření absorpce pomocí běžných CT

detektorů. Dvoudetektorový systém naopak využívá jednoho zdroje a zdvojené řady detektorů. Současná expozice objektu využívá dva rozdílné typy X- záření o různé energii. Pomocí matematické analýzy dat můžeme získat informace o chemickém složení vyšetřovaného objektu. Princip metody spočívá v tom, že při použití nižší a vyšší energie záření nastane rozdílná míra absorpce jednotlivých prvků. Jednotlivé chemické prvky se navzájem odlišují převážně u nižších energií záření. Největší rozdíly můžeme sledovat u jodu, kde můžeme posoudit jeho zastoupení ve tkáních. To lze využít třeba k lepšímu rozlišení koncentrované KL v lumen od kalcifikátu ve stěně cévy. Jinou aplikací je například chemická analýza složení ledvinových konkrementů. Zobrazení je docíleno tím, že se prozáří tkáň zářením X, které je emitované anodou při napětí nižším (80 – 100 kV) a při napětí vyšším (140 kV). Celková dávka záření nepřesáhne dávku záření jednou energií, protože pro subjektivní hodnocení obrazů se používá sumační zobrazení s ekvivalentní hodnotou 120 kV. Během vyšetření se střídavě tkáň exponuje zářením dvou různých tvrdostí a porovnávají se rozdíly absorpce záření. [5; 7]

2.2.3 Vznik obrazu

Zobrazení výpočetní tomografií je založeno na principu denzitometrie. Za pomoci detekčního systému se změří úbytek pohlceného záření, které prochází prostředím mezi rentgenkou a detektorem. Z těchto dat se zjistí hodnoty energie, která byla pohlcena ve tkáni. Fourierova transformace využívá matematickou operaci, jde o nástroj ke zpětnému výpočtu zeslabení v jednotlivých bodech. Tímto se vyhodnotí míra celkového zeslabení v jednotlivých bodech prostoru. Vytvoří se matice bodů - pixelů (picture element), které odpovídají hranolům, jejichž výška je dána kolimací. Hranoly se nazývají voxely (volume element). Zobrazení řezu je dáno čtyřrozměrnou maticí, kde první rozměr je poloha osy X, druhý rozměr je poloha osy Y a třetí rozměr je poloha osy Z, která udává šířku kolimace. Čtvrtý rozměr udává hodnotu míry zeslabení záření v daném bodě prostoru. Uvádí se jako denzita, která má určitou charakteristiku. [3]

Stupnice denzity je nazvána podle konstruktéra prvního výpočetního tomografu G. N. Hounsfielda, tedy se uvádí jako Hounsfieldova stupnice. Jednotka se nazývá Hounsfieldova a zapisuje se jako HU (z angl. Hounsfield Unit). Stupnice je úsečka, která obsahuje 4096 stupňů. Číslo je dvanáctou mocninou čísla dva, tedy 2^{12} . Na stupnici se uvádí důležité body. Je to bod -1000 HU, což je hodnota pro denzitu vzduchu. Bod 0 HU je středem stupnice a určuje denzitu pro vodu. Bod +1000 HU, který udává hodnotu pro kompaktní kost. Hodnoty do 3096 se uvádějí pro kovy a neřaděné KL. Rozdíly denzity se zobrazují pomocí stupnice šedi. Pro zobrazení celého intervalu denzity se používá tzv. okénko – window. Jeho správné zvolení je důležité pro hodnocení vyšetřované tkáně, a proto se obvykle uvádějí okénka plicní (pro plicní parenchym a plyn), měkkotkáňové (pro mediastinum, břišní dutiny, měkké tkáně), spinální (pro páteřní kanál), mozkové supratentoriální, mozkové infratentoriální a kostní (pro kostní struktury, kovy a také kalcifikace). Jedná se o doporučené nastavení okna. Jejich střed a šíři si pracoviště může libovolně upravit. A to podle konkrétní situace u daného pacienta. [3]

Pro dozimetrická měření u výpočetní tomografie se využívá celková absorbovaná dávka, která je závislá na několika faktorech. Týká se především hodnoty proudu a hodnoty napětí použité k expozici, doby jedné rotace, kolimace a také se udává počet rotací detekční soustavy. Helikální vyšetření využívá nejen celkovou dobu expozice, ale také počet rotací. [3]

Dávkový CT index, dále jako CTDI (z angl. Computed Tomography Dose Index), který udává rozložení dávky kolem kolimované vrstvy záření. Jedná se o zobrazení profilu na ose Z zobrazení. Gaussova křivka udává profil dávky a je základním ukazatelem, na kterém závisí dávka pro pacienta. Tímto lze říci, že snížit dávku pro pacienta můžeme na základě snížení hodnot napětí, proudu, kolimace a počtu rotací detekční soustavy. [3]

2.2.4 Princip vyšetření

Základem každého CT je umožnění zhotovení topogramu (použití více názvů toposcan, skenogram, scoutview). Topogram je přehledný snímek, na kterém se stanovuje poloha, orientace, počet tomogramů a úhel sklonu gantry při vyšetření. Topogram zobrazuje projekce předozadní, bočné, případně i šikmé. Po vytvoření topogramu se zvolí oblast, která je cílem vyšetření. [4]

Základní strategie vyšetřování uvádí několik druhů vyšetření, která níže uvedu.

Krokové, nebo také incrementové vyšetření, je základním způsobem vyšetření pro jednotlivé axiální obrazy. Skenuje a rekonstruuje vrstvu po vrstvě. Je základním vyšetřením pro všechny tomografy bez možnosti helikální akvizice dat. Scany mohou naléhat jeden na druhý nebo můžeme použít delší posun stolu, než je šíře vrstvy. Mezi jednotlivými vyšetřovanými vrstvami se vytvoří vrstvy nevyšetřené. Incrementové, neboli krokové, vyšetření se používá vcelku výjimečně (hrudník u dětí). [1; 3]

Dynamické krokové, incrementové vyšetření, dále jako DICECT. Vyšetření se provádí v sekvenci vrstev v nejkratším časovém odstupu. Podává se KL intravenózně, aby se dosáhlo co největšího bolusu a byl zachycen sekvencí rychlého vyšetření. Tento postup vyšetření se používá u parenchymatózních orgánů, krokovým vyšetřením. Dynamickým vyšetřením sledujeme charakter a rozsah perfúze tkáně či patologického útvaru, na základě vývoje denzity. [1; 3]

Helikální vyšetření, které jsem již jednou zmiñovala, spočívá ve volumetrickém načtení isotropního pole hrubých dat. Z toho se zpětně rekonstruuji axiální zdrojové obrazy. Technika zkracuje celkovou dobu vyšetření a výhodou je použití menšího objemu KL. Vyšetření může probíhat v několika fázích nástřiku, abychom mohli posoudit dynamiku syčení KL. [1; 3]

Kvantitativní vyšetření je založeno na porovnávání denzity vyšetřenému objektu s fantomy s denzitou, která odpovídá přesné koncentraci. Pomocí kalibrace se převede hodnota denzity objektu na koncentraci kalcia. Tímto způsobem se provádí minerální kostní analýza a kvantifikace plicního emfyzému. [1; 3]

2.2.5 Parametry užívané při vyšetření

Při vyšetření se používá několik důležitých parametrů, které se následně dělí do dvou skupin. Uvádí se primární, skenovací parametry, a sekundární, obrazové parametry.

Primární, skenovací parametry

První uvedený typ - primární, skenovací parametry. Mezi tyto parametry se zařazuje expozice, kolimace, rotační perioda a rychlost posunu stolu.[3]

Expozice

Zde se řídíme pravidlem, že hodnota napětí, která ovlivňuje výsledný obraz minimálně, tak při nastavení hodnot mAs ovlivňuje kvalitu výsledných axiálních obrazů. Parametr si nastavujeme ručně. Obvykle nastavujeme pouze napětí a interval hodnot mA, další hodnoty si skener zpětnou regulací již nastaví automaticky. Hodnoty napětí pro expozici ve výpočetní tomografii se uvádějí nejčastěji od 120 kV do 140 kV. Záření vznikající při volbě vyššího napětí, které se označuje jako tvrdší záření, má vyšší penetraci. Proto jej volíme např. u obézních pacientů a mj. i omezuje vznik artefaktů z utvrzení záření a to především při vyšetření, kde se v oblasti, která se snímá, nachází kov. Nastavíme-li vyšší napětí, získáme nižší maximální přípustnou hodnotu v nastavení hodnoty pro proud. [3; 6]

Při nastavení hodnoty proudu ovlivňujeme míru kvantového šumu. Velikost šumu je indikována směrodatnou odchylkou v zájmové oblasti z hodnot absorbance homogenní látky. Šum zatěžuje zobrazení snížením rozlišovací schopnosti a pro

ovlivnění se uvádějí dva zásadní faktory. Prvním faktorem se uvádí tepelná zatížitelnost rentgenky, která nedovoluje libovolné nastavení mAs, ale je omezena na určitou úroveň. Druhým faktorem se uvádí citlivost detektorů, které ovlivňují nepřímou úměrou velikost vhodného proudu, aby byla zachována kvalita výsledného obrazu. [3; 6]

Dnešní moderní technika dovoluje volit hodnoty omezené výkonovými a detekčními vlastnostmi konkrétního CT. Vzájemně jsou provázané zpětnou regulací proudu. Moderní typy přístrojů využívají pro helikální vyšetření hodnoty do 250 mAs a pro krokové, incrementové vyšetření se uvádějí hodnoty až do 400 mAs. Vyšetření v tenkých vrstvách využijeme pro HRCT plic, vyšetření vedlejších dutin nosních, skalních kostí a při pediatrických indikacích. Je nutné provést snížení hodnoty proudu k 100 mAs. Toho docílíme snížením expoziční dávky. [3; 6]

Kolimace

Platí pravidlo, čím menší objekt chceme vyšetřit, tím menší šíři kolimace použijeme. Hodnoty se uvádějí od 0,5 mm do 10 mm. Parametr se volí na základě rozměru vyšetřované struktury. Například pro oblast plic, kde využijeme HRCT a vyšetření skeletu použijeme kolimaci maximálně do 1 mm. U větších oblastí, kde oblastí zájmu může být břicho nebo hrudník, je kolimace samozřejmě větší. Z toho plyne, že se kolimace volí dle šíře zobrazené vrstvy. [3]

Rotační perioda

Doba, za kterou se rentgenka a detektorová soustava otočí o 360 úhlových stupňů. Periodou zobrazení označujeme dobu, kdy se pořídí data pro jediný axiální obraz. Krátká perioda se využije u vyšetření, která mají rychle se pohybující struktury, neboť mj. snižuje pohybové artefakty. Nyní se obvykle používá nejkratší doba periody, kdy se využije minimální skenerem dosažitelná doba rotace (500 ms). [3]

Rychlost posunu stolu: pitch-faktor stoupání

Pitch, známý také pod názvem faktor stoupání. Veličina, která je bezrozměrná a odvozená od základního parametru - rychlosti posunu stolu. Pojem, který určuje hustotu závitů datových stop, získávaných během akvizice dat. Faktor stoupání udává poměr mezi posunem stolu, kdy proběhne jedna otočka o 360°, a kolimací. Tedy posuneme-li vyšetřovací stůl o 10 mm při kolimaci 10 mm, faktor stoupání bude roven 1. Posuneme-li vyšetřovací stůl o 20 mm při kolimaci 20 mm je faktor stoupání 1. Posun o 30 mm při kolimaci 10 mm už je charakteristický pro faktor stoupání 3. [3; 6]

Hodnoty, které používáme pro helikální vyšetření, se pohybují od hodnoty 1 až do hodnoty 24. Naopak nižší hodnoty, kdy dochází k překryvu vrstvy, se využívají například u HRCT. Vyšší hodnoty stoupání zkracují celkovou dobu vyšetření, snižují dávku, snižují periodu zobrazení a zužují tzv. efektivní šířku vrstvy (vrstvy ostře zobrazené tkáně). [3]

Sekundární, obrazové parametry

Ve výpočetní tomografii ovlivňují kvalitu zobrazení pomocí způsobu rekonstrukce hrubých dat, které jsou součástí vyšetřovacího protokolu. Mezi tyto parametry se řadí matrix, velikost zobrazovaného pole, rekonstrukční algoritmus a překrývání vrstev. [3]

Matrix

Vzniklý výsledný obraz CT je složen z dvourozměrné sítě čtverečků, tzv. matice (matrix). Rovnoměrné rozdělení na čtvercové prvky (pixel) udávají plochu CT řezu, která je v dané matici. Velikost matice udává počet pixelů, ze kterých je CT obraz složen. [4]

Výpočetní tomografie prošla několika inovacemi a na základě toho se dnes využívá základní matrix velikosti 512 x 512 bodů. Velikost udává počet pixelů. Dříve se udávala hodnota 80 x 80 bodů. Rekonstruujeme-li obraz, tak primární matice je transformována na tzv. přepočítávanou matrix. Čím jemnější matrix použijeme, tím má axiální obraz optimální expozice větší geometrickou rozlišitelnost. [3]

Velikost zobrazovacího pole - FOV (field of view), scan diameter

Abychom získali co nejlepší sběr dat, musíme co nejlépe nastavit vyšetřovaný prostor. Cílem je, aby body matrix byly využity na danou oblast, nikoli na okolí nebo jiné pro nás nepodstatné struktury. Zvolíme-li si příliš velké skenovací pole, následkem můžeme očekávat zvětšení velikosti pixelu a snížení rozlišovací schopnosti. [3]

Rekonstrukční algoritmus - filtr, kernel

Rekonstrukční algoritmy se rozdělují pro určitý druh tkáně. Použitím rekonstrukčního algoritmu můžeme zvýraznit či potlačit přechod na rozhraní denzity mezi jednotlivými pixely. Plicní a kostní tkáň je zvláštní především tím, že jejich denzity nejsou tvořeny spojitým spektrem. Mají vysoký rozdíl denzit. Pro takové tkáň se využívají algoritmy se zvýrazněním přechodů denzit, nazývané jako vysokofrekvenční - high spatial frequency algorithm. Tento způsob se používá u HRCT. Naopak algoritmy výrazně potlačující rozhraní, very soft, jsou vhodné např. pro vytváření objemových rekonstrukcí. Při takovém použití vzniká velká neostrost přechodů denzit mezi strukturami a rozmazání s nárůstem objemu v místech, která jsou kalcifikována. [3; 7]

Překrývání vrstev - rekonstrukční increment

Parametr využívaný spíše pro helikální vyšetření, ale je možné ho využít i pro incrementové vyšetření. Získaná matice dat ze zvolené oblasti zájmu je počítačem

následně rekonstruována do jednotlivých obrazů. Increment nám udává, o kolik se jednotlivé obrazy překrývají. Parametr s kolimací ovlivňuje rozlišení na ose Z. [3]

2.2.6 Kontrastní látky - aplikace, dynamika, parametry

Kontrastní látku aplikujeme pro zvýraznění kontrastu tkání, zejména parenchymatózních a dutých orgánů, ale také cévního řečiště. Denzita těchto struktur se nativně liší velmi málo, proto se podává kontrastní látka (KL).

Nitrožilní podání KL se používá pro vyšetření měkkých tkání. Moderní jodové nefrotropní kontrastní látky se vylučují převážně ledvinami, a proto nám umožňují zobrazit také dutý systém, močovody, močový měchýř. Můžeme zhodnotit morfolonii, patologické procesy a funkčnost vylučování. Při aplikaci KL by měl pacient minimálně 4 hodiny před vyšetřením lačnit. Informujeme se u pacienta, zda nemá žádné přítomné alergie, poruchu funkce ledvin, srdeční selhání apod.

Další možnosti podání KL může být perorálně, perrektálně, intrathekálně, intraartikulárně, do močového měchýře event. do preformované dutiny.

Podání KL může být manuální nebo automatické. Dnes jednoznačně upřednostňovaná automatická aplikace, která se provádí pomocí přetlakového injektoru.

Při podání KL nastanou v organismu při snímání určité fáze průtoku KL. Žilní předfáze se využívá při přímém vyšetření, kdy se KL aplikuje do vyšetřované žíly. Dále se zobrazí arteriální fáze, která nastupuje po výše zmiňované žilní předfázi. Časná arteriální fáze se zobrazuje v 15 - 20 s po nástřiku KL. Pozdní arteriální fázi můžeme zaznamenat po 20 - 30 s od nástřiku KL, již je ale ovlivněna přitékáním krve s KL z portálního oběhu. Tímto odpovídá časně portální fázi. Portovenózní fáze nastává v 35 - 40 s. Dochází k maximální opacifikaci jaterního parenchymu, jaterních žil i portální žíly. Nejlépe hodnocená jsou hypovaskularizované jaterní

ložiska. Venózní fáze se zobrazuje po 50 – 70 s, kdy se naplní jaterní žíly. Fáze „equilibria“ nastává po 90 – 120 s. Dochází k pravidelnému rozložení KL v lidském těle. Vylučovací fáze vzniká cca po 3 minutách. Dochází k opacifikaci moči, ale i vývodného systému event. odložená fáze vzniká po 3 – 5 minutách. Dochází k opacifikaci tumorózních ložisek (cholangiogenní karcinom, hemangiom). [8]

Parametry pro intravenózní podání KL zahrnují dobu zpoždění skenování, průtok, objem, koncentraci jodu. Zpoždění skenování je doba, o kterou se začátek akvizice za podáním KL opozdí. Doba, kdy dojde k dostatečnému nasycení vyšetřované struktury. Průtok se udává v jednotkách ml/s a ovlivňuje hodnoty, kdy nastane maximální dosažená denzita a strmost nárůstu vyšetřované oblasti. Využívají se průtoky, které mají určitou rychlost (řádově 2,5 - 5ml/s) a na základě toho se musí zvolit i šíře kanyly. Koncentrace jodu se uvádí v hodnotách od 200 do 400 mg/ml a musí se podat vždy dostatečné množství tak, aby se dobře zobrazily vyšetřované struktury. KL, které jsou vysoce koncentrované, se musí předem zahřát na tělesnou teplotu, protože mají vysokou viskozitu. Příkon jodu je závislý na množství podaného jodu v mg/s a zohledňuje koncentraci i aplikační rychlost. Spočítá se jako součin průtoku a koncentrace. [3; 4; 7]

2.2.7 Analýza zobrazení

Hodnocení CT obrazů se skládá z vizuálního subjektivního posouzení anatomických změn, tvaru jednotlivých orgánů, změny jejich sycení KL. Posuzujeme také jednotlivé vyšetřované struktury. K vizualizaci používáme multiplanární rekonstrukce, trojrozměrné modely, fúzní zobrazení a použití okénka (window). [7]

Správné nastavení okénka je velmi významný faktor, který umožňuje kvalitní analýzu zobrazení. Nastavuje se tak, aby vyšetřovaná struktura byla dobře viditelná. Nastavení se skládá ze středu a šíře denzit. Při vyšetření si vždy volíme typ okénka tak, aby odpovídalo vyšetřované oblasti a vyšetřovaný orgán byl dobře

hodnotitelný. Hodnoty nastavení se uvádějí v tabulce a jejich rozmezí se přizpůsobuje konkrétní míře kontrastní náplně a hodnotě kV. [7]

Multiplanární rekonstrukce, označována jako MPR. Zobrazení vypočtené přístrojem pomocí zvolených denzit jednotlivých řezů v libovolné rovině. Čím více překrývání obsahuje, tím plynulejší rekonstrukce je. Důležité je nastavení rekonstrukčního incrementu s překrýváním základních axiálních obrazů, více jak 50 %. Dosáhneme-li takového nastavení, získáme kvalitní MPR. [3; 7]

Maximum intensity projection (MIP) je základní trojrozměrná rekonstrukce určená pro nejvyšší denzity. Zobrazují se nejdenznější struktury objemového objektu ve zvolené vrstvě. Hlavním vymezením MIP obrazů je superprojekce v oblasti daného zájmu, kdy se jedná o kalcifikace ve stěně, které v plošném obraze překrývají lumen cévy. Důležitými faktory pro kvalitní zobrazení MIP jsou potlačení denzitních rozhraní a efektivní šíře axiálních obrazů. [3; 7]

Minimum intensity projection (MinIP) je opakem MIP, kdy zobrazené denzity jednotlivých pixelů odpovídají co nejmenším denzitám zvoleného objemu. Využívá se pro struktury vyplněné převážně vzduchem. [3; 7]

Objemová rekonstrukce (VRT, Volume Rendering Technique) je hybridní rekonstrukce mezi MIP a SSD (z angl. Shaded Surface Display - zobrazuje se povrch, ale v dnešní době se nahrazuje VRTem). Prošla inovací objemového trojrozměrného zobrazení. Jednotlivým voxelům se přidělují různé stupně sytosti od transparentních po neprůhledné. Poměr jednotlivých intervalů určujeme úpravou denzitního histogramu nebo např. tažením myši po obraze. [3; 6; 7]

2.3 Intervenční radiologie (IR)

2.3.1 Historie

IR vychází z oboru radiologie. Základem IR je perkutánní katetrizační metoda s radiokontrastními katétry. Perkutánní katetrizační metodu zavedl S. Seldinger v roce 1953 ve Švédsku a P. Ödman, který o dva roky později přispěl radiokontrastními katétry. Zakladatelem intervenční radiologie je Charles Dotter. Ch. Dotter byl první, který navrhl a provedl perkutánní transluminální angioplastiku. 16. ledna 1964 provedl Ch. Dotter perkutánní dilataci zúžené femorální tepny. Po úspěšné dilataci se obnovil průtok končetinou a zjistilo se, že intervenční metody nejsou pouze diagnostickou metodou, ale mohou také léčit. [9; 10]

2.3.2 Vybavení pracoviště

Intervenční operační sály jsou vybaveny přetlakovou klimatizací se vzduchovou filtrací. Personál musí dbát na hygienické nároky, musí nosit operační úbor, omyvatelnou obuv a musí se dodržovat sterilní prostředí v místě, kde se provádí intervenční výkon. Na sterilním stole je připraveno instrumentárium, které se liší podle prováděného výkonu. Na instrumentárium jsou kladeny určité nároky. Musí být sterilní a musí být vidět pod RTG zářením. Dělíme ho dle několika kritérií. Podle materiálu, různých rozměrů, určení, ceny a výrobce. Instrumentárium lze rozdělit na skupiny. Jedná se o vaskulární a nevaskulární instrumentárium, výrobky pro jedno použití nebo pro opakované použití. Základní endovaskulární zařízení zahrnuje vodící dráty a katétry. Vodící dráty se mohou lišit svou délkou, průměrem, tuhostí a strukturou.

Jehly mohou být punkční a bioptické. Podle průměru se dělí na klasické (od 19 G) a Chiba jehly (ultratenké do 20 G). Průměr jehly se udává v jednotce zvané Gauge (G). U většiny výrobců se jehly dají rozlišit podle barvy, není to ale

podmínkou. Každá velikost má svou barvu. Punkční jehly mají klasický nebo trokarový hrot na konci jehly. Používají se k punkci dutých orgánů, cév, žlučvodů, abscesů a cyst. Po odebrání se vzorky odesílají k cytologickému vyšetření.

Vodiče se používají pro zavedení katétrů, drenážních katétrů, balónkových cévek. Vodiče musí být dostatečně dlouhé. Dále se používají dilatátory, které rozšiřují podkoží a umožňují lepší přístup pro zavedení katétru. Zaváděcí pouzdra slouží pro přístup do dutiny nebo orgánu. Umožňují takové použití, aby nevznikalo opakované poškozování tkáně.

Při použití drénu dochází k trvalému odtoku sekretů. Drenáž může být vnitřní nebo zevní. Materiál může být např. polyetylen, polyuretan nebo nylon. Povrch drénu může být také hydrofilní. [10; 11]

2.3.3 Příprava k výkonu

Informovaný souhlas, který získáme od pacienta, je prvním důležitým krokem. Je potřeba připravit pacienty podobným způsobem jako při chirurgickém zákroku, včetně lačnění a omezení příjmu tekutin. Měli by mít také realistická očekávání svého výsledku a pochopení, že i přes mnoho výhod mohou být potenciální komplikace stejně závažné jako u jakéhokoli chirurgického zákroku. [12]

Pacienta pokládáme na lůžko do vhodné polohy, která mu je příjemná a je schopný ji akceptovat. Sestra napíchne flexilu (pacienti, kteří přicházejí z nějakého oddělení, flexilu již mají zavedenou) pro podání KL a dalších léčiv. Místo vpichu dezinfikujeme a aplikujeme lokální znecitlivění. Místnost, kde se výkon provádí je sterilním prostředím. Sterilní je vše, co se zde nachází (sterilní stůl s instrumentáři, krytí C- ramene, oblečení, ovládání, vyšetřovací stůl). [10]

2.3.4 Postupy v intervenční radiologii

IR rozděluje intervence na vaskulární a nevaskulární.

Nevaskulární intervence jsou výkony, které se provádějí mimo cévní systém. Používají se zobrazovací metody (UZ, skiaskopie, MR, CT). Výhody a nevýhody jsou v použití IZ. Při použití CT navigaci jsme schopni skenovat v low-dose (nízкодávkovém) protokolu. Tímto snižujeme radiační zátěž pacientovi. Zařazují se zde intervence na žlučových cestách, na GIT, na dýchacích cestách, perkutánní drenáže abscesů apod.

Vaskulární intervence jsou miniinvazivní postupy, které se provádí přímo na cévním systému. Při těchto výkonech se zasune jehla do cévy, následně vodič, po vodiči se zavede zaváděcí pouzdro (Seldingerova technika), jím pak katétr až do postiženého místa. Vše se provádí pod RTG kontrolou. Zde se uvádí perkutánní transluminární angioplastika (PTA), použití stentů nebo stentgraftů, lokální trombolýza, embolizace, zavedení filtrů do dolní duté žíly a transjugulární intrahepatický portosystémový shunt (TIPS). Níže uvádíme hlavní používané techniky a příklady jejich použití.

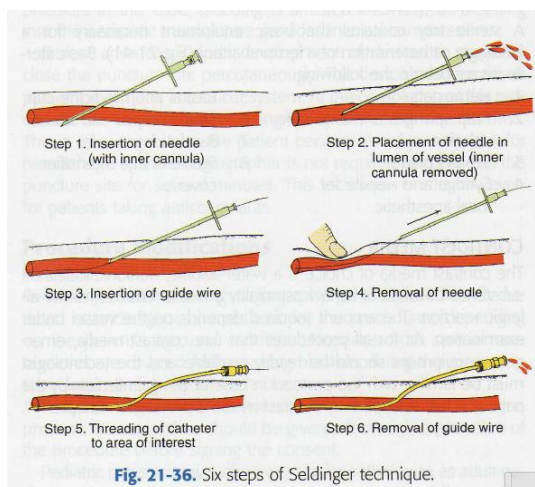


Fig. 21-36. Six steps of Seldinger technique.

Obrázek 1 - postup Seldingerovy techniky [13]

Venózní přístup

Vyžaduje se převážně v indikacích onkologických, hematologických a renálních dialýzách. Periferně vložené centrální žilní katétry, tunelované centrální žilní katétry a implantované portální katétry se vkládají v místě znecitlivění nebo sedace s menším počtem komplikací a vyšší přesností než chirurgické techniky. Počáteční žilní punkce se obvykle provádí pod UZ, a poté se pro umístění katétru použije fluoroskopie.

Cévní onemocnění, angioplastika a stentování

V současné době je angioplastika akceptována jako bezpečný a efektivní způsob řešení periferních cévních onemocnění. Na základě TASC II kritérií bylo postižení periferních tepen rozčleněno na skupiny vhodné k intervenční a k operační léčbě. Ve vhodně zvolených případech jsou výsledky dlouhodobé průchodnosti srovnatelné výsledky chirurgického zprůchodnění či přemostění bypassesem. Intervenční řešení je rovněž použitelné jako nouzové, jestliže je chirurgický zákrok neproveditelný pro nepříznivou anatomii nebo těžkou komorbiditu. Kryté stenty nebo stentgrafty jsou další nástroj v oblasti IR technologie, umožňují řešení disekcí, krvácení a aneurysmat aorty. [14]

Embolizace

Záměrné uzavření cévy nebo cévního prostoru. Může být v kontextu zástavy krvácení (gastrointestinální, bronchiální nebo traumatické), uzavření arteriovenózní malformace a léčba nádorů nebo pseudoaneurysmatu. K dispozici je řada embolizačních materiálů. Polyvinylalkohol, gelová pěna, kovový materiál spirálky („coily“), oddělitelné balónky a kapalně sklerotizující látky. To vše působí několika mechanismy, včetně hemostázy, agregace trombocytů, aktivace srážení a poškození endotelu. Výběr závisí na cíli postupu léčby – omezení či úplné vyřazení průtoku.

S výkonem jsou spojeny i komplikace. Může se jednat o únik vstříkovaného trombotizačního či okluzního materiálu do celkového oběhu. Může vzniknout postembolizační syndrom. Symptomy mohou napodobovat postprocedurální infekci a zahrnují bolest, horečku, malátnost se zvýšenými zánětlivými markery a leukocytózou.

Rozsáhlejší popis možností endovaskulární terapie dalece přesahuje tematiku a možnosti této práce.

Ablace nádorů

IR má hlavní roli při ablací nádorů. Ablací techniky indukují buněčnou smrt prostřednictvím koagulační nekrózy. Na rozdíl od chirurgického zákroku mohou být prováděny jako denní postupy a mají nižší morbiditu a úmrtnost. Rozděluje se na tepelnou ablací, která zahrnuje radiofrekvenční (RF), laserové, mikrovlnné a UZ techniky, dále kryoablaci, ireverzibilní elektroporaci a další. [12]

Gastrointestinální intervence

Desinvaginace tenkého střeva byla historicky první popsanou nevasikulární intervencí, dodnes je zejména u dětí úspěšně používána. Pro uvolnění obstrukce z gastroduodenálního prostoru a obstrukce střev se může použít stentování. Pacienti s akutní obstrukcí tlustého střeva jsou převážně starší a nejsou vhodnými kandidáty pro chirurgický zákrok. Fluoroskopicky řízené stentování umožňuje dekompresi střeva před definitivním chirurgickým zákrokem nebo jako primární paliativní opatření. Studie prokázaly úspěšné stentování v 85 - 90 % případů, kdy dochází ke zmírnění symptomů. [10; 12]

Perkutánní biopsie a drenáže

Výkony, které jsou standardní pro IR. Lze provádět pod skiaskopickou kontrolou, UZ, CT nebo MR.

Indikací pro biopsie je stanovení histologické nebo cytologické diagnózy. Indikací pro drenáže je odstranění patologické kolekce tekutiny. Tímto postupem se nahrazuje chirurgický výkon. Výkon se provádí v lokální anestézii, například 1% trimekainem. Pacientovi se před výkonem provede kontrolní snímek. Lékař si označí místo, kudy bude procházet jehla. Místo vpichu či malého řezu se odezinfikuje, provede se lokální anestezie a lékař provede vlastní výkon.

Drenážní technika je jednokroková nebo postupná. Při jednokrokové technice se použije trokarový drén, který je složen z vlastního drénu, vyztužovací kanyly a ostré jehly s trokarovým hrotem. Lékař zasune kanylu do drénu. Do kanyly zavede jehlu a celý systém uzavře rotačním zámkem. Při Seldingerově technice se zavede jehla, kterou lékař provedl punkci kolekce, vodič. Po vodiči pod skiaskopickou kontrolou se zavede série dilatátorů a vlastní drén. Drén se fixuje ke kůži.

Používají se automatizované bioptické jehly, které umožňují získání tkáňových jader s malým stříhem nebo fragmentací tkáně. V praxi se používá koaxiální jehlová biopsie s průměrem 19 - 20 G. Výkon se obvykle provádí za krátké, například jednodenní hospitalizace, někdy jej lze provádět i v ambulantním režimu. Pacient je sledován 6 hodin po výkonu. Neobjeví-li se komplikace, pacient je propuštěn do domácí péče. [10; 15]

Periradikulární terapie – PRT

Výběrem pro výkon PRT je výsledek z klinického a radiodiagnostického vyšetření. Nezbytnou korelací je posouzení klinického a radiodiagnostického nálezu. K CT prováděné PRT jsou indikováni pacienti s klinickým nálezem radikulárního syndromu, který vzniká z postiženého míšního nervového kořene. Při výkonu se provede několik axiálních skenů, vybereme vhodnou úroveň a určíme místo pro zavedení jehly. Tenkou jehlu (22 G Chiba) zavedeme do cílového prostoru. Prostorem je u PRT tuková tkáň v intervertebrálním otvoru cca 1 – 2 mm od nervového kořene. Při správném zavedení jehly do cílového prostoru, aplikujeme připravenou směs. Léčebná směs je složena z 3 – 5 ml 0,5 % bupivacainu (anestetikum) a 7 mg β -methasonu (kortikoid, který má protizánětlivý, antiedematózní a antiproliferativní účinek). Po výkonu se provede kontrola, jestli směs byla správně naaplikována a jehlu poté extrahujeme.

PRT má až 85% úspěšnost, při dodržení diagnosticko-terapeutických algoritmů. Výkon je rychlý, pacient ho dobře snáší a většina případů se provádí ambulantně. [10]

Vertebroplastika a kyfoplastika

Vertebroplastika je účinný radiologický postup, při kterém je metamylovaný cement vstříkovan perkutánně do léze obratlového těla. Je indikována při léčbě bolesti způsobené kolapsem vertebrálního těla v souvislosti s osteoporózou,

nádorem nebo traumatem, který je refrakterní k léčebnému vedení nebo opření. Postup se obvykle provádí pod fluoroskopickým vedením, ačkoli někteří autoři zdůrazňují použití CT podle polohy nebo hodnocení vstříkávání methlymethakrylátu. Výběr cesty jehel závisí na volbě radiologa, použít lze transpedikulární nebo parapedikulární přístup. Viskozita směsi se postupně zvyšuje v důsledku polymerace methlymethakrylátu. Když má cement konzistenci pasty, vstříkne se do léze. Injekce se zastaví, jakmile cement naplní lézi nebo hrozí-li únik cementu, zejména epidurálně nebo do žilního systému. CT vyšetření se provede do hodiny po injekci cementu. Umožňuje vyhodnocení plnění obratlů těla a detekci úniku methlymethakrylátu. Bylo prokázáno, že více než u 90 % případů nastala značná nebo úplná úleva od bolesti.

Kyfoplastika zahrnuje další krok. Nafouknutí dvou vysokotlakých balónek v těle obratlů, aby se vytvořila dutina před injektáží cementu. Jedná se o užitečnou techniku, pokud je tělo obratle silně zkolabováno, ale je mnohem dražší. [15]

2.4 Radiační ochrana pacienta a personálu

V současné době se radiační ochrana řídí podle Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP, z angl. International Commission on Radiological Protection), standardy vydané Mezinárodní atomovou agenturou (zkr. IAEA) ve Vídni, a legislativou Evropské unie.

V České republice byla vytvořena legislativa, která stanovuje zákonné normy a požadavky, které souvisí s radiační ochranou. Jedná se o Atomový zákon (zákon č. 18/ 1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a IZ) a vyhláška 307/ 2002 o radiační ochraně, vycházející z doporučení mezinárodních organizací.

Hlavními institucemi, které odpovídají v naší zemi za jadernou bezpečnost, radiační ochranu, havarijní připravenost, jsou Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) a Státní ústav radiační ochrany (SÚRO). [11]

2.4.1 Veličiny a jednotky

Aktivita

Veličina, která charakterizuje počet přeměněných jader za jednotku času, tj. rychlost radioaktivní přeměny. Veličina je dána vztahem:

$$A = - \frac{dN}{dt}$$

Absorbovaná dávka D

Absorbovaná dávka (D) je základní dozimetrická veličina, definována jako poměr střední energie IZ, sdělené objemovému elementu ozářené látky a hmotnosti elementu. Jednotkou veličiny je $J \cdot kg^{-1}$, pro který byl zaveden název Gray (Gy). Veličina je dána vztahem:

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

Dávkový příkon D

Přírůstek dávky za časovou jednotku. Jednotkou veličiny je $Gy \cdot s^{-1}$ nebo se také uvádí v $Gy \cdot h^{-1}$. Veličina je dána vztahem:

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

Kerma K

Veličina používající se s nepřímo IZ. Mezi nepřímo IZ zařazujeme gama záření, RTG záření, neutrony. Definovaná veličina je dána poměrem součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic, které se uvolnily nenabitými ionizujícími částicemi v objemovém elementu látky, o určité hmotnosti. Jednotkou je 1 Gy a veličina je příbuzná absorbované dávce.

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

Ekvivalentní dávka H_T

Veličina, která představuje součin radiačního váhového faktoru a střední absorbované dávky v orgánu nebo tkáni pro IZ. Jednotkou je $J \cdot kg^{-1}$, nazván jako Sievert (Sv). Veličina není měřitelná.

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

Dávkový ekvivalent H

Představuje součin absorbované dávky v bodě tkáně nebo vzduchu a bezrozměrného jakostního činitele Q. Jakostní činitel Q vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Jednotkou je 1 Sievert [Sv]. Veličina není měřitelná.

$$H = D_T \cdot Q$$

Pro daný druh záření je jakostní činitel Q dohodnutou hodnotou RBÚ (relativní biologická účinnost), pro účely radiační ochrany.

Efektivní dávka ED

Součet součinu tkáňových váhových faktorů a ekvivalentních dávek v ozářených tkáních nebo orgánech, udává veličinu efektivní dávku E.

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T \cdot R}$$

[16; 17]

***CTDI_{vol}* (Computed Tomography Dose Index)**

Veličina vyjadřuje, jakou dávkou je referenční objem při skenování ozářen. Hodnota *CTDI_{vol}* určuje množství dávky, kterou by mohl být pacient ozářen, kdyby měl referenční velikost. Jednotkou je Gy (spíše se uvádí mGy). [18]

DLP

Veličina DLP, odpovídá součinu *CTDI_{vol}* a délky skenovaného objemu. Hodnota se vztahuje k celkové energii IZ, dodané do referenčního fantomu.

Dva výše zmiňované parametry jsou citlivé na změny skenovacích parametrů. Změny se týkají napětí rentgenky, proudu rentgenky, rotačního času, pitch faktoru a zda je použit bow-tie filter. Parametry jsou nezávislé na velikosti pacienta. [18]

Tkáňové váhové faktory (WT)

Vyjadřuje rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání. Hodnotí se z hlediska vzniku stochastických účinků. Součet tkáňových váhových faktorů je roven 1.

[16; 17]

2.4.2 Radiobiologické účinky

Radiobiologie se zabývá mechanismem účinku IZ na živý organismus. Mechanizmy se rozdělují na několik úrovní.

Molekulární úroveň, kdy vzniká primární poškození v jádře buňky. Příčinou vzniku radiačních efektů je zde poškození DNA buňky.

Buněčná úroveň je charakteristická ztrátou životních funkcí, kdy nastane apoptóza, nebo buňka není schopna se dělit.

Tkáňová úroveň je charakteristická tím, že jsou fatálně odstraněny a nahrazeny poškozené buňky repopulací. Při velkém množství fatálně poškozených buněk může dojít ke ztrátě funkčnosti celé tkáně. [16; 17]

Buněčné mutace se na úrovni organismu realizují jako somatické nebo genetické změny. Somatické změny se projeví u ozářené osoby, přímo v ozářené tkáni. Vzniklé mutace jsou příčinou nádorových transformací. Transformované buňky mohou být zárodkem nádorového bujení a mohou vést ke smrti organismu. Genetické změny se projeví v další generaci, jsou příčinou vrozených vad.

Při ozáření člověka dochází v těle k biologickým změnám. Změny se mohou objevit řádově po několika dnech, týdnech, měsících až desítkách let. Tyto účinky jsou příčinou vzniku nádorových onemocnění a projevů nemoci z ozáření. Dříve se dělily na časně a pozdní, dnes se dělí na stochastické a deterministické účinky. [19]

Stochastické účinky

Stochastické účinky se objevují s určitou pravděpodobností. Objevují se po velmi dlouhé době (řádově několik let), od ozáření pacienta. Jsou podmíněny mutacemi buněk. Mutace mohou být somatické (vznikají mimo gonády v tkáních), nebo gametické (vznikají v zárodečných buňkách). Stochastické účinky jsou bezprahové

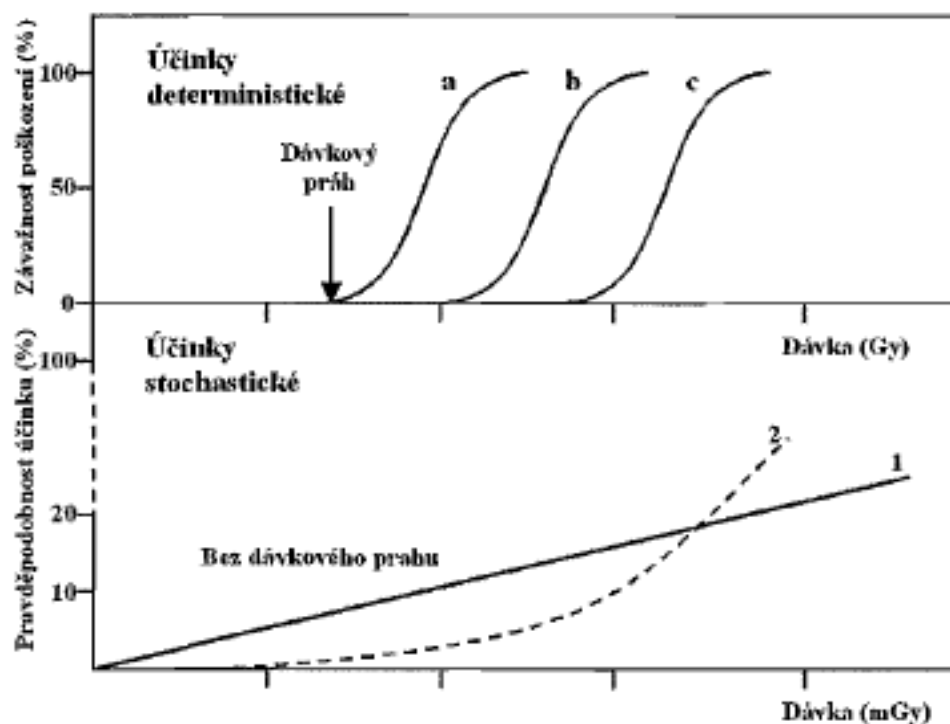
a mají lineární průběh (Obrázek 2). Čím více roste dávka, tím větší je pravděpodobnost vzniku poškození.

Mezi stochastické účinky řadíme vznik zhoubných nádorů (leukémie, karcinomy, sarkomy aj.) a genetické účinky. [17; 19; 20]

Deterministické účinky

Deterministické účinky jsou ovlivněny buněčnými ztrátami v buněčných populacích. Mají určitý práh a průběh je nelineární (Obrázek 3). Překročí-li se dávkový práh, účinky se začnou projevovat. Roste-li dávka, roste poškození buněk zářením.

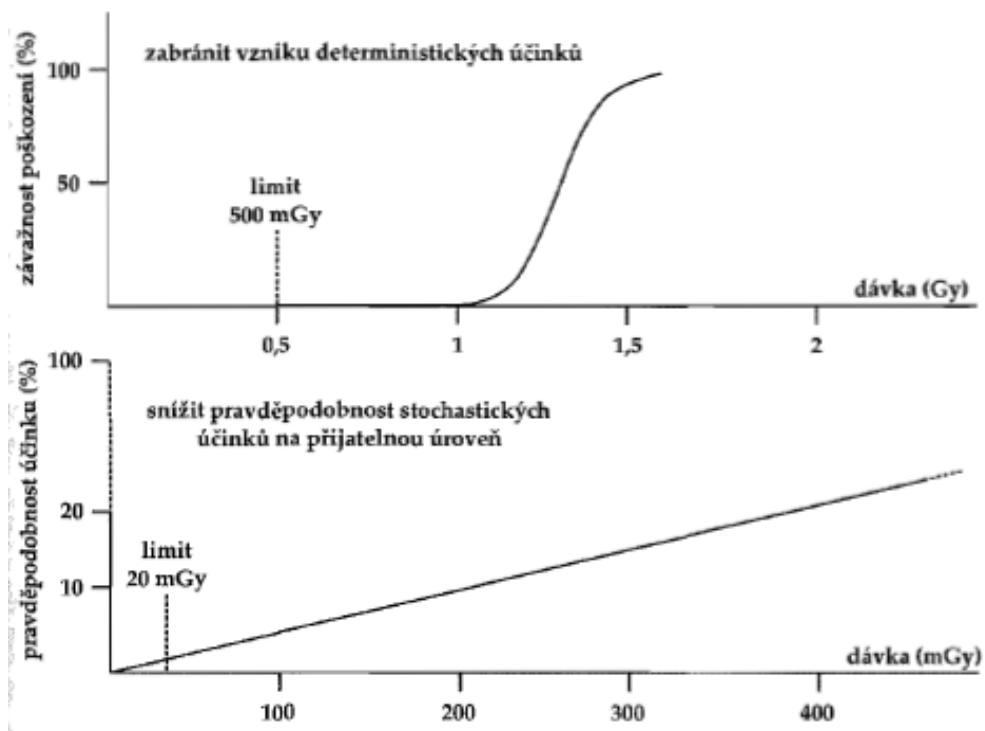
Mezi deterministické účinky řadíme akutní nemoc z ozáření, akutní poškození kůže, sterilitu, zákal oční čočky. První tři zmíněné patří mezi časné následky, poslední zmíněný patří mezi pozdní následky.



Obrázek 2 - Průběh ozáření při vzniku deterministických a stochastických účinků [17]

Cílem radiační ochrany je předejít vzniku deterministických účinků a omezit stochastické účinky na minimální úroveň, která je přijatelná pro vyšetřovaného pacienta.

Vzhledem k tomu, že deterministické účinky mají určitý práh, mají stanoveny ekvivalentní dávky. Roční limit ekvivalentní dávky na končetiny a kůži je 500 mSv. Stochastické účinky práh nemají, a proto se stanovil limit 20 mSv. Hodnota se zvolila tak, aby radiační riziko bylo srovnatelné s rizikem v jiném odvětví, než je zdravotnické. [17]



Obrázek 3 - Grafické vyjádření limitů, znázorňující omezení vzniku deterministických účinků a omezení stochastických účinků [17]

2.4.3 Principy a způsoby radiační ochrany

V radiační ochraně se uplatňují tři principy:

- **Princip zdůvodnění** - každá osoba pracující s IZ musí dbát na to, aby každá provedená činnost byla zdůvodněna přínosem. Musí být zohledněna rizika, která při práci s IZ mohou vznikat.
- **Princip optimalizace** - označován jako princip „ALARA“ (z angl. As Low As Reasonably Achievable). Každá osoba pracující s IZ, je povinna dosáhnout a udržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko bylo velmi nízké. Riziko se zohledňuje na ohrožení života, zdraví osob a životní prostředí.
- **Princip limitace** – každá osoba pracující s IZ, je povinna omezit ozáření osob tak, aby provedené celkové ozáření nepřesáhlo stanovené limity ozáření. Princip se nevztahuje na radioterapii a radiodiagnostiku, tedy neplatí pro lékařské ozáření. Lékařské ozáření se řídí výše zmíněnými principy.
- **Bezpečnost zdrojů** - kdy osoba pracující se zdroji IZ, musí dodržovat bezpečnost při nakládání se těmito zdroji. [17; 20; 21]

Uplatňujeme tři způsoby v radiační ochraně před IZ.

- **Ochrana časem** - čím více se osoba vyskytuje v prostředí s IZ, tím větší mu připadá radiační dávka. Tedy, zkrátí-li se doba pohybu v takovém prostředí, sníží se i radiační zátěž pohybující se osoby.
- **Ochrana vzdáleností** - jak již víme, dávkový příkon gama záření nebo RTG záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje záření. Pobude-li osoba ve větší vzdálenosti od zdroje záření např. dvojnásobek vzdálenosti, dávka klesne na $\frac{1}{4}$ původní hodnoty. Tentýž příklad se dá aplikovat i u dávkového příkonu.

- **Ochrana stíněním** - jeden z nejvíce důležitých způsobů ochrany. Mezi zdroj záření a pacienta se použije vhodný materiál pro odstínění IZ. Materiál je vyroben z různého materiálu, který zeslabuje svazek záření a tím snižuje dávku. Pro záření určité energie, roste lineární součinitel zeslabení s hustotou materiálu. Materiálem může být olovo, beton, baryt, wolfram apod. [17; 20; 21]

2.4.4 Kategorizace radiačních pracovníků

Radiační pracovníci se rozdělují na dvě skupiny dle ohrožení zdraví IZ. Rozdělují se do kategorie A nebo B. Rozhodující faktor je na základě očekávaného ozáření za běžného provozu. Rozhodujícím faktorem může také nastat nepředvídaná porucha a odchylka od běžného provozu. Zajišťuje se osobní monitorování, pravidelná měsíční výměna dozimetrů a provádí se jejich vyhodnocování. Následně jsou pracovníci informováni, jakou dávku obdrželi. Pracovníci musí docházet na preventivní prohlídky (vstupní, periodické jednou za rok, mimořádné, výstupní). [17]

Kategorie pracovníků A

Radiační pracovníci, kteří mohou obdržet efektivní dávku vyšší než 6 mSv/rok nebo ekvivalentní dávku vyšší než 0,3 limitu ozáření. Vztahuje se na oční čočku, kůži nebo končetiny. V kontrolovaném pásmu smějí pracovat pouze pracovníci kategorie A.

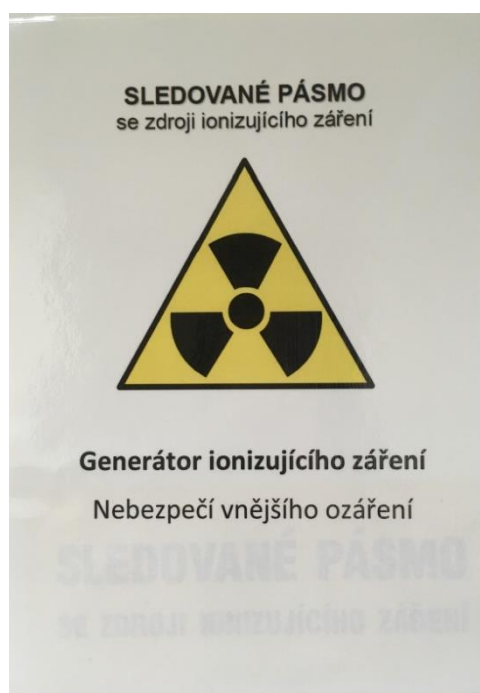
Kategorie pracovníků B

Vztahuje se pro radiační pracovníky, kteří se nezařazují do kategorie A.

2.4.5 Vymezení sledovaného a kontrolovaného pásma

Sledované pásmo

Vymezuje se všude tam, kde by mohlo dojít k ozáření většímu, než je obecný limit pro obyvatelstvo. Tedy efektivní dávka je vyšší než 1 mSv za rok, nebo ekvivalentní dávka by mohla být vyšší než 1/10 limitu ozáření. Platí pro oční čočku, kůži a končetiny. Ve sledovaném pásmu mohou pracovat pouze radiační pracovníci. Vyznačuje se výstražnou tabulkou (Obrázek 4) na všech pracovištích, kde se nachází jednoduché zářiče (kostní denzitometr, veterinární rentgen, zubní rentgen).



Obrázek 4 - Výstražná tabulka označující sledované pásmo [Vlastní zdroj]

Kontrolované pásmo

Vymezuje se tam, kde za běžného provozu nebo za předvídatelných odchylek od běžného provozu ozáření mohla efektivní dávka překročit 6 mSv/rok, nebo ekvivalentní dávka mohla být vyšší než 3/10 limitů pro radiační pracovníky kategorie A. Právo vstupu do kontrolovaného pásma může mít radiační pracovník kategorie A i B, pracovat v něm může pouze radiační pracovník kategorie A. Jedná-li se o osobu, která není pracovníkem, musí se evidovat do Knihy návštěv a je

v doprovodu radiačního pracovníka. Vstup do kontrolovaného pásma je značený výstražnou tabulkou (Obrázek 5). Zde je zavedeno nejen monitorování povrchů, ale také se zavádí monitorování osob pomocí osobních dozimetrů.



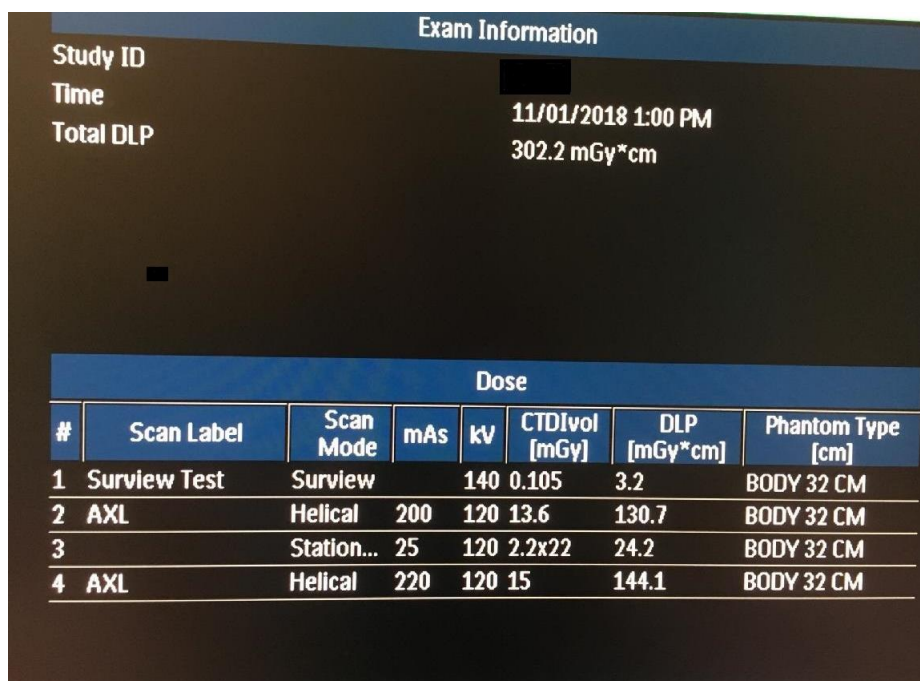
Obrázek 5 - Výstražná tabulka označující kontrolované pásmo [Vlastní zdroj]

3 CÍL PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je porovnání radiační zátěže pacienta a personálu při CT navigovaných intervencích. K porovnání daných hodnot posloužily dva různé CT přístroje, které se nachází v Ústřední vojenské nemocnici v Praze. Každý z nich snímá v různých skiaskopických režimech. První přístroj se nazývá CT Philips Ingenuity Core 128, kde lze nastavit kontinuální, pulzní a klasický režim. Pro svou praktickou část jsem si vybrala pouze dva režimy, kontinuální a pulzní. Druhý přístroj se nazývá CT Siemens SOMATOM Sensation 64, kde lze nastavit klasický kontinuální režim a speciální režim HandCARE. Již z názvu vyplývá, že předpokladem nižší radiační zátěž bude při skiaskopování v režimu HandCARE, který by měl lékaři šetřit oblast ruky při prováděném výkonu.

4 METODIKA

Na základě nasbíraných dat z Ústřední vojenské nemocnice v Praze za sledované období v rozmezí 2016 až 2018 byly vytvořeny tři anonymizované tabulky pacientů. Hodnoty jsem čerpala z Dose reportu, který je součástí každého vyšetření, uložen v PACS uložišti. Přístroj zaznamenává celkovou hodnotu DLP, hodnotu pro každý sken, který se provede, jaké bylo zvolené napětí a proud, hodnoty CTDIvol (Obrázek 6). Jedná se o muže i ženy různého věku, výšky a tělesné váhy. Celkem bylo nasbíráno 75 hodnot. Hodnoty byly vybrány na základě daného intervenčního výkonu. Vybrala jsem si výkony, které nejsou na sobě závislé. Jedná se o periradikulární terapii, drenáže a vertebroplastiku. Před a po provedeném zákroku se provádí kontrolní sken. Situaci jsem musela zohlednit a vybrala jsem hodnoty pouze pro provedenou skiaskopii. Zohlednění situace bylo důležité, protože při praktické části jsem žádný kontrolní sken neprováděla, pouze jsem získávala hodnoty pro čistou skiaskopii. Zajímala jsem se zejména o hodnoty CTDIvol (Kapitola 2. 4. 1).



The image shows a screenshot of a DICOM Dose Report. At the top, under 'Exam Information', the following data is displayed: Study ID (redacted), Time (11/01/2018 1:00 PM), and Total DLP (302.2 mGy*cm). Below this is a table titled 'Dose' with the following columns: #, Scan Label, Scan Mode, mAs, kV, CTDIvol [mGy], DLP [mGy*cm], and Phantom Type [cm].

#	Scan Label	Scan Mode	mAs	kV	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type [cm]
1	Surview Test	Surview	140	0.105	3.2		BODY 32 CM
2	AXL	Helical	200	120	13.6	130.7	BODY 32 CM
3		Station...	25	120	2.2x22	24.2	BODY 32 CM
4	AXL	Helical	220	120	15	144.1	BODY 32 CM

Obrázek 6 - Dozimetrická tabulka jednoho z vyšetření [Ústřední vojenská nemocnice Praha]

Tímto jsem získala skutečné hodnoty, ze kterých jsem spočetla průměr a medián. Výsledkem je, jak přibližně velká radiační zátěž pacienta se při intervenčních výkonech pohybuje v praxi. V tabulce 1, tabulce 2 a tabulce 3 jsou zaznamenány hodnoty.

Následně jsem na přístroji Philips Ingenuity Core 128 provedla pokusné měření. Pro měření jsem si zvolila kontinuální a pulzní režim. Pro získání radiačních dávek jsem použila elektronický dozimetr SOR/R verze DMC 2000, který jsem umístila na referenční místo pacienta, personálu a na ruku intervenujícího lékaře. Zvláštní případ měření radiační zátěže rukou personálu jsem si zvolila, protože u těchto výkonů by se měl brát zřetel na to, že i tato oblast může dostat poměrně vysokou radiační dávku. Pro všechny získané hodnoty byly vytvořeny přehledné tabulky (Kapitola 5 - Výsledky).

Obdobné měření radiační zátěže pacienta, ruky intervenujícího lékaře a personálu jsem provedla na přístroji Siemens Somatom Sensation 64. Zvolila jsem si klasický kontinuální režim a režim HandCARE. Získané hodnoty jsem zaznamenala do přehledných tabulek (Kapitola 5 - Výsledky).

Speciální softwarová technika režimu HandCARE redukuje dávku při CT navigovaných intervencích. V tomto úhlu se očekávají ruce intervenujícího lékaře. Při použití režimu HandCARE si lze navolit stranu, kde stojí lékař, aby radiační dávka ve zvoleném kvadrantu mohla být pro ruku redukována. Režim HandCARE se nastavuje u starších přístrojů ve dvou kvadrantech od 0° do 90°, od 270° do 360°. Postupem inovací technologie lze nastavit již 3 kvadranty. První je od 10° do 100°, druhý kvadrant je od 260° do 350° a třetí kvadrant je od 315° do 45°. Na přístroji, kde jsem prováděla pokusné měření, lze nastavit dva kvadranty. Uvádí se, že ochranná funkce by měla snížit dávku na ruce intervenujícího lékaře až o 50 %, ale vede k růstu dávky na kůži pacienta ve spodní části o přibližně 50 %.

Naměřené hodnoty CTDI_{vol} jsou uvedeny v přehledně vytvořených tabulkách (Kapitola 5 - Výsledky).

Dále jsem provedla porovnání získaných hodnot v určitých zvolených oblastí uložení dozimetru, volbě skiaskopických režimů a dvou různých firem CT přístrojů.

Na závěr jsem provedla porovnání hodnot z Dose reportů s naměřenými hodnotami získaných při pokusném měření. Vzhledem k tomu, že hodnoty z Dose reportů jsou vztaženy pouze na pacienta, tak jsem si zvolila hodnoty (fantom) z pokusného měření. Aby hodnoty získané z pokusného měření mohly být srovnatelné s hodnotami v běžné praxi, přepočítala jsem je na stejnou veličinu efektivní dávku (ED), pomocí K-faktoru.

K-faktor (koeficient) vážení tkáně je založený na oblasti skenované anatomické oblasti. Pomocí K-faktoru získáme efektivní dávku. Efektivní dávka slouží k hodnocení míry stochastických účinků a souvisí jednoznačně s povrchovou dávkou. Pro každou anatomickou oblast byla vytvořena obecná tabulka, kde je uvedena hodnota K-faktoru (Obrázek 7). Hodnoty K-faktoru jsou rozděleny pro děti různých věkových kategorií a dospělé. Pro získání efektivní hodnoty jsem použila vzorec:

$$ED = DLP \cdot k$$

Vzhledem k tomu, že porovnávám hodnoty naměřené a hodnoty z Dose reportů, tak vybrané výkony se provádějí v oblasti břicha. Pro výpočet byl tedy zvolen K-faktor pro oblast břicha.

Conversion factor from DLP to Effective Dose in [mSv/(mGy·cm)]					
Region of the Body	0-year-old	1-year-old	5-year-old	10-year-old	Adult
Head and neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen and pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Obrázek 7 – Tabulka K-faktorů [22]

5 VÝSLEDKY

Soubor pro každý výkon tvoří 25 pacientů. Jedná se o nezávislý poměr mužů a žen různého věku, váhy, výšky. Pro každý výkon jsem vytvořila samostatně přehlednou tabulku, kde je výčet hodnot DLP (mGy · cm), CTDIvol (mGy) a o jaké vyšetření se jedná. Na konci každé tabulky je vždy spočten průměr a medián pro hodnoty DLP a CTDIvol. Výkony byly zvoleny jen pro přehled, jak velká radiační zátěž se pohybuje v běžné praxi.

Tabulka 1- Hodnoty uvedené pro PRT

Pacient	DLP (mGy x cm)	CTDIvol (mGy)	Vyšetření
1.	4,4	8,8	Periradikuloterapie
2.	7,7	15,4	Periradikuloterapie
3.	8,55	17,1	Periradikuloterapie
4.	8,8	17,6	Periradikuloterapie
5.	10,2	20,4	Periradikuloterapie
6.	10,4	20,8	Periradikuloterapie
7.	13,2	26,4	Periradikuloterapie
8.	13,65	27,3	Periradikuloterapie
9.	16,5	33	Periradikuloterapie
10.	17,2	34,4	Periradikuloterapie
11.	19	38	Periradikuloterapie
12.	22,3	44,6	Periradikuloterapie
13.	22,35	44,7	Periradikuloterapie
14.	22,4	44,8	Periradikuloterapie
15.	24,2	48,4	Periradikuloterapie
16.	25,5	51,1	Periradikuloterapie
17.	25,85	51,7	Periradikuloterapie
18.	41	82	Periradikuloterapie
19.	42,25	84,5	Periradikuloterapie
20.	43	86	Periradikuloterapie
21.	45,4	90,8	Periradikuloterapie
22.	48,8	97,6	Periradikuloterapie
23.	52	104	Periradikuloterapie
24.	90,5	181	Periradikuloterapie
25.	123,4	246,8	Periradikuloterapie
Průměr	30,34	60,69	
Medián	22,35	44,7	

V tabulce 1 jsou zaznamenány hodnoty pro PRT. Zde můžeme vidět, že průměrná dávka hodnoty CTDIvol u provedeného výkonu v praxi je přibližně 60,69 (mGy) a medián je 44, 7. Taktéž pro hodnoty DLP je průměrná dávka 30,34 (mGy · cm) a medián 22,35.

Tabulka 2- Hodnoty uvedené pro drenáže

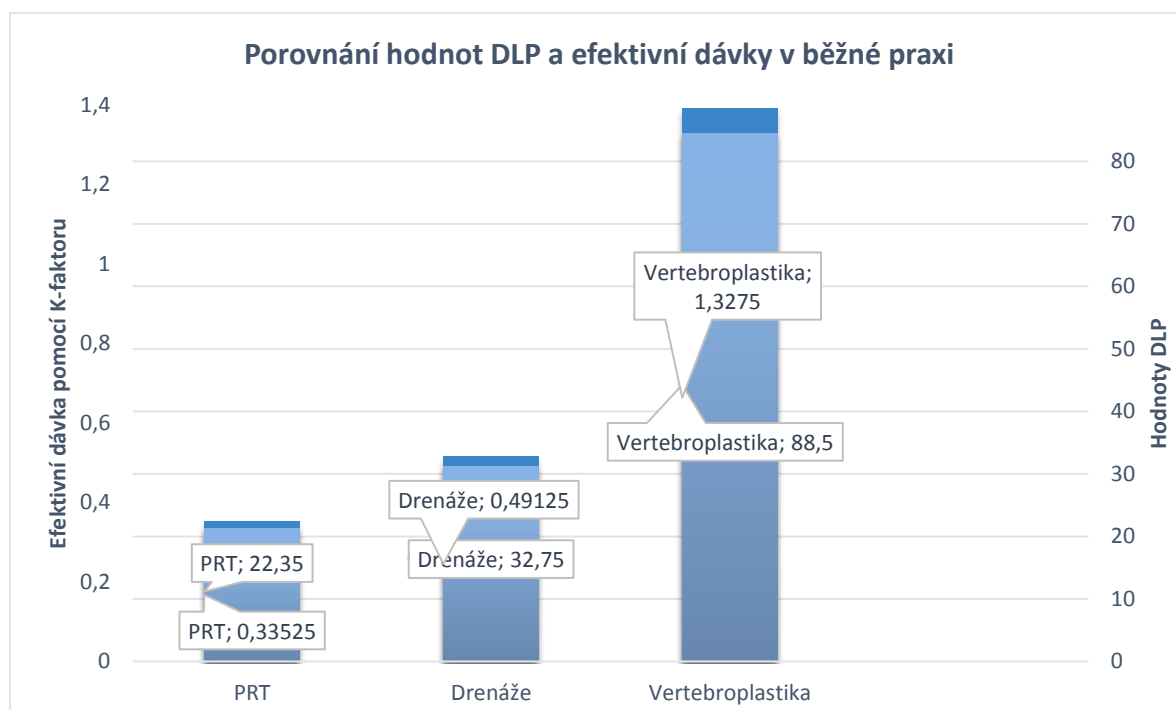
Pacient	DLP (mGy x cm)	CTDIvol (mGy)	Vyšetření
1.	8,5	17	Drenáže
2.	17,15	34,3	Drenáže
3.	15,5	31	Drenáže
4.	17,15	34,3	Drenáže
5.	10,26	30,8	Drenáže
6.	20,75	41,5	Drenáže
7.	26,1	52,2	Drenáže
8.	30,9	61,8	Drenáže
9.	71,5	143	Drenáže
10.	32,75	65,5	Drenáže
11.	17,15	34,3	Drenáže
12.	36,05	72,1	Drenáže
13.	39,2	78,4	Drenáže
14.	41,05	82,1	Drenáže
15.	131,5	263	Drenáže
16.	32,7	65,4	Drenáže
17.	32,25	64, 5	Drenáže
18.	71,5	143	Drenáže
19.	38	76	Drenáže
20.	119	138	Drenáže
21.	15,4	30,8	Drenáže
22.	115,5	231	Drenáže
23.	189,5	379	Drenáže
24.	131,5	263	Drenáže
25.	110,4	552	Drenáže
Průměr	54,85	121,65	
Medián	32,75	68,8	

V tabulce 2 jsou zaznamenány hodnoty pro drenáže. Zde můžeme vidět, že průměrná dávka hodnoty CTDIvol u provedeného výkonu v praxi je přibližně 121,65 (mGy) a medián je 68,8. Taktéž pro hodnoty DLP je průměrná dávka 54,85 (mGy · cm) a medián 32,75. Můžeme říci, že průměr hodnot CTDIvol je téměř dvojnásobkem průměrné dávky, než u provedeného výkonu PRT.

Tabulka 3- Hodnoty uvedené pro vertebroplastiky

Pacient	DLP (mGy x cm)	CTDIvol (mGy)	Vyšetření
1.	59,5	119	Vertebroplastiky
2.	31,25	62,5	Vertebroplastiky
3.	89,5	179	Vertebroplastiky
4.	77,5	155	Vertebroplastiky
5.	107,5	215	Vertebroplastiky
6.	137	274	Vertebroplastiky
7.	87,5	175	Vertebroplastiky
8.	75,5	151	Vertebroplastiky
9.	29,2	58,4	Vertebroplastiky
10.	89,5	179	Vertebroplastiky
11.	75,5	151	Vertebroplastiky
12.	87,5	175	Vertebroplastiky
13.	147	294	Vertebroplastiky
14.	110,5	221	Vertebroplastiky
15.	125,5	251	Vertebroplastiky
16.	131,5	263	Vertebroplastiky
17.	68	136	Vertebroplastiky
18.	110	220	Vertebroplastiky
19.	434,5	869	Vertebroplastiky
20.	82	164	Vertebroplastiky
21.	84	168	Vertebroplastiky
22.	74	148	Vertebroplastiky
23.	105	210	Vertebroplastiky
24.	114,5	229	Vertebroplastiky
25.	111,5	223	Vertebroplastiky
Průměr	105,56	224,74	
Medián	88,5	179	

V tabulce 3 jsou zaznamenány hodnoty pro vertebroplastiku. Zde můžeme vidět, že průměrná dávka hodnoty CTDIvol u provedeného výkonu v praxi je přibližně 224,74 (mGy) a medián je 179. Taktéž pro hodnoty DLP je průměrná dávka 105,56 (mGy · cm) a medián 88,5. Můžeme říci, že průměr hodnot CTDIvol je téměř dvojnásobkem průměrné dávky, než u drenáží a téměř čtyřnásobkem průměrné dávky, než u výkonu PRT.



Obrázek 8 - Graf porovnání hodnot DLP a efektivní dávky v běžné praxi

Na obrázku 8 můžeme vidět přepočtené hodnoty DLP, které jsem získala z Dose reportů. Hodnoty jsem přepočítala na efektivní dávku pomocí K-faktoru, pro oblast břicha (0,015), abychom měli srovnání skutečných hodnot, které uvádí efektivní dávka. Byly použity hodnoty zvolené pro medián PRT, drenáží a vertebroplastik.

Cílem bylo zjistit, jak velká řádová zátěž je u zvolených typů zákroků. Z obrázku 8 můžeme říci, že průměrné hodnoty CTDIvol, které se uvádějí v běžné praxi při prováděných výkonech, připadá na PRT nejmenší radiační zátěž pro pacienta a nejvyšší radiační zátěž při výkonu vertebroplastiky. Samozřejmě musíme zohlednit i to, že radiační zátěž se u každého pacienta liší. Radiační zátěž může být ovlivněna manuální zručností intervenujícího lékaře a obtížnosti výkonu.

Tabulka 4 - Parametry nastavení kontinuálního režimu na CT Philips Ingenuity Core 128

Parametry nastavení kontinuálního režimu CT Philips Ingenuity Core 128	
Kolimace	8 x 0,625
Doba jedné otočky	0,5 s
kV	120
Průměrný proud	25 mAs
CTDIvol	8,7 mGy/ s
DLP	4,4 mGy * cm/ s
Akumulovaná dávka CTDIvol	153 mGy
Akumulovaná dávka DLP	77 mGy* cm

Tabulka 5 - Parametry nastavení pulzního režimu na CT Philips Ingenuity Core 128

Parametry nastavení pulzního režimu CT Philips Ingenuity Core 128	
Kolimace	8 x 0,625
Doba jedné otočky	0,5 s
kV	120
Průměrné proud	25 mAs
CTDIvol	2,2 x 20 mGy
DLP	1,1 x 20 mGy * cm
Akumulovaná dávka CTDI	153 mGy
Akumulovaná dávka DLP	77 mGy * cm

Tabulka 6 - Parametry nastavení režimu HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64

Siemens Somatom Sensation 64 s režimem HandCARE	
CTDIvol	5,75 mGy/ s (32 cm fantom)
DLP	8,27 mGy x cm/ s
mAs	40
kV	120
Vrstva	4,8 mm (12 x 1, 2 mm)
Posun stolu	2,5 mm
Rotace	0,5 s

Tabulka 7 - Parametry nastavení bez režimu HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64

Siemens Somatom Sensation 64 bez režimu HandCARE	
CTDIvol.	7,96 mGy/ s (32 cm fantom)
DLP	11,46 mGy x cm/ s
mAs	40
kV	120
Vrstva	4,8 mm (12 x 1,2 mm)
Posun stolu	2,5 mm
Rotace	0,5 s

Následně jsem se zabývala měřením radiačních dávek na dvou různých CT přístrojích, které se liší skiaskopickými režimy. Pro první měření jsem si zvolila CT přístroj od firmy Philips, typ přístroje Philips Ingenuity Core 128. Provedla jsem dvě pokusná měření. V tabulce 4 jsou zaznamenány parametry, které byly přednastaveny dle přístroje. V druhém pokusném měření jsem zvolila pulzní režim. V tabulce 5 jsou zaznamenány parametry, které byly přednastaveny dle přístroje.

Následně jsem provedla pokusné měření, kdy jsem si zvolila CT přístroj od firmy Siemens, typ přístroje Siemens Somatom Sensation 64. Při prvním pokusném měření jsem si zvolila režim HandCARE. V tabulce 6 jsou zaznamenány parametry, které byly přednastaveny dle přístroje. Obdobně jsem prováděla druhé pokusné měření při zvolení režimu, který byl již bez HandCARU. V tabulce 7 jsou zaznamenány parametry, které byly přednastaveny dle přístroje.

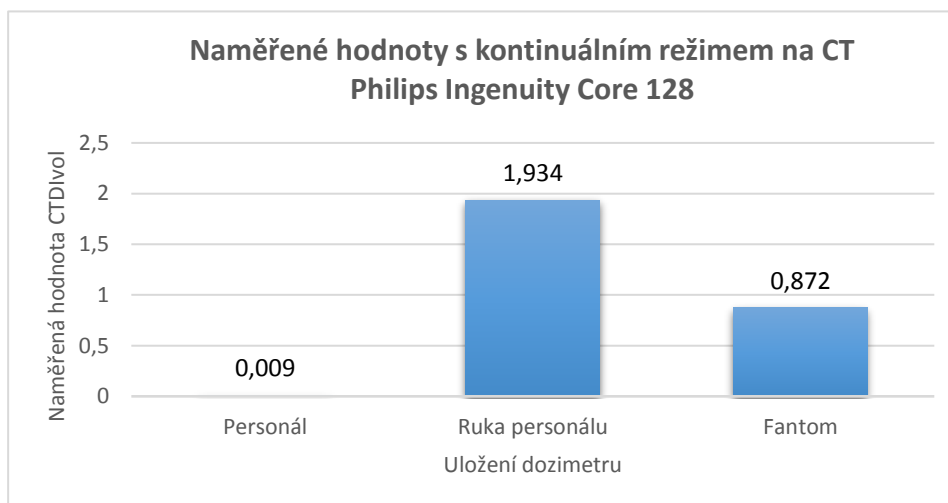
K výše zmíněným pokusným měřením jsem použila elektronické dozimetry a fantom, který simuluje pacienta. Vybrala jsem tři oblasti pro uložení dozimetrů. Dozimetry byly uloženy na referenční místo personálu (intervenujícího lékaře), fantom (simulující pacienta) a oblast ruky intervenujícího lékaře.

Vzhledem k tomu, že režim HandCARE, již z názvu nám napovídá, by měl šetřit oblast ruky intervenujícího lékaře, proto jsem se pro tuto oblast rozhodla. Jednak na fantom a personál se vztahuje celotělová dávka, která nám představuje hodnoty pro efektivní dávku.

V přehledně vytvořené tabulce 4, tabulce 5, tabulce 6 a tabulce 7 můžeme vidět použití skiaskopických režimů, jaké akviziční parametry se při vyšetření nastavují. Akviziční parametry dvou různých přístrojů se liší. V tabulce 6, CT od firmy Siemens má navíc přednastavený parametr pro posun. Také mohu říci, že každá firma má své názvy akvizičních parametrů. Například CT od firmy Siemens uvádí akviziční parametr „vrstvu“, což je ekvivalentní název „kolimace“, kterou uvádí CT od firmy Philips.

Tabulka 8 - Naměřené hodnoty z přístroje CT Philips Ingenuity Core 128 s kontinuálním režimem

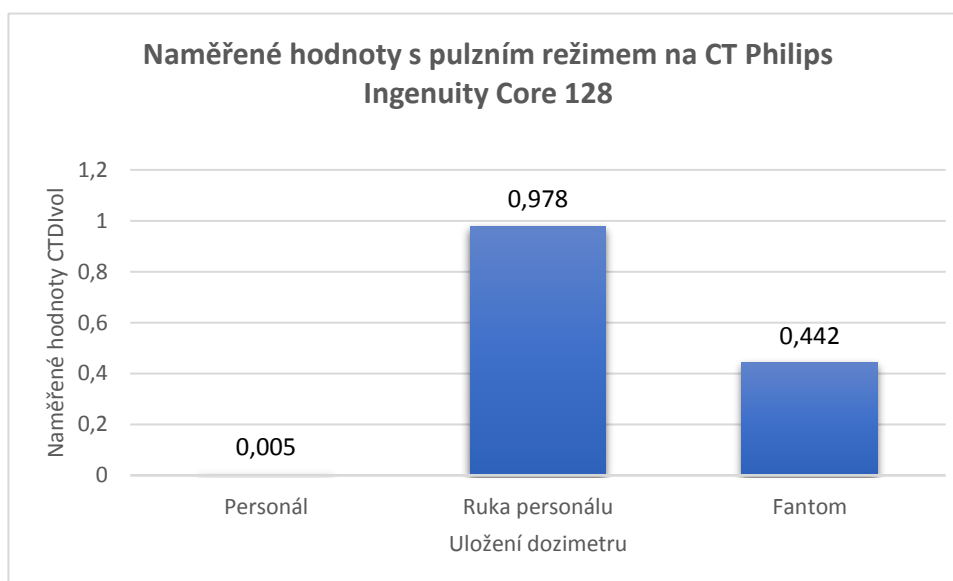
Hodnoty z přístroje CT Philips Ingenuity Core 128 se zvoleným kontinuálním režimem	
Uložení dozimetru	Akumulovaná dávka
Personál	0,009 mSv
Ruka personálu	1,934 mSv
Fantom	0,872 mSv



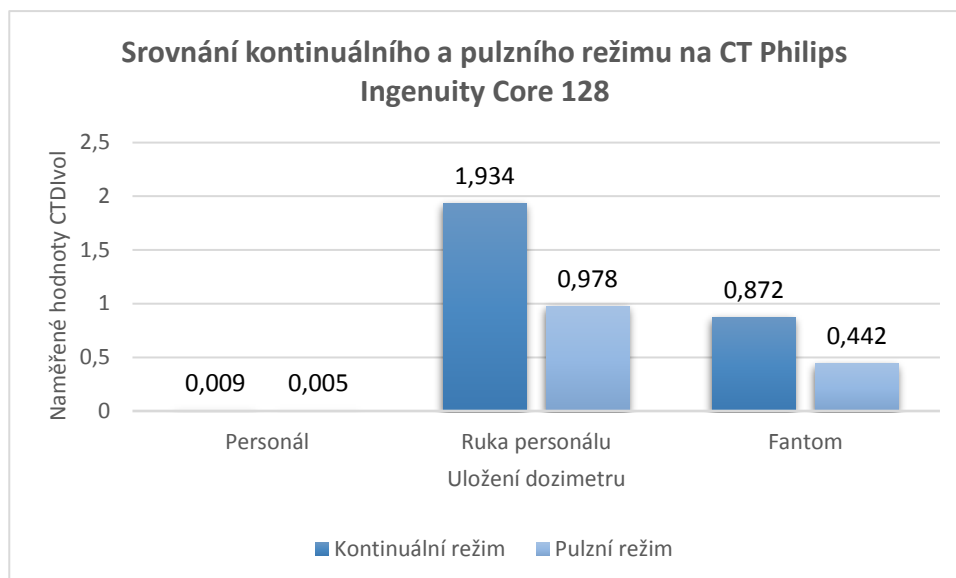
Obrázek 9 - Graf naměřených hodnot s kontinuálním režimem na CT Philips Ingenuity Core 128

Tabulka 9 - Naměřené hodnoty na přístroji CT Philips Ingenuity Core 128 s pulzním režimem

Hodnoty z přístroje CT Philips Ingenuity Core 128 se zvoleným pulzním režimem	
Uložení dozimetru	Akumulovaná dávka
Personál	0,005 mSv
Ruka personálu	0,978 mSv
Fantom	0,442 mSv



Obrázek 10 - Graf naměřených hodnot s pulzním režimem na CT Philips Ingenuity Core 128



Obrázek 11 - Graf znázorňující srovnání radiační zátěže kontinuálního a pulzního režimu na CT Philips Ingenuity Core 128

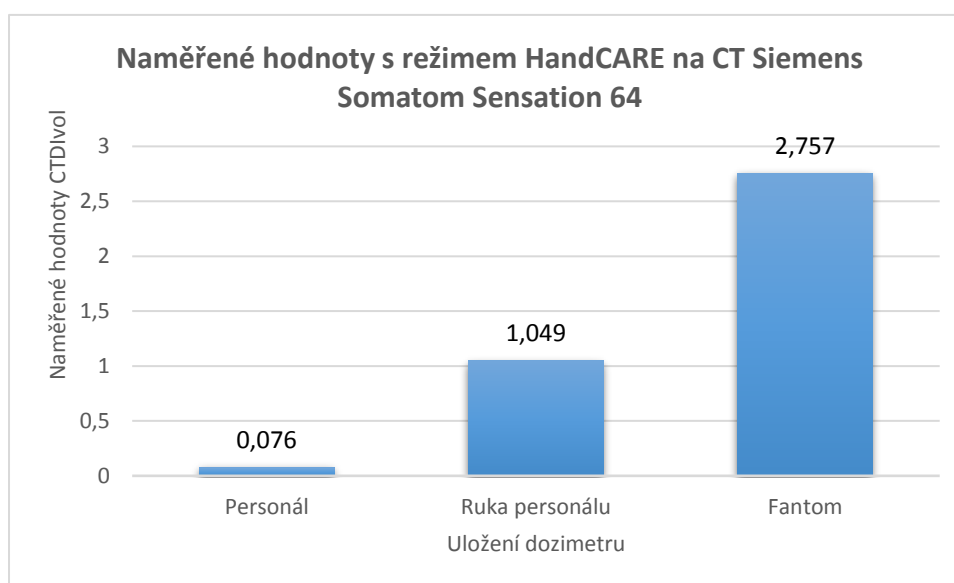
Tabulka 8 a tabulka 9 obsahuje získané hodnoty při prvním pokusném měření na přístroji CT Philips Ingenuity Core 128. Tabulka 8 tvoří hodnoty pro zvolený kontinuální skiaskopický režim. Tabulka 9 tvoří hodnoty pro zvolený pulzní režim. Na obrázku 9 a obrázku 10 mohu zhodnotit ze získaných hodnot radiační zátěž při různě zvolených skiaskopických režimech.

Tímto mohu říci, že při volbě kontinuálního skiaskopického režimu obdrží téměř dvojnásobně vyšší radiační zátěž (personál, ruka intervenujícího lékaře, fantom), než při nastavení pulzního režimu. Obrázek 11 ukazuje přehledné srovnání dvou skiaskopických režimu.

V tabulce 4 a tabulce 5 můžeme vidět, že dle přednastavených akvizičních parametrů, kde hodnoty CTDIvol byly také dvojnásobkem rozdílných hodnot, se při pokusném měření potvrdily.

Tabulka 10 - Naměřené hodnoty CT Siemens SOMATOM Sensation 64 s režimem HandCARE

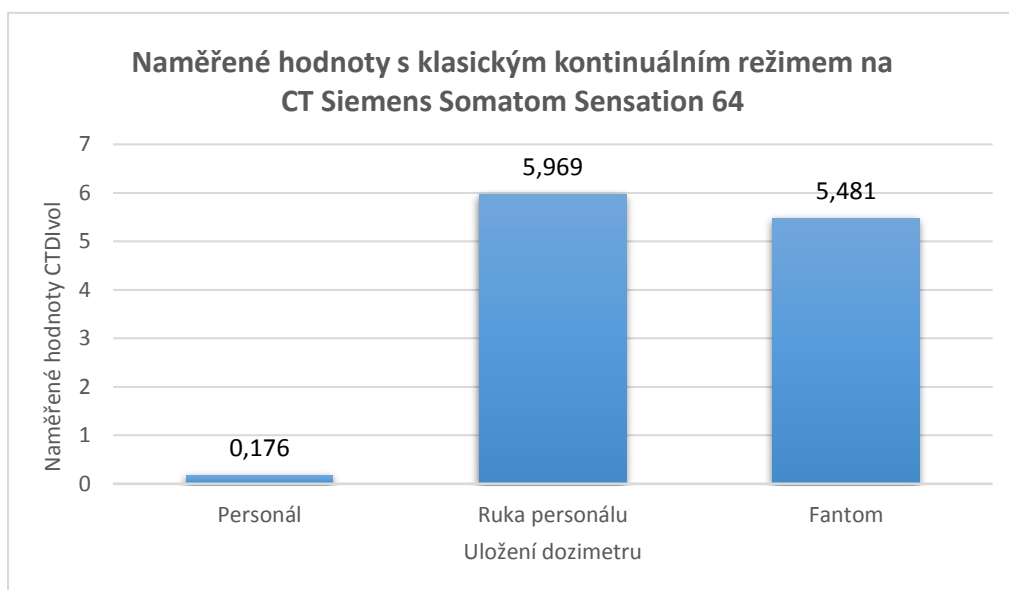
Hodnoty CT Siemens SOMATOM Sensation 64 s režimem HandCARE	
Uložení dozimetru	Akumulovaná dávka
Personál	0,076 mSv
Ruka personálu	1,049 mSv
Fantom	2,757 mSv



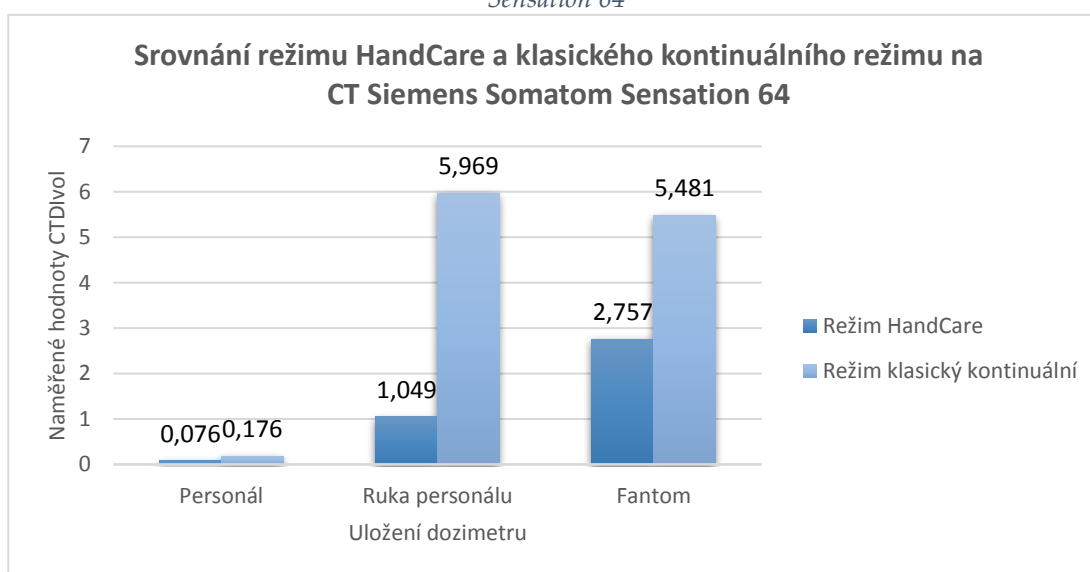
Obrázek 12 - Graf naměřených hodnot s režimem HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64

Tabulka 11 - Naměřené hodnoty na CT Siemens SOMATOM Sensation 64 bez režimu HandCARE

Hodnoty CT Siemens SOMATOM Sensation 64 bez režimu HandCARE	
Uložení dozimetru	Akumulovaná dávka
Personál	0,176 mSv
Ruka personálu	5,969 mSv
Fantom	5,481 mSv



Obrázek 13 - Graf naměřených hodnot s klasickým kontinuálním režimem na CT Siemens Somatom Sensation 64



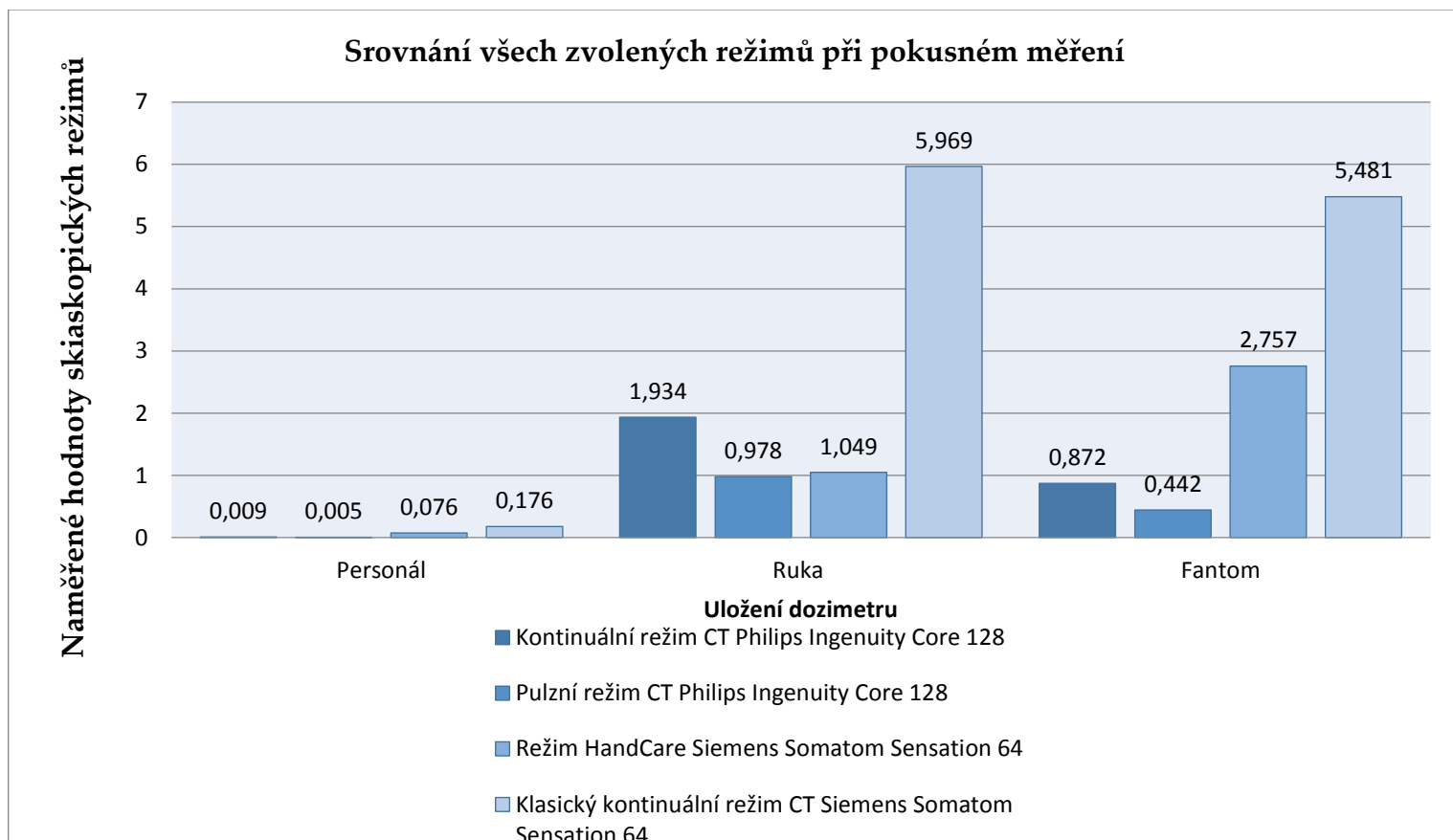
Obrázek 14 - Graf pro srovnání režimu HandCARE a klasického kontinuálního režimu na CT Siemens Somatom Sensation 64

Při druhém pokusném měření, které jsem prováděla na přístroji CT Siemens Somatom Sensation 64 jsem získala hodnoty pro dvě různá skiaskopická měření. Jediným rozdílem od prvního měření je volba skiaskopických režimů. Přehledně jsem vytvořila tabulku 10, tabulku 11 a obrázek 12, obrázek 13. V prvním měření byl zvolen režim HandCARE. V druhém měření byl zvolen klasický kontinuální režim bez HandCARU.

Na obrázku 14 je porovnání dvou zvolených skiaskopických režimů. Obrázek 14 nám říká, že volba skiaskopického režimu HandCARE pro personál a fantom (simulující pacienta) obdrží téměř dvojnásobně nižší dávku, než při zvolení skiaskopického klasického kontinuálního režimu. Zajímavé je, že oblast rukou

intervenujícího lékaře při režimu HandCARE obdrží téměř až šestinásobně menší dávku, než při klasickém kontinuálním režimu.

Tímto mohu tvrdit, že režim HandCARE na tomto přístroji od firmy Siemens opravdu vzhledem k získaným radiačním dávkám šetří oblast rukou intervenujícího lékaře.



Obrázek 15 - Graf pro srovnání všech zvolených skiaskopických režimů při pokusném měření na dvou různých CT přístrojích od firmy Philips a Siemens

V obrázku 15 můžeme vidět zaznamenané hodnoty, vždy jen pro každou oblast uloženého dozimetru a pro zvolený skiaskopický režim. Jedná se o porovnání dvou různých CT přístrojů. CT od firmy Philips, který již zmiňuji výše, byl zvolen kontinuální a pulzní režim. CT od firmy Siemens, kde byl zvolen režim HandCARE a klasický kontinuální režim.

Vzhledem k radiační zátěži mohu tvrdit z naměřených hodnot, že personál obdrží nejmenší dávku 0,005 mSv při volbě pulzního skiaskopického režimu na CT od firmy Philips a mnohonásobně větší dávku 0,176 mSv při volbě klasického kontinuálního režimu na CT od firmy Siemens.

Dále mohu tvrdit, že až šestinásobně menší radiační zátěž obdrží oblast ruky intervenujícího lékaře při volbě pulzního režimu na CT od firmy Philips a největší radiační zátěž obdrží tato oblast při volbě klasického kontinuálního režimu od firmy Siemens.

Poslední porovnání radiační zátěže je u pacienta. Opět mohu potvrdit, že až dvanáctinásobně menší radiační zátěž obdrží pacient při volbě pulzního režimu na CT od firmy Philips a největší radiační zátěž při volbě klasického kontinuálního režimu na CT od firmy Siemens.

Již výše zmíněná porovnání mohu závěrem shrnout, že nejšetrnější radiační ochrana je volba pulzního režimu od firmy Philips.

6 DISKUZE

Bakalářská práce se věnuje problematice radiační zátěže při CT navigovaných intervencích. Cílem bakalářské práce bylo porovnat radiační zátěž pacienta a personálu při použití dvou různých CT přístrojů, kdy každý z nich snímá v různých skiaskopických režimech. Všechna měření byla provedena v Ústřední vojenské nemocnici v Praze mimo běžný provoz.

Na základě volby skiaskopických režimů bych se chtěla zabývat porovnáním z několika hledisek, která uvedu níže.

Nejdříve se zabývám radiační zátěží při volbě tří zcela různých vyšetření. Získané hodnoty jsou zaznamenány v přehledně vytvořených tabulkách (Tabulka 1, 2, 3). Zajímala jsem se především o hodnoty CTDI_{vol}, ale v již zmíněných tabulkách jsou zaznamenány i hodnoty DLP. Hodnoty se týkají pouze čisté skiaskopie, což znamená, že uvedené hodnoty jsou bez kontrolního skenu, který se provádí před a po výkonu. Tuto situaci jsem zohlednila z důvodu, že při pokusném měření jsem žádný kontrolní sken neprováděla. Jak je již známo, hodnota DLP je přepočtem z hodnoty CTDI_{vol}, která je násobena počtem skenů a kolimace. Z Dose reportů jsem si vypsala hodnoty pouze pro čistou skiaskopii. Zde je spočten průměr či medián zvolených výkonů. Nebylo cílem porovnat je mezi sebou, protože každý výkon je jinak náročný a je pochopitelné, že bude mít zcela odlišnou radiační zátěž, což nám ukazuje přehledně vytvořený obrázek 8. Vzhledem k tomu, že jsem neměla k dispozici hodnoty skiaskopických časů, tak jsem určený medián hodnot DLP přepočítala pomocí K-faktoru na efektivní dávku, která nám určuje skutečné hodnoty v běžné praxi. Vypočtené hodnoty jsem vydělila hodnotou, kterou jsem získala při pokusném měření (oblast fantomu), kde byl zvolen kontinuální režim. Výsledná hodnota nám ukazuje předpokládaný skiaskopický čas. Při vypočtené hodnotě mediánu u výkonu PRT se mohl skiaskopický čas pohybovat cca 38,98 s. Dále při vypočtené hodnotě mediánu u výkonu drenáže se mohl skiaskopický čas

pohybovat cca 59,99 s a při výkonu vertebroplastiky cca 156,09 s. Tímto bych mohla říci, že v Ústřední vojenské nemocnici byl pro tyto výkony použit kontinuální režim. Kdybychom místo toho použili pulzní režim, tak pacient obdrží podstatně menší radiační zátěž. Nicméně, jak jsem již jednou zmínila, tak výkony jsou zcela odlišné, tudíž se radiační zátěž liší. Hodnoty, které pacient obdrží, jsou závislé na několika hlediscích. Příkladem bych uvedla výšku a váhu pacienta, kdy použijeme menší (štíhlý pacient) nebo větší napětí (obézní pacient) a proud, tímto se zvýší nebo sníží radiační zátěž. Dalším z hledisek může být manuální zručnost intervenujícího lékaře, spolupráce pacienta a obtížnost výkonu. Při vertebroplastice se může provádět výkon nejen u jednoho obratlového těla, ale také u vyšetření vícero obratlových těl, kdy vznikne větší radiační zátěž. Proto nám tyto hodnoty pouze ukazují, jak velká radiační zátěž se pohybuje v běžné praxi.

Při použití skioskopie vzniká celá řada, několika obtíží. V celém průběhu expozice se primární svazek nekonzentruje pouze do jednoho místa, ale koncentruje se také do okolí. Tímto vzniká ozáření nejen u pacienta, ale také pohybujícího se personálu. Při těchto výkonech je důležité brát zřetel na intervenujícího lékaře a jeho oblast rukou, které jsou při intervenčním výkonu soustředěny především v místě primárního svazku záření CT gantry. Vzhledem k tomu, že lékař manipuluje s jehlou, tak nemá velkou možnost omezit pohyb rukou v místě primárního svazku.

Předpokladem bylo také zjistit, zda a do jaké míry vzniká redukce při volbě skioskopických režimů.

Získané hodnoty při pokusných měřeních se liší od získaných hodnot z Dose reportů tím, že naměřené hodnoty byly získány mimo běžný provoz pracoviště, kdežto hodnoty z Dose reportů byly získány za běžného provozu.

Tím, že pokusné měření neprobíhalo za běžných podmínek, tak jsem si musela pacienta a personál nasimulovat. Pro každé pokusné měření byl použit fantom, který simuloval pacienta (Obrázek 17, Obrázek 19). Dále byla použita učební pomůcka (kostra člověka), která simulovala personál (Obrázek 17). Stejně jako za běžných podmínek byly použity ochranné stínící pomůcky pro personál (olověná zástěra). Pro získání hodnot jsem použila tři elektronické dozimetry, které byly umístěny na referenční místo. Dozimetr byl uložen na referenční místo personálu, ruku intervenujícího lékaře a fantom.

První pokusné měření jsem provedla na CT přístroji od firmy Philips. Zde jsem si zvolila kontinuální režim a následně pulzní režim. Obrázek 11 ukazuje porovnání volby kontinuálního a pulzního režimu provedené na CT přístroji od firmy Philips. Zde můžeme vidět rozdíly získaných hodnot radiační zátěže. Z hlediska principu ALARA by volba pulzního režimu vedla k co nejmenší radiační zátěži. Na již výše odkázaném obrázku 11 je vidět, že personál, ruka intervenujícího lékaře a fantom obdrží až dvojnásobně menší radiační zátěž při volbě pulzního režimu.

Druhé pokusné měření jsem provedla na CT přístroji od firmy Siemens. Zde jsem zvolila volbu režimu HandCARE a klasického kontinuálního režimu. Na obrázku 14 jsou vidět naměřené hodnoty z pokusného měření. Na základě principu ALARA, pro obdržení co nejmenší radiační zátěže pro personál, ruku intervenujícího lékaře a fantoma připadá volba režimu HandCARE, což bylo předpokladem.

Následně jsem vytvořila přehledný obrázek 15, kde je uvedeno porovnání všech zvolených skiaskopických režimů vztažené vždy na určitou oblast uložení dozimetru. Výsledné hodnoty znázorňují, že nejmenší radiační zátěž obdrží lékař. Samozřejmě je tu spousta hledisek, která to ovlivňují. Prvním z nejvíce důležitých hledisek je ovlivnění směru kolimace svazku a především, jak je známo z radiační ochrany, vzdálenost personálu (lékaře) od zdroje IZ, kdy příkon dávky klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Dále to může být volba skiaskopického

režimu. Následně již několikrát zmíněna manuální zručnost intervenujícího lékaře, kdy nemusí provádět několik kontrolních skenů. Tímto je ovlivněna radiační dávka nejen pro pacienta, ale také pro personál. Váha a výška pacienta také ovlivňuje radiační zátěž.

Předpokladem také bylo, že volba skiaskopického režimu HandCARE měla co nejvíce redukovat dávku na oblast ruky, tedy i personál a fantom. Jak jsem již zmínila v kapitole Metodika, co režim HandCARE znamená. V určitých zvolených kvadrantech dochází k redukci dávky a novější přístroj má dosahovat výrazně nižších dávek. Tímto by zvolené oblasti měly obdržet co nejmenší radiační zátěž. Při mém pokusném měření se mohl zvolit pouze jeden ze dvou kvadrantů, protože měření bylo provedeno na CT přístroji, který ještě tyto kvadranty nemá inovované. Na obrázku 23 je vidět, že pro mé měření byla dominantní strana levá, protože jsem zde měla umístěný personál (kostra člověka). Jedná se tedy o kvadrant od 270° do 360°. Tím, že ve zvoleném kvadrantu dochází k redukci dávky, tak bylo předpokladem, že dávka bude opravdu nejnižší pro všechny zvolené oblasti, protože se nebude produkovat IZ po celou dobu expozice, tedy po dobu jedné otočky 360°. Naměřené hodnoty potvrdily, že tomu tak není. Z obrázku 15 mohu říci, že nejmenší radiační zátěž pro všechny oblasti byla dosažena při volbě pulzního režimu na CT přístroji od firmy Philips.

Také bych se chtěla zaměřit z hlediska volby režimu HandCARE pouze na oblast ruky intervenujícího lékaře. Tímto bych chtěla porovnat skiaskopické režimy pro tuto oblast. Na CT přístroji Philips při volbě kontinuálního režimu byla naměřena hodnota pro oblast ruky 1,934 mSv a při volbě pulzního režimu byla naměřena hodnota 0,978 mSv. Proto mohu říci, že volba pulzního režimu vede k redukci dávky téměř o 50 %, než při volbě kontinuálního režimu. Dále mohu tvrdit, že volba režimu HandCARE pro oblast ruky intervenujícího lékaře vede k opravdu velké redukci dávky ve srovnání s klasickým kontinuálním režimem až o cca 80 %.

Následně bych chtěla zmínit, že z již naměřených hodnot pro fantom a oblast ruky intervenujícího lékaře připadla radiační zátěž neobvykle. Na obrázku 15, kde je shrnutí porovnání volby všech skiaskopických režimů, je značný rozdíl v radiačních dávkách, kdy na oblast ruky připadne podstatně větší radiační zátěž (neberu v úvahu režim HandCARE, který opravdu tuto oblast šetří), než na oblast fantomu (simulujícího pacienta). Volba kontinuálního, pulzního a klasického kontinuálního režimu vychází hodnoty na oblast ruky vždy vyšší, než pro oblast fantomu (simulující pacienta). Volba kontinuálního a pulzního režimu připadne na oblast ruky intervenujícího lékaře až dvojnásobně vyšší radiační zátěž, než pro oblast fantomu (simulující pacienta). Zvláštním případem je volba klasického kontinuálního režimu na CT přístroji Siemens, kde radiační zátěž pro oblast ruky intervenujícího lékaře není dvojnásobná, jako u výše zmíněných skiaskopických režimů, ale liší se pouze o 0,488 mSv, lépe o 4 %. Volba režimu HandCARE poukazuje na to, že volba tohoto režimu se stává aktivní, protože na oblast rukou intervenujícího lékaře opravdu připadne menší radiační zátěž až o 50 %. Naopak volba kontinuálního a pulzního režimu na CT přístroji Philips bude ochranou pasivní. K zamyšlení, proč tomu tak může být je, že při pokusném měření elektronický dozimetr byl umístěn uvnitř fantomu, zatímco na oblast ruky byl dozimetr ve styku se vznikajícím primárním svazkem, zpětným rozptylem a ve zbytku otáčky se sekundárním zářením, které prošlo fantomem, který simuloval pacienta. Také ruka intervenujícího lékaře byla po celou dobu rotace rentgenky, ze které vychází IZ, stejně tak jako fantom (simulující pacienta). Důkazem může být i to, že simulovaná ruka byla nad oblastí fantomu. Během rotace rentgenky vzniká IZ, které vychází ze zdroje – rentgenka. Vzniklé primární záření je větším rizikem pro radiační zátěž, než sekundární záření. Také víme, že IZ proniká do oblasti těla a následně vzniká sekundární záření, které lidský organismus nezatěžuje tolik, jako primární svazek záření. Tím, že oblast ruky intervenujícího lékaře byla v oblasti nad fantomem, mohu předpokládat, že obdržela převážně proto větší procento radiační zátěže ze vzniklého primárního záření, než oblast fantomu.

Vzhledem k tomu, že mé měření probíhalo za normálních podmínek, kdy byl zvolen fantom (simulující pacienta), mohu tvrdit, že i přes nejmenší zvolené hodnoty u daných výkonů může být radiační zátěž redukována. Samozřejmě mohly být hodnoty ovlivněny především délkou vyšetření, nastavením akvizičních parametrů a také délkou vyšetřované oblasti, ale to už zpětně nelze zjistit, pouze to můžeme předpokládat.

V poslední části bych se chtěla zabývat případně vzniklým odchylkám. Uvádím, že pokusné měření při volbě všech skiaskopických režimů jsem provedla pouze jednou, proto mohly vzniknout minimální odchylky. Mohla nastat nepozornost při měření a zvolený přístroj mohl mít poruchu. Také dozimetr, kterým jsem měřila radiační zátěž, mohl být poruchou ovlivněn. Oblast ruky intervenujícího lékaře mohla být více soustředěna ve vzniklém primárním svazku IZ. Dalším ovlivněním mohla být volba fantomu. Nejdříve jsem provedla měření pro ruku intervenujícího lékaře a personál, kdy byl použit celotělový fantom, který byl k dispozici v Ústřední vojenské nemocnici pro CT přístroj Philips a CT přístroj Siemens. Poté jsem provedla měření pro pacienta, kdy byl mnou vytvořen fantom, kam byl umístěn dozimetr. Fantomy poskytnuté Ústřední vojenskou nemocnicí nebyly vhodné pro uložení dozimetru. Rozdíly hodnot při volbě skiaskopických režimů na CT přístroji Philips byly přednastaveny parametry proudu 25 mAs, kdežto u zvolených skiaskopických režimů na CT přístroji Siemens byly přednastaveny parametry proudu 40 mAs. Dále bylo rozdílné elektrické množství, kdy CT Philips při pokusném měření generoval záření celou otočku (0,5 s) zdroje proudem 25 mAs. CT Siemens při pokusném měření generoval záření 80 mAs (0,5 s x 80 mAs). Pokud by se rentgenka v místě zvoleného kvadrantu při volbě režimu HandCARE vypínala, generovala by záření jen $\frac{3}{4}$ otočky (0,5 s x 80 mAs x 0,75). V mé práci pracuji s hodnotami DLP, CTDI_{vol} a dozimetrem, který naměřil dávky v mSv. Tímto by měly být rozdílné hodnoty proudu ve všech takto určených dávkách zohledněny. Radiační zátěž neovlivňuje jen napětí, ale také zvolený proud a další nastavené parametry.

7 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo porovnat radiační zátěž pacienta a personálu při CT navigovaných intervencích. Pro porovnání hodnot radiační zátěže byly zvoleny dva CT přístroje od dvou různých firem, kde je možná volba skiaskopických režimů. Pokusné měření se uskutečnilo mimo běžný provoz na pracovišti v Ústřední vojenské nemocnici v Praze.

Volba pulzního a kontinuálního režimu na CT přístroji firmy Philips bylo znatelné z naměřených hodnot, že menší radiační zátěž obdržena pro personál a fantom (simulující pacienta) je volba pulzního režimu. Všechny naměřené hodnoty byly dvojnásobně menší, než při volbě kontinuálního režimu.

Volba režimu HandCARE a klasického kontinuálního režimu na CT přístroji firmy Siemens bylo znatelné, že menší radiační zátěž obdržena pro personál a fantom (simulujícího pacienta) je volba režimu HandCARE, což se mohlo předpokládat a tímto se radiační ochrana stává aktivní.

Z hlediska principu ALARA, kdy by měla být obdržena co nejmenší radiační zátěž, jak je možné, případně ve srovnání všech zvolených skiaskopických režimů pulzní režim. I přesto, že se při volbě režimu HandCARE redukuje dávka v určitém kvadrantu, tak radiační zátěž připadá několikanásobně větší na jakoukoli zvolenou oblast.

Z porovnání by se dalo říci, že při výkonech je stále spousta možností, jak radiační zátěž z principu ALARA omezit na úplné minimum. Je tu spousta faktorů, které by to mohly ovlivnit. Příkladem může být inovace přístrojové techniky, zavedení nových jednodušších postupů při výkonech, školení personálu (aby dbal na radiační ochranu) a nutná specializace lékařů pro výkon provedený při intervencích.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CT	Computed Tomography / výpočetní tomografie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DLP	Dose Length Product
G	jednotka Gage
GIT	gastrointestinální trakt
Gy	jednotka Gray
HRCT	výpočetní tomografie s vysokým prostorovým rozlišením
HU	Hounsfield Unit
IAEA	International Atomic Energy Agency / Mezinárodní agentura pro atomovou energii
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IR	intervenční radiologie
IZ	ionizující záření
KL	kontrastní látka

kV	kilovolt
mAs	miliampérsekunda
mg/ml	miligram na mililitr
mg/s	milligram za sekundu
mGy	miligray
MinIP	rekonstrukce nejnižších denzit
MIP	Maximum Intensity Projection/ rekonstrukce nejvyšších denzit
ml/s	mililitr za sekundu
mm	milimetr
MPR	multiplanární rekonstrukce
MR	magnetická rezonance
ms	milisekunda
mSv	miliSievert
PACS	Picture Archiving and Communicating System
PRT	periradikuloterapie
PTA	perkutánní transluminární angioplastika
RBÚ	radiobiologická účinnost

RF	radiofrekvenční
RTG záření	rentgenové záření
s	sekunda
SSD	Shaded Surface Display
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
Sv	Sievert
TIPS	Transjugulární intrahepatální portosystémová spojka
UZ	Ultrazvuk
ÚVN	Ústřední vojenská nemocnice
VRT	Volume Rendering Techniques/ 3D rekonstrukce obrazu

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
2. ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7.
3. FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.
4. VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. ISBN 80-7013-294-9.
5. JOHNSON, Thorsten R. C. Dual-energy CT: general principles. *AJR. American Journal of Roentgenology*. 2012, vol. 199, no. 5 Suppl, s. S3. Dostupné z: <https://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/AJR.12.9116>
6. Státní úřad pro jadernou bezpečnost, Radiační ochrana [online]. Praha, 2004 [cit.2018-03-04]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/29-ZPS_tomografie.pdf
7. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
8. EHRMANN, Jiří a Petr HŮLEK, ed. *Hepatologie* [online]. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2014 [cit. 2018-03-11]
9. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
10. KRAJINA, Antonín a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8.
11. BOUDNÝ, Jaroslav, Martin KÖCHER, Jan PEREGRIN a Vlastimil VÁLEK. *Moderní diagnostické metody. IV.díl Instrumentárium k intervenčním výkonům*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. 42 s. ISBN 80-7013-298-1.

12. AHMAD, Farhan, Tarun SABHARWAL a Andy ADAM. Interventional radiology. *Surgery*. 2008, vol. 26, no. 6, s. 269-275. ISSN 0263-9319. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026393190800077X>
13. DR. RABIA SHAH. Interventional radiology and angiography. [cit. 2018-03-14]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/airwave12/interventional-radiology-angiography>
14. NORGREN, L. et al. Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *Journal of Vascular Surgery*. 2007, vol. 45, no. 1, s. S5-S67. ISSN 0741-5214. Dostupné z: [http://www.jvascsurg.org/article/S0741-5214\(06\)02296-8/fulltext](http://www.jvascsurg.org/article/S0741-5214(06)02296-8/fulltext)
15. KADIR, Saadoon. *Teaching atlas of interventional radiology: non-vascular interventional procedures*. New York: Thieme, c2006. ISBN 3-13-107972-X.
16. HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
17. <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html>
18. Lucie Súpupová. Co představuje parametr CTDIvol uváděný CT sekeneru a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům? [online]. Praha, 2015 [cit.2018-03-05]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf
19. Lucie Súpupová. Deterministické a stochastické účinky ozáření [online]. Praha, 2012 [cit.2018-03-22]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/deterministicke-a-stochasticke-ucinky-ozareni/>
20. RNDr. Vojtěch Ullmann, Biologické účinky ionizujícího záření, Radiační ochrana [online]. [cit.2018-03-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
21. SÚRO, Principy radiační ochrany [online]. Praha, [cit.2018-03-24]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
22. Marilyn J. Siegeř, M.D, CT Dose Measures[online]. St.Louis, [cit.2018-03-27]. Dostupné z:

<http://scbtmr.org/Portals/9/Meetings/2012/Symposium/CT%20Dose%20Measures%20-%20Siegel.pdf>

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - postup Seldingerovy techniky [13]	30
Obrázek 2 - Průběh ozáření při vzniku deterministických a stochastických účinků [17].....	39
Obrázek 3 - Grafické vyjádření limitů, znázorňující omezení vzniku deterministických účinků a omezení stochastických účinků [17]	40
Obrázek 4 - Výstražná tabulka označující sledované pásmo [Vlastní zdroj]	43
Obrázek 5 - Výstražná tabulka označující kontrolované pásmo [Vlastní zdroj].....	44
Obrázek 6 - Dozimetrická tabulka jednoho z vyšetření [Ústřední vojenská nemocnice Praha]	46
Obrázek 7 – Tabulka K-faktorů [22]	49
Obrázek 8 - Graf porovnání hodnot DLP a efektivní dávky v běžné praxi	53
Obrázek 9 - Graf naměřených hodnot s kontinuálním režimem na CT Philips Ingenuity Core 128.....	57
Obrázek 10 - Graf naměřených hodnot s pulzním režimem na CT Philips Ingenuity Core 128.....	57
Obrázek 11 - Graf znázorňující srovnání radiační zátěže kontinuálního a pulzního režimu na CT Philips Ingenuity Core 128	58
Obrázek 12 - Graf naměřených hodnot s režimem HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64.....	59
Obrázek 13 - Graf naměřených hodnot s klasickým kontinuálním režimem na CT Siemens Somatom Sensation 64	60
Obrázek 14 - Graf pro srovnání režimu HandCARE a klasického kontinuálního režimu na CT Siemens Somatom Sensation 64.....	60
Obrázek 15 - Graf pro srovnání všech zvolených skiaskopických režimů při pokusném měření na dvou různých CT přístrojích od firmy Philips a Siemens	61
Obrázek 16 – <i>Fantom (kostra člověka, simulující personál) [Vlastní zdroj]</i>	79

Obrázek 17 – Ruka intervenujícího lékaře s celotělovým fantomem [Vlastní zdroj]	79
Obrázek 18 – Fantom (simulující pacienta) [Vlastní zdroj].....	80
Obrázek 19 – Fantom s celotělovým fantomem (kostra člověka simulující personál) [Vlastní zdroj]	80
Obrázek 20 – Oblast ruky intervenujícího lékaře s přiloženým dozimetrem [Vlastní zdroj].....	81
Obrázek 21 – Volba režimu na CT Siemens Somatom Sensation 64 [Vlastní zdroj]	81
Obrázek 22 – Volba režimu HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64 a zvolení kvadrantu pro redukci dávky [Vlastní zdroj]	82

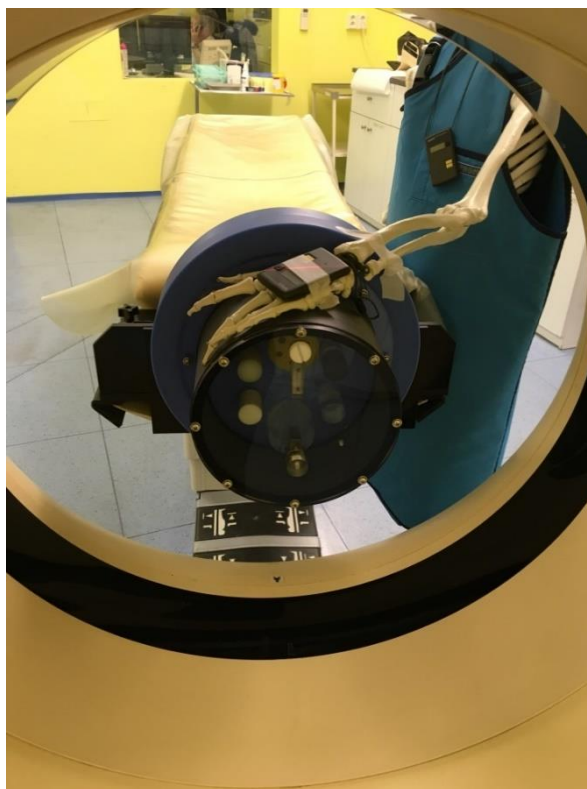
11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1- Hodnoty uvedené pro PRT	50
Tabulka 2- Hodnoty uvedené pro drenáže	51
Tabulka 3- Hodnoty uvedené pro vertebroplastiky.....	52
Tabulka 4 - Parametry nastavení kontinuálního režimu na CT Philips Ingenuity Core 128.....	54
Tabulka 5 - Parametry nastavení pulzního režimu na CT Philips Ingenuity Core 128	54
Tabulka 6 - Parametry nastavení režimu HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64	55
Tabulka 7 - Parametry nastavení bez režimu HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64	55
Tabulka 8 - Naměřené hodnoty z přístroje CT Philips Ingenuity Core 128 s kontinuálním režimem.....	57
Tabulka 9 - Naměřené hodnoty na přístroji CT Philips Ingenuity Core 128 s pulzním režimem	57
Tabulka 10 - Naměřené hodnoty CT Siemens SOMATOM Sensation 64 s režimem HandCARE	59
Tabulka 11 - Naměřené hodnoty na CT Siemens SOMATOM Sensation 64 bez režimu HandCARE.....	59

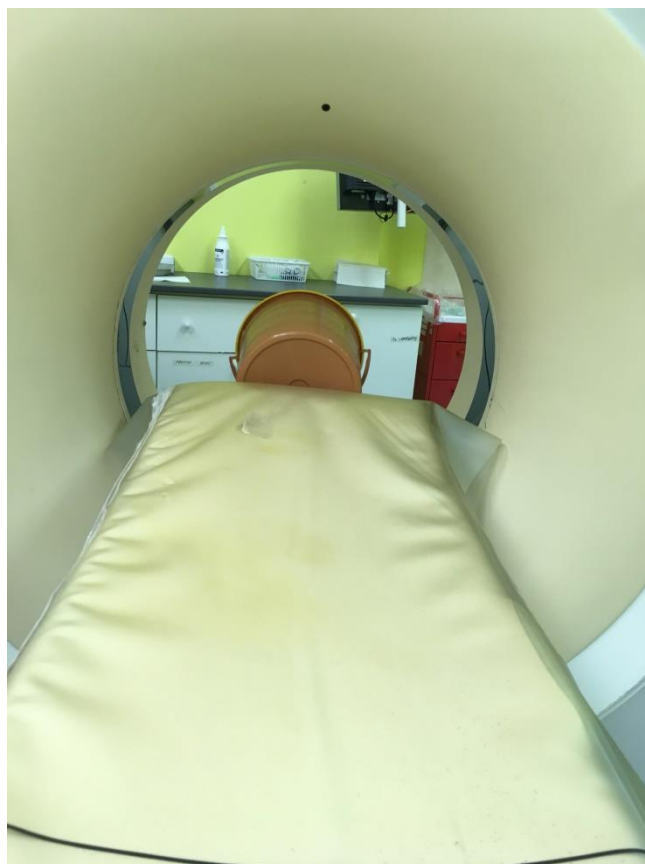
12 SEZNAM PŘÍLOH



Obrázek 16 – Fantom (kostra člověka, simulující personál) [Vlastní zdroj]



Obrázek 17 – Ruka intervenujícího lékaře s celotělovým fantomem [Vlastní zdroj]



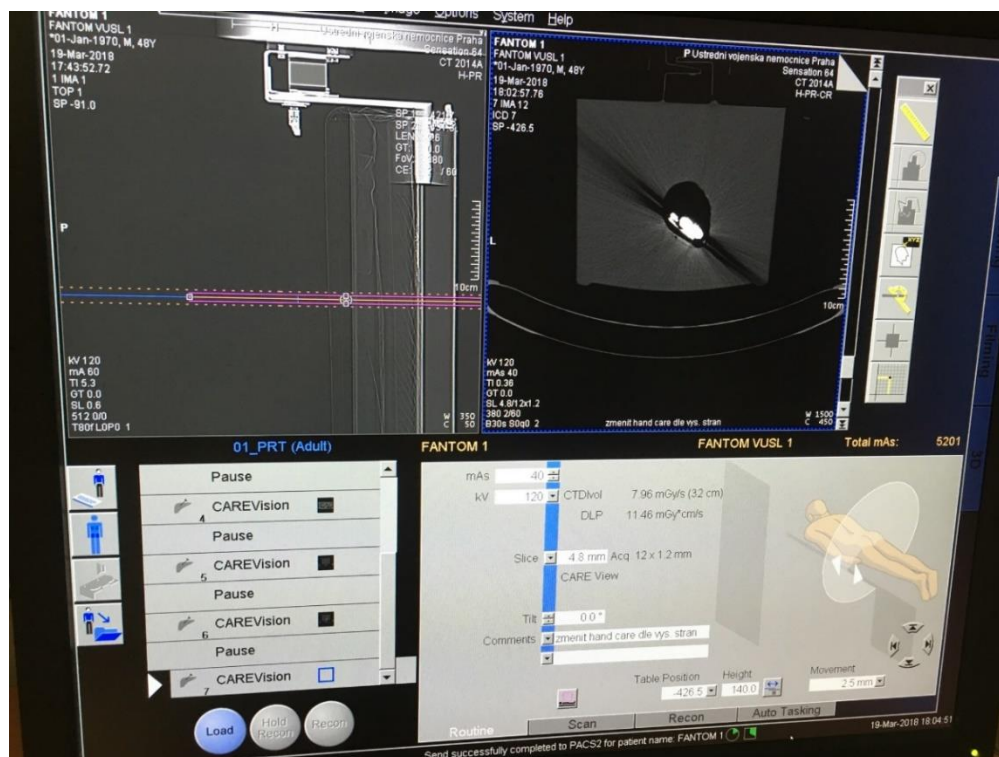
Obrázek 18 – Fantom (simulující pacienta) [Vlastní zdroj]



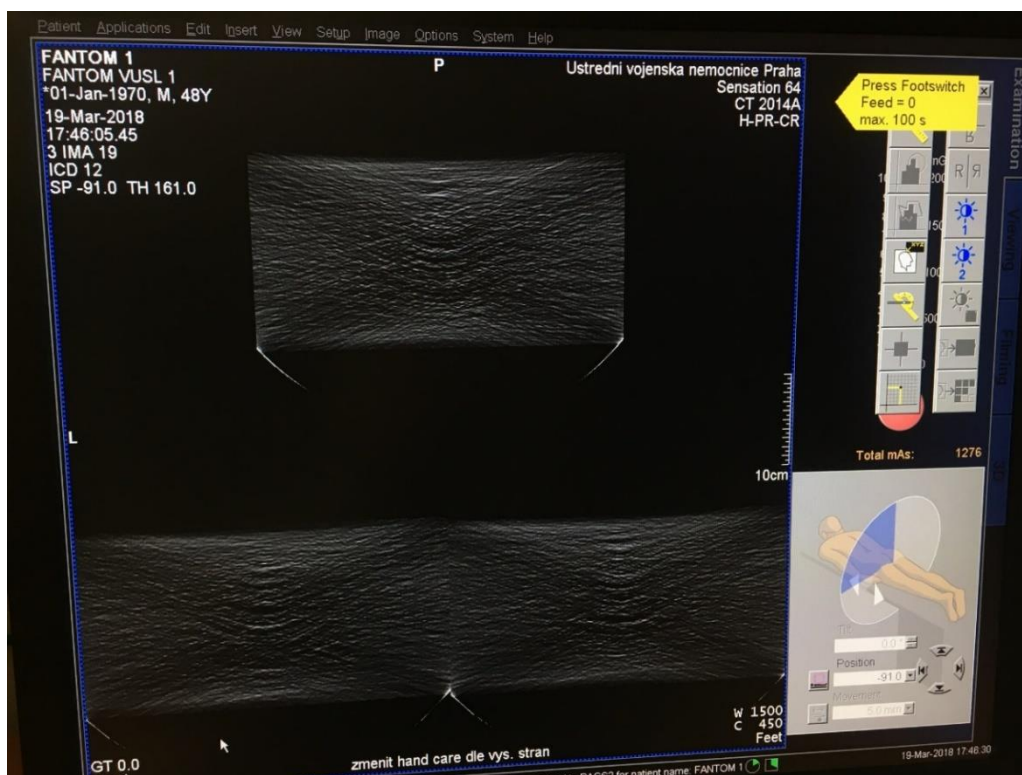
Obrázek 19 – Fantom s celotělovým fantomem (kostra člověka simulující personál) [Vlastní zdroj]



Obrázek 20 – Oblast ruky intervenujícího lékaře s přiloženým dozimetrem [Vlastní zdroj]



Obrázek 21 – Volba režimu na CT Siemens Somatom Sensation 64 [Vlastní zdroj]



Obrázek 22 – Volba režimu HandCARE na CT Siemens Somatom Sensation 64 a zvolení kvadrantu pro redukci dávky [Vlastní zdroj]