



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Zobrazení srdce v radiologii

Cardiac Imaging in Radiology

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Jan Lapáček

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Jiří Vrána, Ph.D.

Kladno 2022



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Lapáček** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **474299**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Zobrazení srdce v radiologii

Název bakalářské práce anglicky:

Cardiac Imaging in Radiology

Pokyny pro vypracování:

Onemocnění srdce patří k častým chorobám postihujícím člověka. Včasnou diagnózou lze předejít vážným zdravotním potížím. K tomu nám pomáhají různé diagnostické metody, mezi něž řadíme i metody v oblasti radiologie. V bakalářské práci se budeme věnovat charakteristikám těchto metod z hlediska indikací provedení a radiální zátěže. V praktické části se zaměřím na srovnání dávky záření při CT koronarografii při použití dvou přístrojů stejného výrobce. Srovnám parametry DLP a CTDI vyšetření dvaceti pacientů provedených v ÚVN Praha. Na každém přístroji tedy vyšetřím deset pacientů, přičemž přihlédnu k jejich hmotnosti a výšce. Následně provedu statistickou analýzu. Výsledky práce budou použity k zhodnocení stability technologie moderních CT přístrojů.

Seznam doporučené literatury:

- [1] SÚKUPOVÁ, Lucie, Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi, ed. , Praha: Grada Publishing, 2018, ISBN 978-80-271-0709-4
- [2] VOMÁČKA, Jaroslav, Zobrazovací metody pro radiologické asistenty, ed. Druhé, doplněné vydání, Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015, ISBN 978-80-244-4508-3
- [3] FERDA, Jiří, Inovativní zobrazovací metody, ed. , Praha: Galén, 2015, ISBN 978-80-7492-186-5

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

MUDr. Jiří Vrána, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **23.09.2023**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Zobrazení srdce v radiologii vypracoval 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 12.05.2022

.....

Jan Lapáček

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu MUDr. Jiřímu Vránovi, Ph.D za trpělivost a ochotu při psaní práce. Dále bych chtěl poděkovat personálu radiodiagnostického oddělení Ústřední vojenské nemocnice – Vojenské fakultní nemocnice v Praze. Nakonec bych chtěl poděkovat Masayoshimu Takanakovi a Willhelmu Grasslichovi za pomoc s překladatelstvím.

ABSTRAKT

Bakalářská práce se věnuje diagnostickým metodám v radiologii, které se používají ke zobrazení srdce. V teoretická částí je nejprve popsána anatomie srdce a dále jsou zde popsány jednotlivé radiologické metody v diagnostice. Jednotlivé metody jsou zde vysvětleny a podrobně popsány. Dále je zde popsán postup CT koronografie a následné zpracování dat. Stručně je zde popsána také radiační ochrana pracoviště a personálu.

Praktická část práce se zabývá porovnáním dat naměřených na dvou generacích přístroje Canon Aquilion One Genesis. Zkoumanou veličinou je zde dávkový index odpovídající expozici, které jsou během CT koronarografie vystaveny dvě skupiny pacientů. Cílem práce je zhodnocení rozdílnosti naměřených dávkových indexů a jejich případná korelace s BMI a napětím na rentgence. Data byla získána retrospektivně ze systému PACS a následně statisticky zpracována pomocí programu Microsoft Excel.

Výsledky práce ukázaly, že velikosti dávkových indexů se od sebe zásadně neliší. Prokázaly se i jednotlivé korelace mezi dávkovým indexem, napětím na rentgence a BMI. Výsledky jsou prezentovány v podobě tabulek a grafů. Diskuse jednotlivých bodů věnuje největší pozornost vztahu BMI a velikosti dávkového indexu. Tento vztah je vnímán jako možnost pro další témata prací navazujících.

Klíčová slova

Radiologie; zobrazovací metody; počítačová tomografie; koronarografie; radiační hygiena

ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on diagnostic methods in radiology for cardiac imaging. In the theoretical part is first described anatomy of the heart and then individual radiology diagnostic methods. Individual diagnostic methods are then described in detail. Then in this thesis is thoroughly described process of computed CT coronagraphy and subsequent processing of the data results. There is also briefly described radiation protection of the personal and the workplace.

Practical part of this thesis is mainly focuses on comparing data gained from two Canon Aquilion One Genesis machines of two different generations. The research itself focuses on two groups of patients and dose length index which represent their exposition to ionizing radiation. Checkup used for data collection was computed tomography coronary angiography. All the data was collected retrospectively from PACS system. The main reason for data processing is to discover if there is a difference between dose length index from both machines. Also, correlation between dose length index, body mass index and voltage are another focus of data processing.

Outcomes of data processing have clearly shown that there little to none difference between the two machines. All the correlations have been proven. Outcomes are presented in graphs and charts. Discussion is based on each outcome. The standout point is correlation between dose length index and body mass index. This relation is built upon as a suggestion for another bachelor theses.

Keywords

Radiology, imaging methods; computed tomography; coronarography; hygienic measures against ionizing radiation.

Obsah

1	Úvod.....	10
2	Cíle práce.....	11
3	Přehled současného stavu.....	12
3.1	Anatomie srdce	12
3.1.1	Fyziologie srdce.....	13
3.2	RTG	14
3.2.1	Princip RTG vyšetření	14
3.2.2	Skiografie srdce	14
3.2.3	Skiaskopie srdce.....	15
3.3	Sonografie	15
3.3.1	Princip vyšetření ultrazvukem	15
3.3.2	Echokardiografie.....	16
3.3.3	Poloha pacienta	16
3.3.4	Transezofageální echokardiografie	16
3.3.5	Zobrazovací režimy	17
3.3.6	2D mód	17
3.3.7	M-mód	17
3.3.8	Dopplerovská echokardiografie	17
3.3.9	Kontinuální dopplerovská echokardiografie.....	17
3.3.10	Pulzní dopplerovská echokardiografie	18
3.3.11	Barevné dopplerovské zobrazení	18
3.4	Výpočetní tomografie.....	18
3.4.1	Princip výpočetní tomografie.....	18

3.5	CT Koronarografie.....	19
3.5.1	Elektrokardiogram.....	19
3.5.2	Poloha pacienta	20
3.5.3	Příprava pacienta	20
3.5.4	Kontrastní látky.....	21
3.5.5	Retrospektivní EKG gating.....	22
3.5.6	Prospektivní EKG triggering.....	22
3.5.7	CT s jednou rentgenkou.....	23
3.5.8	CT se dvěma zdroji záření	24
3.5.9	Electron Beam CT.....	25
3.5.10	Canon Aquilion One Genesis.....	25
3.5.11	VRT rekonstrukce	25
3.5.12	Iterativní rekonstrukce dat	26
3.5.13	Deep learning rekonstrukce dat	26
3.5.14	Dávkové zatížení při CT koronarografii	27
3.6	Angiografie	27
3.6.1	Koronární angiografie.....	27
3.7	Radiační ochrana.....	27
3.7.1	Principy a cíle radiační ochrany	27
3.7.2	Radiační ochrana radiodiagnostických pracovníků	29
3.7.3	Radiační ochrana pracovníků na skiagrafickém a CT pracovišti ...	30
3.8	Magnetická rezonance.....	30
3.8.1	Princip magnetické rezonance	30
3.8.2	Konstrukce MR.....	31

3.8.3	Příprava pacienta	31
3.8.4	Kontrastní látky	32
3.8.5	Používané sekvence	33
4	Metodika	34
5	Výsledky	37
5.1	Věkové rozložení a poměr pohlaví ve skupinách	37
5.2	BMI	37
5.3	Srovnání dávek na obou přístrojích pomocí t-testu	39
5.4	Korelace mezi BMI, napětím na rentgence a celkovou dávkou	44
6	Diskuze	50
6.1	Interpretace t-testů a korelací	50
6.2	Možnosti navázání na práci	55
7	Závěr	57
8	Seznam použitých zkratk	58
9	Seznam použité literatury	59
10	Seznam použitých obrázků	63
11	Seznam použitých tabulek	64
12	Seznam Příloh	Chyba! Záložka není definována.

1 ÚVOD

Hlavním tématem bakalářské práce je popsat množství modalit využívaných k zobrazení srdce v radiologii a zjistit rozdíl mezi dvěma přístroji stejného typu z hlediska technického progresu. Z radiodiagnostických modalit jsou pro práci nejdůležitější rentgen (dále jen RTG), počítačová tomografie (dále jen CT) a magnetická rezonance (dále jen MR). Druhým tématem, na něž je zaměřena praktická část práce je posouzení dávkové zátěže, kterou pacient obdrží při CT koronarografii. CT koronarografie je minoritní ovšem velice důležitá diagnostická metoda. Hlavní motivací pro vznik práce bylo autorovo nedostatečné vzdělání v oboru kardiologie. Slouží tak jemu jako prostředek k sebezlepšení. Dalším důvodem vzniku práce je touha pomoci ostatním studentům při hledání zdrojů či informací týkajících se zobrazení srdce. Získané poznatky tak mají sloužit právě studentům, kteří by podle nich mohli vytvořit práci navazující. V práci jsou položeny dvě hlavní otázky. Máme-li 2 přístroje stejného typu, ale různého stáří, budou se u stejného vyšetření výrazně lišit dávky? Jaké jsou hlavní faktory ovlivňující velikost těch to dávek a patří mezi ně BMI (body mass index) a velikost napětí?

2 CÍLE PRÁCE

Cílem bakalářské práce je seznámit čtenáře s možnostmi zobrazení srdce v oboru radiologie. Bude tak sloužit jako odrazový můstek pro další a detailnější pátrání. Cílem praktické části je porovnání dvou CT přístrojů stejného typu a dávek, které pacient obdrží při CT koronarografii. Důvodem je potvrzení či vyvrácení nulové hypotézy jež praví, že na hladině 5 % se dávka při vyšetření nebude lišit. Dále se práce soustředí na určení a potvrzení hlavních vlivů na DLP.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který pod tlakem pohání krev v oběhu krevním tím, že se rytmicky smršťuje (systola) a ochabuje (diastola) (Čihák, 2016). Jedná se o hlavní orgán kardiovaskulárního systému nacházející se ve středním dolním mediastinu. Místo uložení srdce je za hrduní kostí v rozsahu své 1/3 vpravo a 2/3 vlevo od střední čáry. Ústí horní duté žíly se srdečním hrotem spojuje srdeční osa, jež směřuje šikmo doleva, dopředu a dolů. Samotný orgán se skládá ze čtyř dutin, jež jsou vzájemně odděleny přepážkami a chlopněmi. Pro klinické a funkční účely se dělí na pravé a levé srdce. Osrdčník neboli perikard je vakovitý nepružný obal složený ze dvou listů, mezi kterými se nachází serózní tekutina. Její přítomností se usnadňuje pohyb srdce. V předu v perikardu je srdce volné, zatímco vzadu je poutáno průchody cév, jež ze srdce vystupují nebo do něj vstupují (Hudák, 2021).

Na povrchu je kryto vazivovým osrdčníkem (epikardem), jež je oddělen od velkých cév a vytváří tak perikard. Mezi epikardem a perikardem je štěrbina vyplněná perikardiální tekutinou sloužící k usnadnění pohybu srdce pomocí snížení tření. Vlastní stěnu srdce tvoří srdeční svalovina (myokard). Nitroblána srdeční (endokard) zastává funkci vnitřní výstelky srdce. Svislá svalová přepážka rozděluje srdce na pravou a levou polovinu, přičemž každá polovinu rozděluje věncová brázda na horní předsíň (atrium) a spodní komoru (ventriculus), mezi každou předsíní a komorou se nachází chlopeň, jejíž úkolem je dostat krev z předsíně do komory a zamezit jejímu návratu. K dolním plochám obou chlopní přirůstají šlašinky, jež připojují chlopní cípky k papilárním svalům a brání tak vyvrácení cípů do předsíní při průběhu stavu komor. Předsíně obsahují oproti komorám menší množství svaloviny. Trojcípá chlopeň propojuje

pravou předsíň s pravou komorou a chlopeč dvojčípá propojuje levnou síň s levou komorou.

Do pravé předsíně vstupují velké žíly (horní a dolní dutá žíla). Čtveřice plicních žil je napojena na levou předsíň. Plicnice vystupuje z pravé komory a z levé komory vychází srdečnice neboli aorta. Komory a tepny propojují poloměsíčitě chlopeč zabráňující návratu krve. Z aorty odstupují koronární tepny, zajišťující přívod kyslíku a živin srdeční svalovině (Bulava, 2017).

3.1.1 Fyziologie srdce

Série stahů a uvolnění srdeční svaloviny tvoří srdeční cyklus a pohání a udržuje krevní oběh. Fáze systoly, kdy se smrští síně a komory a diastoly celého srdce přecházejí jedna v druhou. Srdečními stahy, které jsou tvořeny elektrickými impulzy rozváděnými převodním systémem srdečním, se udržuje cirkulace krve a krevní oběh. U zdravého člověka se série kontrakcí opakuje 60-90krát za minutu. Počet kontrakcí je přímo úměrný srdečnímu výdeji až do dosažení limitu, kdy je tepová frekvence příliš vysoká a srdeční výdej začne klesat, jelikož se srdce nedokáže dostatečně naplnit. Srdce inervují sympatikus, jež činnost orgánu zesiluje a zrychluje a parasympatikus, který jej naopak zpomaluje a oslabuje (Bulava, 2017).

3.2 RTG

3.2.1 Princip RTG vyšetření

Vyšetření provádíme pomocí RTG přístroje, jehož součástí je rentgenka, v níž se z katody emitují elektrony, které jsou urychlovány vysokým napětím. Urychlené elektrony dopadají na anodu, přičemž vzniká rentgenové záření, které je tvořeno zářením charakteristickým a zářením brzdovým. Brzdové záření vzniká změnou vektoru rychlosti, kdy elektron vyzařuje přebytečnou kinetickou energii ve formě fotonu. Charakteristické záření vzniká při interakci elektronu s anodou, kdy dochází k excitaci elektronu. Charakteristické záření je závislé na materiálu, z něhož je anoda vyrobena. Spektrum charakteristického záření je čárové, zatímco spektrum brzdového záření je spojitě. RTG záření je nadále absorbováno tělesem a zaznamenáno na detektor, díky čemuž vznikne RTG snímek.

3.2.2 Skiografie srdce

Skiografie srdce je vstupní vyšetření při podezření na srdeční potíže. Standardně ho provádíme v posteroanteriorní projekci (dále jen PA projekce), kdy pacient stojí čelem k vertigrafu. Krom samotného srdce se obvykle zobrazují i celé plíce, je tedy nutné pokrýt oblast od klíčních kostí po mediastinum. Je-li pacient uvázan na lůžko, pak se snímkování provádí v anteroposteriorní (dále jen AP) projekci. Výhodou PA projekce je menší zkreslení velikosti srdce na výsledném snímku. Na vyžádání lze provést i bočnou projekci. Pacient stojí bokem k vertigrafu a obě ruce má předpažené tak, aby nezasahovaly do zobrazovaného objemu. Snímky se pořizují v momentě, kdy se pacient nadechne a zadrží dech. Pacient se nemusí na vyšetření nemusí nijak připravovat.

3.2.3 Skiaskopie srdce

Skiaskopické vyšetření spočívá v pořízení několika RTG snímků za sebou, které vytvoří sekvenci, na kterou se lze následně dívat. Lze tak pozorovat děj uvnitř těla in vivo v pohybu. Zpravidla se u skiaskopie využívá kontrastních látek. Skiaskopického vyšetření srdce je možné využít pro zjištění velikost srdečního stínu a srdečních pohybů. Tato metoda je ovšem překonána echokardiografickou diagnostickou metodou. (Bulava, 2017)

3.3 Sonografie

3.3.1 Princip vyšetření ultrazvukem

Ultrazvuk je mechanické vlnění hmotného prostředí, jehož frekvence je vyšší než 20 kHz, je tedy nad hodní hranicí rozsahu frekvencí vnímaných lidským uchem. Energie ultrazvuku se prostředím šíří ve formě vlnění podélného či příčného v závislosti na způsobu, kterým je ultrazvuk generován a zdali částice prostředí jsou schopny kmitat kolem své rovnovážné polohy kolmo či paralelně vzhledem ke směru šíření vlny, přičemž podélné vlnění se šíří ve všech skupenstvích, zatímco příčné vlnění se šíří pouze na povrchu kapalin a v pevných látkách. Rychlost šíření ultrazvuku se pohybuje kolem 1500 m/s. Při šíření vlnění tkáněmi dochází k interakcím, které jsou buďto žádoucí a využívají se v různých terapeutických a diagnostických metodách nebo jsou nežádoucí a je třeba je kompenzovat. (Navrátil, 2019)

Ultrazvukové impulzy jsou generovány piezoelektrickými měniči tvořící povrch sondy a prochází tkáněmi od nichž se odráží na rozhraní dvou akustických impedancí a následně jsou měničem detekovány. (Ferda, 2015)

Pro zaznamenání odrazu ultrazvuku je nutné mezi sondu a vyšetřovaného pacienta nanést mediátor v podobě gelu. Bez mediátoru by se 99 % signálu odrazilo od povrchu pacientova těla, jelikož na rozhraní vzduchu

a tkáňe dochází k dokonalému odrazu. Pro kvalitní zobrazení musí lékař dobře zvolit sondu a výšku frekvence, jelikož ta je přímo úměrná kvalitě obrazu, ale i délce dosahu. Čím vyšší frekvence je použita, tím nižší má sonda dosah ve tkáni, ale o to kvalitnější je výsledný obraz. (Reichl, 2015)

3.3.2 Echokardiografie

Pro vyšetření slouží specializovaný echokardiografický ultrazvukový přístroj schopný tvorby echografických obrazů vyšetřované tkáňe, který se skládá z vyšetřovací sondy, pracovní stanice, obrazovky a záznamové jednotky. Světlo se zobrazující struktury, které jsou pro ultrazvuk více odrazivé (např. vazivo, kalcifikace nebo prstenec umělé chlopně), se označují jako struktury s vysokou echodenzitou. Tkáněmi s nízkou echodenzitou (např. krev, výpotek) ultrazvuk prochází, nedojde tak k odrazu a jeho zaznamenání, čímž se na obrazovce zobrazí jako tmavé (Bulava, 2017).

3.3.3 Poloha pacienta

Pacient leží na lůžku na zádech anebo na levém boku s levou horní končetinou uloženou pod hlavou. Díky této poloze může lékař najít vhodné ultrazvukové okénko pro standardizované projekce (Bulava, 2017).

3.3.4 Transezofageální echokardiografie

Na rozdíl od transtorakálního vyšetření se provádí v i.v. analgosedaci spolu s lokálním povrchovou anestézií měkkého patra a hltanu. Do jícnu je zavedena ultrazvuková sonda, což vede k detailnějšímu zobrazení jednotlivých struktur srdce. Hlavní využití spočívá v hodnocení chlopenních vad, vrozených srdečních vad, k vyloučení přítomnosti intrakardiálních trombů, infekčních vegetací, popř. nádorů (Bulava, 2017).

3.3.5 Zobrazovací režimy

3.3.6 2D mód

Ve dvojrozměrném zobrazení se srdeční struktury zobrazují jako tomografické řezy ve tvaru kónické výseče. Výseč je vytvářena na principu postupného buzení krystalů pomocí fázového posunu. Tento způsob nazýváme phased array. (Bulava, 2017)

3.3.7 M-mód

Princip zobrazení v M-Módu stojí na základě zobrazení pohybu jedné ze srdečních struktur jednorozměrně. Amplitudy odražených signálů se v ose paprsku zobrazují na svislé ose čímž je možné měřit tloušťku určitých struktur nebo vzdálenost mezi danou strukturou a sondou. Vodorovná osa umožňuje sledovat změnu levé síně v průběhu srdečního cyklu tím, že je na ní vynesena čas. (Bulava, 2017)

3.3.8 Dopplerovská echokardiografie

Její podstatou je Dopplerův jev, což je změna frekvence akustického vlnění při pohybu zdroje k nebo od pozorovatele. Umožňuje měření rychlosti a určení směru toku krve v srdci a cévách. (Bulava, 2017)

3.3.9 Kontinuální dopplerovská echokardiografie

U této metody je signál jedním krystalem sondy plynule vyslán a druhým přijímán. Lze tak zaznamenat tok krve o velké rychlosti. Odražená echa hodnotí sonda po celé délce svazku, což představuje nevýhodu, protože lze zobrazit maximální rychlost tohoto svazku, ale bez určení místa původu této hodnoty. (Bulava, 2017)

3.3.10 Pulzní dopplerovská echokardiografie

Ve zvolené hloubce oblasti vzorkovacího objemu umožňuje záznam odražených signálů. Sonda střídavě vysílá a přijímá signály s určitou opakovací frekvencí neboli pracuje v pulzním režimu. Toho zobrazení nabývá využití v momentě, kdy lékař chce zachytit směr a rychlost toku krve v přesně určeném místě. (Bulava, 2017)

3.3.11 Barevné dopplerovské zobrazení

Pro snadnější diagnostiku patologických změn a ke zobrazení rychlosti směru toku krve a určení její rychlosti slouží barevné dopplerovské zobrazení. Barevné označení je standardizované. Tok směrem od sondy je zakódován jako modrý a tok směrem k sondě je zakódován jako barevný. Podle jasů barvy se určuje rychlost toku. Čím je jasnější, tím větší je jeho rychlost. Mozaikou se zobrazuje turbulence krve. Barevný obraz je superponován na černobílý dvojrozměrný obraz, jehož zesílení bývá potlačeno. (Bulava, 2017)

3.4 Výpočetní tomografie

Je to radiologická vyšetřovací metoda využívající rentgenového záření. To umožňuje zobrazení vnitřních lidských orgánů. Historicky se první CT přístroje objevují v 70. letech 20. století. Dnes je nejvyužívanějším druhem multi-slice CT jež je řazeno do přístrojů 3. generace. (Seidl, 2012)

3.4.1 Princip výpočetní tomografie

CT vyšetření je založeno na matematické rekonstrukci anatomických obrazových řezů získaných z informací o absorpci záření v mnoha průmětech po kruhovém obvodu. K získání informací o absorpci rentgenového záření slouží rentgenka a soustava protilehlých detektorů, které jsou rozmístěny po vnitřním obvodu kruhového gantry. Kolem ležícího pacienta se otáčí rentgenka. Během

rotace provede rentgenka z různých úhlů několik stovek expozic, jež za pomoci speciálních algoritmů vytvoří výsledný CT obraz.

Před započítím diagnostické CT akvizice se provádí „průzkumové“ radiografické zobrazení známé pod termíny Scanogram nebo Tomogram, při kterém se stacionárním systémem rentgenky a detektorů snímá pacient v AP a PA projekci, při němž se lehátko s pacientem posunuje přes gantry, čímž vzniký planární obraz, jež slouží k nastavení počátku a konce zobrazované části těla. (Malíková, 2019)

Pro pochopení výsledného obrazu je důležité chápat Hounsfieldovy jednotky, jež číselně reprezentují denzitu vyšetřované tkáně. Ty se pohybují v hodnotách od -1000 do 1000. Takto velký rozsah ovšem nejsou schopny monitory zobrazit a lidské oko rozpoznat. Proto se vybere jen úzká škála denzit, kterou chce pracovník zobrazit a podle ní se orientuje. (Seidl, 2012)

3.5 CT Koronarografie

Neinvazivní diagnostická metoda sloužící k vyšetření koronárních tepen po podání kontrastní látky za pomoci EKG. Nejčastější využití nachází při podezření na ICHS. (Kuchynka 2015)

Nezbytnou součástí CT koronarografie je CT vyšetření kalciového skóre, které slouží k prognóze pravděpodobnosti rozvinutí infarktu myokardu na základě zjištění přítomnosti vápníku v koronárních tepnách, jež by v nich za normálních okolností neměl být přítomen. Počet kalcifikací je přímo úměrný ku závažnosti vzniku koronárních nemocí. (Branny, 2012)

3.5.1 Elektrokardiogram

Záznam časové změny elektrického potenciálu, jež je způsobena srdeční aktivitou nazýváme elektrokardiogram (dále jen EKG). Dochází tak ke sledování

převodního systému srdečního, který je tvořen sinusovým uzlem, jenž vzruchy vytváří. Atrioventrikulárním uzlem (dále jen AV uzel), do něhož se vzruch skrz svalovinu šíří a v případě výpadku sinusového uzlu ho může nahradit. Dále se vzruch z AV uzlu šíří do Hisova svazku, jež se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko.

Jednotlivé úseky EKG se dělí na síňovou (PQ interval) a komorovou část, jež se skládá z QRS komplexu, ST úseku a vln T a U. Vlna P představuje depolarizaci síní zprava do leva. Repolarizace probíhá během zápisu QRS komplexu, tudíž není na EKG viditelně zaznamenána. Konec P vlny je záznamem maximální síňové depolarizace a začátku převodu vzruchu přes AV uzel a Hisův svazek. Depolarizace septa se zobrazí jako kmit q. Na konci QRS komplexu začíná mechanická kontrakce komor. Následný S kmit začíná úsek ST, na který navazuje vlna T značící repolarizaci komor. Vlna U nemá konkrétní výklad. Tatočinnost je zaznamenávána pomocí EKG svodů, jež jsou přiloženy na tělo pacienta. Jako RR interval se označuje čas mezi dvěma srdečními kontrakcemi. Tyto R kmity jsou následně vidět v záznamu EKG. (Haberl, 2012)

3.5.2 Poloha pacienta

Pacient zaujímá polohu na zádech s hlavou směrem do gantry. Ruce má natažené za hlavou, aby nedošlo k jejich ozáření a znehodnocení vyšetření jejich přítomností na obrazovém záznamu. (Kuchynka, 2015)

3.5.3 Příprava pacienta

Jelikož se srdce neustále pohybuje je nutné, aby pro kvalitní průběh vyšetření došlo ke snížení nepravidelnosti jeho pohybů a snížení frekvence srdečních pohybů okolo 60–75 úderů za minutu. Pro snížení srdeční frekvence se používají beta blokátory (betalytika). (Příspěvatelé wikiskript, 2017)

Beta blokátory se podávají perorálně i intravenózně na pracovišti před vyšetřením. Jejich vlivem dochází ke ztlumení sympatického nervového systému, který má přímý vliv na srdeční frekvenci. Z beta blokátorů často využívaný metoprolol má doporučenou perorální dávku 50 mg, přičemž účinné hladiny v plazmě je dosaženo za jednu hodinu od aplikace. Dalším používaným beta blokátorem je esmolol, který má oproti metoprololu rychlejší a krátkodobější účinek. Za 10 minut dochází k dosažení účinné hladiny při intravenózním podání. (Baxa, 2012)

Pacient by se měl před vyšetřením hydratovat nesyčenými nápoji pro minimalizování pravděpodobnosti vzniku kontrastové nefropatie. Dvanáct hodin před vyšetřením se nesmí konzumovat žádné nápoje obsahující kofein z důvodu možného zvýšení tepové frekvence, což by vzhledem k povaze vyšetření vedlo ke kontraproduktivnímu průběhu. Čtyři hodiny před vyšetřením není doporučena konzumace jídla. Pacienti užívající léky na srdeční onemocnění jsou povinni je užít. Pro zlepšení obrazové kvality vyšetření lze pacientovi aplikovat nitráty, které rozšíří koronární tepny, které jsou pak lépe zobrazitelné. (Kuchynka, 2015)

3.5.4 Kontrastní látky

Při CT koronarografii využíváme kontrastních látek pro anatomické odlišení struktur, zvýšení kontrastu mezi tkáněmi různých druhů a zviditelnění patologií a odlišení cévních a intravaskulárních struktur. Při CT vyšetření se zpravidla intravenózně, případně perorálně podává jodová kontrastní látka. Dle cíle vyšetření je nutné podání kontrastní látky správně načasovat, podle toho, v jaké fázi se má provést (arteriální, portální, venosní, vylučovací). (Příspěvatelé wikiskript, 2018)

Přetlakový injektor zajišťuje stabilní rychlost aplikace kontrastní látky a umožňuje její přesné načasování. U dvoupístových injektorů je možné ihned po

dokončení aplikace kontrastní látky podat pacientovi fyziologický roztok, což má za následek šetření množství použité kontrastní látky. Pro zavedení se používají nitrožilní kanyly o průsvitu 16–18 gauge, které se ideálně zavádí do povrchové žíly v oblasti loketní jamky, případně na do hřbetu ruky. (Baxa, 2012)

3.5.5 Retrospektivní EKG gating

Technika nejčastěji využívaná u spirálního módu náběru dat, kdy rentgenka rotuje kolem pacienta, zatímco stůl se kontinuálně posouvá. Je důležité zachytit srdce v diastole, jelikož je v rámci této nejdelší části srdečního cyklu jeho pohyb nejmenší. (Súkupová, 2018)

Pro kvalitu zobrazení je klíčovým faktorem rychlost rotace systému rentgenka-detektor. Při retrospektivním EKG gatingu dochází k plynulému záznamu dat během kompletního srdečního cyklu čímž se získá objem dat obsahující každou fázi srdečního cyklu. Tímto se mohou data rekonstruovat v konkrétně vymezených částech R-R intervalu. K tomu se využívají více či jedno segmentové algoritmy. Jedno segmentový algoritmus pracuje s daty získanými během jednoho srdečního cyklu. Algoritmus pro rekonstruovaný obraz z více srdečních cyklů se využívá v případě, že je tepová frekvence vyšší, a neumožňuje akvizici dostatečného množství dat. Získaná data lze upravovat, čehož lze využít u pacienta, jehož tepová frekvence není pravidelná. (Baxa, 2012)

3.5.6 Prospektivní EKG triggering

Nachází využití u axiální módu náběru dat, při němž se stůl s pacientem nastaví do určité pozice, během níž rentgenka vykoná jednu rotaci. Následuje další posun stolu a tímto způsobem se celý cyklus opakuje, dokud není zaznamenán předem určený objem. Data se nabírají v jedné fázi srdečního cyklu, a to zpravidla v diastole. V případě, že je srdeční frekvence vyšší, tak se vyplatí sbírat data v systole, protože se na rozdíl od diastoly její délka nezkrátí. Výhodou

jsou přístroje s širokým detektorem, které umožní vyšetření celého srdce bez posunu stolu. (Súkupová 2018)

Při prospektivním EKG triggeringu je činnost rentgenky pozastavována a spouštěna v předem určené fázi R-R intervalu. Tato technika je tedy vhodná pro pacienty s pravidelným srdečním rytmem, protože lze spuštění akvizice nastavit na jasně danou vzdálenost od kmitu R, jenž je stabilní po celou dobu vyšetření. Zároveň se tak ztrácí možnost zpětné rekonstrukce v jiné fázi cyklu, než jaká byla zvolena. Zpoždění zahájení akvizice ve vztahu ke kmitu R lze nastavit prostřednictvím časové hodnoty nebo poměrným způsobem, který na základě procentuálního výpočtu, predikuje aktuální hodnotu délky RR intervalu analýzou průměrné vzdálenosti R-R intervalu v předchozích srdečních cyklech. Prospektivní EKG triggering nachází využití zpravidla u vyšetření kalciového skóre. U 16 a 64 detektorových CT přístrojů jej lze použít i pro zobrazení koronárních bypassů nebo srdečních oddílů. Pro zobrazení koronárního řečiště je tato technika limitována z důvodů větší pravděpodobnosti vzniku pohybových artefaktů při nepravidelném pohybu srdce. Přístroje s širokým detektorem umožňují prospektivní vyšetření s menším rizikem pohybových artefaktů. (Baxa 2012)

3.5.7 CT s jednou rentgenkou

Pro provedení vyšetření je zapotřebí alespoň jednozdrojový CT přístroj s 16 řadami detektorů. V tomto případě pacient ovšem musel mít maximální tepovou frekvenci 70 tepů za minutu. Proto je vhodné, aby pracoviště bylo vybaveno přístrojem CT s 64 či více řadami detektorů. Ty využívají retrospektivního gatingu a mohou využít EKG proudové modulace u osob se stálým srdečním rytmem.

CT s 256 detektory je schopno pomocí rentgenky se dvěma fokusy dosáhnout pokrytí objemu o rozsahu 8 cm v ose Z během jedné rotace. Takto lze dosáhnout vyšetření objemu srdce během tří srdečních cyklů.

Celé srdce během jedné rotace lze vyšetřit pomocí CT s 320 detektory, které je schopno během rotace pojmout objem o rozsahu 16 cm v ose Z. V rámci jednozdrojových CT přístrojů zaručuje nejnižší radiační zátěž pacienta. (Baxa, 2012)

3.5.8 CT se dvěma zdroji záření

CT se dvěma rentgenkami (Dual Source CT neboli DSCT) má v prstenci gantry dva systémy rentgenka-detektor uložené kolmo na sebe, jež mohou pracovat zároveň. V praxi se využívají dva druhy systémů, kdy rentgenky mají stejné nebo naopak různé napětí (140 kV a 80kV). DSCT s rentgenkami o stejném napětí disponuje výhodou v podobě zvýšení rychlosti rotace, což vede ke zkrácení akvizičního času a snížení časového rozlišení na 80ms. Tato modalita je proto vhodná pro vyšetření srdce s vyšší tepovou frekvencí. (Podzimek, 2021)

Díky simultánní datové akvizici z jednotné anatomické úrovně a stejné části srdečního cyklu, lze využitím dvou rentgenek svírajících vzájemný úhel 90 stupňů, dosáhnout vyšetření, které téměř není závislé na srdeční frekvenci pacienta. Časové rozlišení je konstantní a rovno čtvrtině času jedné rotace. U DSCT je používán retrospektivní gating. Pomocí automatické adaptace se akvizice aktivuje na základě srdečního rytmu. Tato technologie je zejména vhodná pro osoby s nepravidelným srdečním rytmem. (Baxa, 2012)

Problémy se srdcem, jež má nepravidelnou tepovou frekvenci, lze vykompenzovat sjednocením dat z obou soustav detektorů. Problém nastává při využití nespojitě rekonstrukce, kdy hrozí násobný vznik artefaktů fázovým posunem akvizice dat obou detektorových soustav. Následkem je pak defektní splynutí struktur vedoucí k obtížné interpretaci výsledných dat. (Baxa, 2009)

3.5.9 Electron Beam CT

Electron beam CT byla modalita vytvořená pro snímání srdce, jakožto stále se pohybujícího orgánu. Na rozdíl od klasického CT je rentgenka stacionární, neotáčí se tedy kolem gantry. Elektronový paprsek je z katody vystřelován na velkou statickou anodu. Rotace paprsku probíhá elektromagneticky pomocí měděného drátu. Pro pacienta se jednalo o rychlé vyšetření vhodné především pro určení kalciového skóre. Z důvodu komplikované konstrukce se však nevyužívá. (Electron beam computed tomography, 2001)

3.5.10 Canon Aquilion One Genesis

Canon Aquilion One Genesis je moderní CT přístroj, který je vybaven Deep Learning schopností rekonstrukce obrazu a s tím spojeným Advanced intelligent Clear-IQ Engine (dále jen AiCE) systémem. Přístroj je vybaven 320 detektory o šíři 16 cm. Průměr gantry je 78 cm a minimální doba rotace rengenky kolem něj je 0,275 vteřiny, díky čemuž lze objem celého srdce zaznamenat během jednoho RR intervalu. Objem je přístroj schopný rozdělit na řezy o tloušťce 0,5 cm. Nosnost stolu je až 315 kilogramů, tudíž se mohou vyšetřovat i obézní pacienti. (Schaeffer, 2021)

3.5.11 VRT rekonstrukce

Volume rendering technique (dále jen VRT rekonstrukce) je rozšířená rekonstrukční metoda, která dokáže sledovaný objem zobrazit jak barevně, tak na škále šedi ve 3D. Sledovaný objem je tak přehledně vyobrazen, avšak v praxi se VRT rekonstrukce používá spíše pro dokumentační význam. Zobrazení pracuje na základě přiřazení různých parametrů jednotlivým voxelům. Tyto parametry se řídí podle Hounsfieldových jednotek. Pro VRT je potřebné, aby byl objem nasnímán v tenkých vrstvách. Při CT koronarografii se pro svou

přehlednost používá k zobrazení koronárních tepen a cévních anomálií. Pro správné zobrazení je třeba zobrazit tepny v celém průběhu a odstranit struktury (okolní kosti nebo cévy), které by znesnadňovaly prostorovou orientaci. Pro přehlednou rekonstrukci levé koronární tepny je třeba z obrazu odstranit plicní řečiště. (Baxa, 2012)

3.5.12 Iterativní rekonstrukce dat

Jedná se o rekonstrukční metodu, při níž lze snížit šum v obrazu použitím korekční smyčky, čímž lze získat obraz dostatečné kvality i při nižší dávce. Může se tak oddělit obrazový šum od signálu. Základ iterativní rekonstrukce stojí na filtrované zpětné projekci či na obrazu s konstantní hodnotou u něhož jsou k dispozici profily zeslabení pro různé projekce, které jsou následně porovnány s profily pro skutečný obraz, čímž se stanoví odchylka mezi projekčními daty obrazu původního a obrazu zrekonstruovaného. Odchylkou neboli chybnou maticí lze dále korigovat další iterace. Dochází tak k jejím následným změnám. Profily zrekonstruovaného obrazu se přibližují profilům obrazu skutečného. Jednotlivé iterace mají za následek zlepšení prostorového rozlišení vysoce kontrastních objektů a zmenšení šumu u objektů s nižším kontrastem. (Súkupová, 2018)

3.5.13 Deep learning rekonstrukce dat

Deep learning rekonstrukce funguje jako neuronová síť, ve které jsou otištěna data nízké kvality s větším množstvím šumu a data vysoké kvality. Síť se naučila vytvářet z dat s nízkou kvalitou data s kvalitou vyšší, pomocí porovnávání výsledně získaných informací se standardními daty zrekonstruovanými pomocí iterací. Dochází tak k separaci signálu od šumu, kdy se potlačí šum, a naopak vyzdvihne signálová hodnota. Systém se tak pomocí nabraných zkušeností dokáže přizpůsobit každému pacientovi individuálně, což může vést snížení celkové dávky při vyšetření. (Bernard, 2021)

3.5.14 Dávkové zatížení při CT koronarografii

Dříve se dávky při CT koronarografii pohybovaly v rozmezí mezi 15 a 30 mSv. Vzhledem k rapidnímu vývoji CT se aktuální efektivní dávka pohybuje pod 1 mSv. Ke snížení efektivní dávky přispěly následující faktory: prospektivní EKG gating, modulace proudu rentgenky podle anatomie pacienta a iterativní rekonstrukce. (Súkupová, 2014)

3.6 Angiografie

Angiografické výkony řadíme mezi intervenční stojící na principech skiaskopie. Do pacienta je zavedeno instrumentárium, jehož účelem je provedení různých výkonů jako je dilatace cév nebo implantace stentů. (Súkupová, 2018)

3.6.1 Koronární angiografie

Angiografická metoda sloužící ke zhodnocení morfologického nálezu na věnčitých tepnách za pomoci C-ramene, které umožňuje provádět vyšetření z několika různých projekcí, a tudíž umožnit lékaři lepší prostorovou orientaci. Projekce musí být provedeny tak, aby veškeré hlavní oddíly koronárního řečiště byly zaznamenány rovnoběžně s rovinou detektoru minimálně ve dvou na sebe kolmých projekcích, přičemž se nesmí překrývat s jiným větvemi. Mohou ji doplnit vyšetření žilních bypassů, angiografie levé srdeční komory či další koronární intervenční metody. (Vojáček, 1998)

3.7 Radiační ochrana

3.7.1 Principy a cíle radiační ochrany

Ochrany před ionizujícím zářením se dosáhne ochranným opatřením u zdroje či v jednom z bodů expoziční cesty anebo změnou polohy či charakteristik exponovaného jedince. Zabraňuje se tak rozvinutí deterministických a stochastických účinků u exponovaného jedince. (Podzimek, 2013)

K ochraně proti výše zmíněným účinkům slouží 4 základní principy radiační ochrany.

1. Princip zdůvodnění, který říká, že z veškerých lékařských postupů využívajících ionizující záření by měl pro pacienta, případně pro společnost, plynout dostatečný užitek, kompenzující újmu na zdraví. V praxi to znamená, že pacient vyšetřený pomocí ionizujícího záření by se měl dozvědět diagnostickou informaci, jelikož to musí být jediná diagnostická metoda, jak se k informaci dostat. Před ozářením pacienta se tudíž musí zvážit jiné metody, které by mohly vést ke stejnému výsledku jako je použití magnetické rezonance nebo ultrazvuku.
2. Princip optimalizace též označovaný zkratkou ALARA (As Low As Reasonably Achievable) pracuje na základě zaručení nejmenšího možného ozáření pacienta. K diagnostické informaci se tedy musí dojít bez zbytečného exponování pacienta ionizujícímu záření. Znamená to, že má-li být informace získána například pomocí rentgenu, tak si radiologický laborant řádně nastaví rentgenku a napětí na ní, aby napoprvé dosáhl kvalitního výsledku a nebyl nucen expozici opakovat. V rámci optimalizace byly zavedeny diagnostické referenční úrovně sloužící pro určení optimálních dávek u daných diagnostických či intervenčních výkonech.
3. Princip limitování dávek je určen pro pracovníky kategorií A a B, kteří se zdroji ionizujícího záření běžně pracují. Dávkové limity, tak neplatí pro pacienty, jelikož by potenciálně omezovaly přínos pacientovi. (Súkupová, 2012)

U radiačního pracovníka nesmí součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků elektivních dávek z vnitřního ozáření překročit 50 mSv za jeden kalendářní rok a 100 mSv za 5 navazujících kalendářních roků. Tyto limity jsou vztaženy na profesní ozáření. (Podzimek, 2013)

4. Princip bezpečnosti zdrojů se uplatňuje prostřednictvím pravidelných kontrol zdrojů ionizujícího záření. Prvnímu použití nového RTG nebo CT přístroje předchází přejímací zkouška. Poté se v pravidelném časovém rozsahu přístroje a jejich parametry kontrolují při zkouškách dlouhodobé stability a provozní stálosti. (Súkupová, 2012)

3.7.2 Radiační ochrana radiodiagnostických pracovníků

Na radiační pracovníky se uplatňují dávkové limity, které byly stanoveny tak, že riziko výskytu stochastických účinků je menší než 1 na 10 000 pracovníků za rok. V případě pracovníků manipulujících s RTG nebo CT přístrojem je hlavním zdrojem ozáření rozptýlené sekundární záření. Laborant se tedy může před vnějším ozářením chránit časem, vzdáleností a ochrannými prostředky (Súkupová, 2012).

Ochrana časem stojí na základě strávení co nejmenšího možného času v blízkosti zdroje záření. Toho může dosáhnout dobrou organizací práce, kdy laborant rychle a efektivně vykoná svou úlohu. Za ochranu časem se považuje i střídání personálu na pracovišti, což platí hlavně na oddělení nukleární medicíny nebo při práci s C-ramenem na operačních sálech.

Ochrana vzdáleností má základ v poznání, že dávkový příkon klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. V praxi se to projevuje strategickým uspořádáním pracoviště. Zdroj záření je umístěn v dostatečné vzdálenosti od ovládací místnosti, z které je možné s ním manipulovat. Na oddělení nukleární medicíny se pro tento účel používají peány či pinzety.

Ochrana stíněním se v praxi projevuje volbou vhodných stavebních materiálů jako je barytový beton. Pracovníci nosí při angiografických výkonech olověné zástěry. Samotné zdroje jsou chráněny stínícím obalem (Podzimek, 2013).

3.7.3 Radiační ochrana pracovníků na skiagrafickém a CT pracovišti

Pracovníci na skiagrafických nebo CT pracovištích jsou vybaveni osobními filmovými dozimetry, jež se každý měsíc vyhodnocují. Na pracovišti tohoto druhu platí pro laboranty limit 20 mSv za rok efektivní dávky. Avšak zřídka hodnota efektivní dávky překročí 1 mSv za rok. V případě, že je nutné pacienta při expozici manuálně zajistit, tak vyzve personál doprovod pacienta a vybaví ho potřebnými ochrannými pomůckami, tj. olověným límcem a zástěrou. Tyto ochranné prvky se využívají i u skiaskopií společně. Jako doplněk snížení absorbované dávky slouží snížení napětí na rentgence (Súkupová, 2012).

3.8 Magnetická rezonance

3.8.1 Princip magnetické rezonance

Protony jsou rotující nabitě částice, které se chovají jako malé magnety, mají tedy jižní a severní pól a vytvářejí zevní magnetické pole. Protony atomových jader mají tendenci se párovat, čímž se magnetický moment ruší, proto využití fenoménu magnetické rezonance nastává jen u atomů s lichým počtem protonů. Ideálním prvkem je vodík, který má pouze jeden proton a je nejhojněji zastoupeným prvkem v biologické tkáni. Lze však teoreticky využít všechny atomy s lichým počtem protonů v jádře, protože vlastní tzv. spinový angulární moment (Seidl, 2012).

Za normálních okolností jsou vektory magnetických polí protonů vodíku zcela náhodně uspořádané a tkáň se navenek nechová magneticky. Pokud ji ovšem umístíme do silného magnetického pole, nasměrují se vektory magnetických polí protonů rovnoběžně s jeho vektorem a to paralelně (po směru) či antiparalelně (do protisměru). Protože ve tkáni vytvořené magnetické pole je v zákrytu se silným magnetickým polem, tudíž jej není možné měřit, tak je třeba jej vychýlit pomocí precesních pohybů a docílit tak příčné

magnetizace. Dojde-li k vyslání elektromagnetického pulzu o frekvenci precesních pohybů do tkáně, tak na základě rezonance nastane jejich synchronizace, kdy se vektor magnetického pole tkáně vychýlí, vystoupí ze zákrytu silného magnetického pole a následuje vznik příčné magnetizace, která je měřitelná cívkou na principu elektromagnetické indukce. Po skončení pulzu se systém vrací do původního stavu. Tento čas nazýváme relaxační a rozeznáváme T1 relaxační čas, který odpovídá době, jež je nutná k návratu na 63 % úrovně původní podélné magnetizace a T2 relaxační čas, který se vyznačuje jako pokles příčné magnetizace na 37 % původní hodnoty. Relaxační časy jsou závislé na složení tkáně a pomocí snímání v různém čase po excitaci zobrazujeme T1 a T2 vážené obrazy. Tkáně, které se podle síly signálu mohou zobrazovat jako tmavší vůči okolí nazýváme hyposignální. Naopak tkáně hypersignální se zobrazují vůči okolí jako světlejší. Vedle sekvencí tvořících T1 a T2 vážené obrazy lze využít speciálních sekvencí, při kterých se potlačuje signál vody nebo tuku. T1 vážené obrazy se používají pro post kontrastní zobrazení (Ferda, 2015).

3.8.2 Konstrukce MR

Přístroj pro MR disponuje silným magnetem pro indukci silného magnetického pole. Pro indukci slabšího magnetického pole (0,5 Tesla) se používají permanentní magnety, jež poskytují nižší kvalitu obrazu. Supravodivé magnety slouží k indukci vyššího magnetického pole (zpravidla 1,5 Tesla nebo 3 Tesla). Pro získání optimálního signálu z vyšetřované oblasti se využívá vysílacích a přijímacích radiofrekvenčních cívek, které se přikládají na tělo pacienta. Cívky mohou být také integrovány v MR přístroji. (Ferda, 2015).

3.8.3 Příprava pacienta

Před vyšetřením se musí vyloučit běžné kontraindikace vyšetření na MR, tudíž přítomnost kardiostimulátoru či kovových kloubních náhrad. Pacient musí být na lačno pouze v případě zátěžového vyšetření srdce. Vyšetření se provádí

vleže a na pacientovi je umístěna hrudní přijímací cívka. Kvůli zvýšené hladině hluku si pacient chrání sluch pomocí špuntů do uší.

Jednotlivé sekvence se často zaznamenávají v momentě, kdy pacient zadržuje dech. V případě, že je doba sběru dat sekvence delší, než je pacient schopen zadržovat dech pak je strategické provádět náběr dat sledovaného objemu vždy ve stejné části dechového cyklu, nejlépe ve výdechu. Zabrání se tak vzniku pohybových artefaktů, jež znehodnocují výsledný obraz.

Pomocí sluchátek pacient dostává instrukce o dechové kontrole, případně jsou sledovány dechové pohyby gatingovou technikou. Zároveň může pacient být monitorován pomocí EKG. Před nalepením elektrod je vhodné daná místa namazat gelem (Pleva, 2012).

3.8.4 Kontrastní látky

Pro zvýšení kontrastu v MR obraze se u vyšetření srdce používají kontrastní látky, jež se podávají pacientovi intravenózně. V praxi se používají extracelulární kontrastní látky, jež pracují na principu přítomnosti gadolinia v molekule. Tím, že jsou aplikovány se zkrátí relaxační čas T1 ve sledované tkáni. Chelát gadolinia je tělem velmi dobře akceptovaná látka. Byl však u ní v průběhu let zjištěn podíl na vzácném onemocnění, a to nefrogenní systémové fibróze. Nežádoucí účinky násobí aplikace u pacientů, jež prodělali renální selhání. U obvyklého kontrastního vyšetření srdce, u něhož se hodnotí pozdní sycení se používá množství kontrastu 0,1-0,2 mmol/kg tělesné váhy. Při angiografii se podává 0,1-0,15 mmol/kg tělesné váhy a u perfuze myokardu je to 0,05-0,1 mmol/kg. Podle typu vyšetření se řídí rychlost intravenózního podání. Při normálním vyšetření je rychlost podání 0,5-1 ml/s, pro angiografii 1-1,5 ml/s a pro perfuzi pak 4 ml/s. Pro podání kontrastní látky je uzpůsoben injektor a po její aplikaci následuje proplach 20 ml fyziologického roztoku (Pleva, 2012).

3.8.5 Používané sekvence

Pro morfologické zobrazování srdce se většinou používají turbo spin echo sekvence v T1 nebo T2 váženém kontrastu podle očekávané patologie, případně se provádějí v kombinaci s potlačením signálu tuku. Pro potlačení signálu tuku po aplikaci kontrastní látky používáme T1 váženou turbo spin echo sekvenci. Pro potlačení signálu krve používáme BB (black blood imaging) techniku pomocí aplikace páru selektivních a neselektivních 180stupňových inverzních pulzů, které v příslušně dlouhém inverzním čase nulují signál příchozí krve.

Při funkčním zobrazování srdce se využívají gradientní echo sekvence ve vyrovnaném stavu (SSFP). Ke kompletnímu funkčnímu vyšetření jednotlivých se používají multifázové sekvence v rámci RR cyklu.

Zobrazování perfuze myokardu se provádí v jak v klidové fázi, tak na vrcholu zátěže (farmakologické) a stojí na principu získání rozdílného kontrastu v T1 váženém obrazu v rámci dynamického zobrazení v každém tepu během 1–2 minut po aplikaci kontrastní látky. Používají se TFE, B-TFE sekvence gradientního echa v kombinaci s EPI technikou kvůli nárokům na rychlost sběru. Stejnými sekvencemi se v principu provádí i hodnocení časného a pozdního syčení, a to pomocí T1 váženého obrazu gradientní echo sekvence v kombinaci se saturačním inverzním pulzem pro zlepšení kontrastu ve tkáni (Pleva, 2012).

4 METODIKA

Sběr dat o radiační zátěži při CT koronarografii probíhal na radiodiagnostickém oddělení Ústřední vojenské nemocnice – Vojenské fakultní nemocnice v Praze (dále jen ÚVN – VFN) od ledna do března roku 2022. Data se získávala separátně na dvou vyšetřovnách s CT přístrojem Canon Aquilion One z nichž jeden je na vyšetřovně CT1 (výrobní číslo 4KC 20Y2057) v provozu od roku 2021 a druhý (výrobní číslo 5KB186020) je na vyšetřovně CT2 od roku 2017. Přestože novější CT1 disponuje krom systému Adaptive Iterative Dose Reduction (dále jen AIDR) i systémem Artificial Intelligence (dále jen AI), který je modernější, tak k rekonstrukci dat byl využit pouze systém AIDR, který je dostupný na obou přístrojích.

Před samotným vyšetřením personál pracoviště zkontroloval identitu pacienta, který jim po vyzvání předal žádanku k diagnostickému úkonu a podepsaný informovaný souhlas. Pacient si poté v převlékací kabině sundal vrchní část oděvu a podle pokynů radiologického laboranta se položil na stůl CT přístroje nohama směrem do gantry. V leže mu zdravotní sestra do horní končetiny aplikovala kanylu pro podání kontrastní látky do oběhového systému. Personál pacienta znovu poučil o účincích kontrastní látky na tělo. Po aplikaci kanyly si položil vyšetřovaný ruce za hlavu a byl poučen o významu zachování stálé polohy a dodržování instrukcí přístroje ohledně dýchacího režimu. Je nutné, aby tato pravidla pacient dodržoval z důvodu snížení rizika vzniku pohybových artefaktů. Následně byl pacient připojen k tlakové pumpě obsahující kontrastní látku a fyziologický roztok a na jeho tělo byly přilepeny EKG elektrody. Svody se pro minimalizaci vzniku obrazových artefaktů lepí na pravé a levé rameno a hrudník kaudálně vpravo a vlevo.

V první fázi CT koronarografie byl proveden scanogram určující rozsah tomografického vyšetření a následné CT vyšetření kalciového skóre bez použití kontrastní látky. Vyšetření kalciového skóre se stejně jako následné CT srdce provádělo s EKG gatingem. V druhé fázi se provedlo CT srdce za pomoci EKG triggeringu s využitím jodové kontrastní látky. Cílová oblast byla vždy snímána v arteriální fázi. Po akvizici pacient odešel, převlékl se a 15 minut čekal před vyšetřovnou na sestru, aby mu vyňala zavedenou kanylu. Zároveň byl tento čas využit pro případ, že by se vyšetřovanému udělalo nevolno nebo se projevil negativní účinky kontrastní látky.

Přístrojový software vybral časové okno nejvyšší kvality. Z něho byla získána data potřebná k volume rendering rekonstrukci, díky které se pomocí rozdělení objemu do tenkých řezů mohl vytvořit 3D model srdce a přilehlých tepen.

Výsledná data byla uložena do interního systému PACS (picture archiving and communication system) ÚVN – VFN, z něhož následně byla získány informace o pacientech a dávce při CT vyšetření. Statisticky byla data zpracována pomocí programu Microsoft Excel. Byly sledovány tyto parametry: věk, váha a výška pacienta, dose length product (dále jen DLP) CT dávkový index (CT dose index, dále jen CTDI), typ použité rekonstrukce, rozsah vyšetření a napětí rentgenky. DLP a CTDI byly určeny jako výchozí hodnoty, jelikož výpočet absorbované dávky je pole působnosti radiologických fyziků, proto pro zjednodušení využíváme informace o teoretické vypočítané expozici z parametrů ozáření. Jinak by muselo být využito měrných fantomů a sofistikovanějších výpočetních metod.

Pacienti byli rozděleni do dvou skupin CT1 a CT2 podle přístroje, na kterém byli podrobeni vyšetření. Byla určena maxima a minima věkového rozložení vyšetřovaných v jednotlivých skupinách a průměrných věk v nich. Podle výšky

a váhy pacienta se vypočetl Body mass index (dále jen BMI), což posloužilo k zhodnocení vlivu BMI na celkovou dávku a zároveň k posouzení nadváhy ve skupinách. Výpočetní vzorec pro BMI je kg/m^2 .

Pro zjištění vlivu BMI na výslednou velikost dávky ve skupinách CT1 a CT2 a v celém vzorku byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient. Ten se pohybuje v jednotkách od -1 do 1 , kdy -1 značí nepřímou úměru mezi veličinami a 1 značí přímou úměru obou veličin. Významnost testu se kvantifikuje pomocí výpočtu hodnoty p pro nulovou hypotézu, která říká, že na hladině významnosti 5% na sobě dané veličiny nejsou závislé. Pearsonův korelační koeficient jsme také počítali pro určení závislosti celkové dávky vzhledem k výšce napětí rentgenky.

Pro DLP a CTDI byly provedeny F-testy pro určení rozdílu rozptylů a vytvořeny histogramy pro ověření normality rozložení hodnot. Histogramy byly vytvořeny jen pro hodnotu CTDI. Pracovali jsme s hypotézou, že na hladině 5% se výsledky neliší. Podle výsledků f-testů byl zvolen nepárový t-test pro shodné rozptyly.

Pro kompletnost výpočtů byl vypočítán i t-test pro rozdíl průměrů BMI podle napětí. Veškeré výpočty probíhaly v programu Microsoft Excel a byly následně prezentovány pomocí tabulek nebo zobrazeny pomocí grafů.

5 VÝSLEDKY

5.1 Věkové rozložení a poměr pohlaví ve skupinách

Náhodný výběr pacientů se pohyboval ve věkovém rozmezí od 48 do 88 let, přičemž polovina byla tvořena ženami a polovina muži. Průměrný věk byl 62,5 let. Skupina CT1 byla ze 6/10 tvořena ženami. Skupina CT2 byla naopak ze 7/10 tvořena muži.

Tabulka 1: Věkové rozložení pacientů ve skupin CT1 a CT2

	Minimální věk	Maximální věk	Průměrný věk
CT1	48 let	79 let	60,6 let
CT2	49 let	77 let	61,4 let
CT1 a CT2	48 let	79 let	61 let

5.2 BMI

BMI pro zdravého člověka se pohybuje hodnotách od 18,5 do 25. Ze skupiny CT1 se pod hranici 25 pohybovalo 50 % pozorovaných. Zbýlých 50 % je možné považovat za osoby trpící nadváhou či obezitou. Ve skupině CT2 se pod hranici BMI 25 pohybovalo 40 % pozorovaných. Žádná osoba neměla BMI značící podváhu.

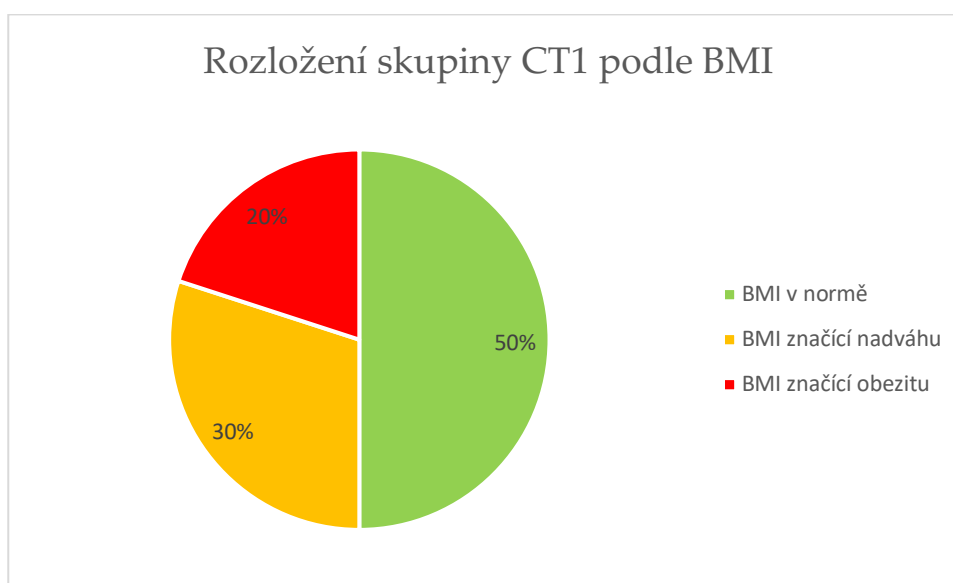
Tabulka 2: BMI skupiny CT1

Kód pacient a	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
BMI	29,0 3	25,8 8	24,4 5	24,6 9	39,0 6	24,0 9	24,0 9	21, 1	34,4 8	27,2 4

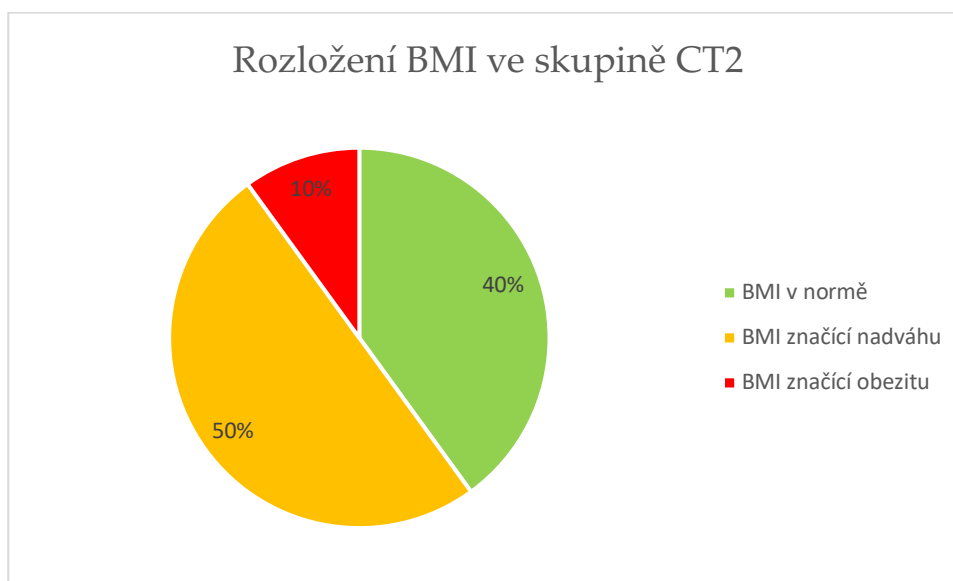
Tabulka 3: BMI skupiny CT2

Kód pacienta	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
BMI	28,02	21,33	27,65	27,78	30,86	24,74	20,20	27,15	26,31	24,22

Pro upřesnění pochopení vlivu BMI na celkovou dávku byly vytvořeny grafy zobrazující rozložení BMI v obou pozorovaných skupinách.



Obrázek 1: Graf rozložení skupiny CT1 podle BMI

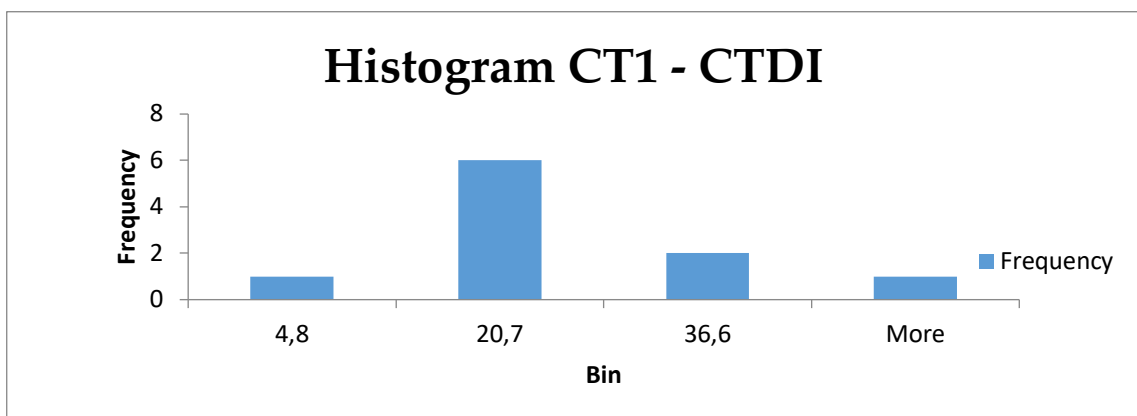


Obrázek 2: Graf rozložení skupiny CT2 podle BMI

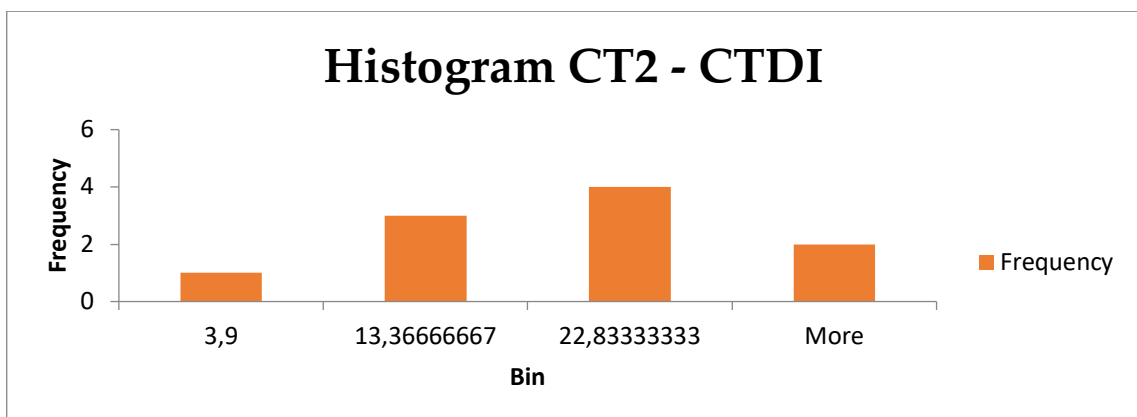
5.3 Srovnání dávek na obou přístrojích pomocí t-testu

Pro použití T-testu je nutné prokázat normalitu rozložení dat a srovnatelnost rozptylů v obou skupinách. Normalita byla vizuálně hodnocena na histogramech. Vzhledem k návaznosti obou sledovaných veličin nebylo potřeba vytvářet histogramy pro obě dvě CT.

Výsledky obou f-testů pro rozptyl se na hladině 5% neliší, což je indikováno tím, že hodnota F nepřevyšuje hodnotu F Critical. Tím byla prokázána shoda rozptylů a vhodnost použití t-testu. Průměrná hodnota CTDI pro CT1 je 20,62 mGy a pro CT2 je to 14,98 mGy. Směrodatná odchylka pro hodnoty CTDI CT1 vyšla 14,9988 a pro CT2 9,9539.



Obrázek 3 :Histogram normality hodnot CTdi ve skupině CT1



Obrázek 4 :Histogram normality hodnot CTDI ve skupině CT2

Tabulka 4: F-test pro rozptyl hodnoty CTDI pro CT1 a CT2

F-Test Two-Sample for Variances		
	<i>CT1-CTDI</i>	<i>CT2-CTDI</i>
Mean	17,98	14,98
Variance	224,9662	99,0817778
Observations	10	10
df	9	9
F	2,2705	
P(F<=f) one-tail	0,1189	
F Critical one-tail	3,1789	

Výsledky srovnání dávek dle CTDI na obou CT přístrojích pomocí t-testu nezamítají nulovou hypotézu. Na hladině 5% významnosti můžeme konstatovat, že se dávky absorbované pacienty na obou přístrojích stejného typu a různého stáří neliší.

Tabulka 5: Nepárový T-test se shodností rozptylů pro hodnotu CTDI

t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances		
	CT1-CTDI	CT2-CTDI
Mean	17,98	14,98
Variance	224,9662	99,0817778
Observations	10	10
Pooled Variance	162,0240	
Hypothesized Mean Difference	0	
df	18	
t Stat	0,5270	
P(T<=t) one-tail	0,3023	
t Critical one-tail	1,7341	
P(T<=t) two-tail	0,6046	
t Critical two-tail	2,1009	

Průměrná hodnota DLP na CT1 je 311,98 mGy*cm a na CT2 je 225,84 mGy*cm. Směrodatná odchylka hodnoty DLP pro skupinu CT1 vyšla 237,2 a pro CT2 161,1.

Tabulka 6: F-test pro rozptyl hodnoty DLP pro CT1 a CT2

F-Test Two-Sample for Variances		
	CT1-DLP	CT2-DLP
Mean	266,16	225,84
Variance	56268,014	25967,856
Observations	10	10
df	9	9
F	2,1668332	
P(F<=f) one-tail	0,1324289	
F Critical one-tail	3,1788931	

Srovnání hodnot DLP na obou přístrojích t-testem také neprokazuje rozdíl mezi přístroji.

Tabulka 7: Nepárový T-test se shodností rozptylů pro hodnotu DLP

t-Test: Two-Sample Assuming Equal Variances		
	<i>CT1-DLP</i>	<i>CT2-DLP</i>
Mean	266,16	225,84
Variance	56268,01378	25967,856
Observations	10	10
Pooled Variance	41117,93489	
Hypothesized Mean Difference	0	
df	18	
t Stat	0,444620905	
P(T<=t) one-tail	0,330946804	
t Critical one-tail	1,734063607	
P(T<=t) two-tail	0,661893608	
t Critical two-tail	2,10092204	

5.4 Korelace mezi BMI, napětím na rentgence a celkovou dávkou

Tabulka 8: Parametry potřebné k výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu pro skupinu CT1

Kód pacienta	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Směrodatná odchylka
BMI	29,03	25,88	24,45	24,69	39,06	24,09	24,09	21,1	34,48	27,24	5,47
DLP	241,7	150,8	94,5	258,2	404,3	66,7	405	82,9	839,9	117,6	237,2
kV	100	100	100	100	120	100	100	100	120	100	8,43

Tabulka 9: Parametry potřebné k výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu pro skupinu CT2

Kód pacienta	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	Směrodatná odchylka
BMI	28,02	21,3	27,65	27,78	30,86	24,74	20,2	27,15	26,31	24,22	3,25
DLP	245,9	62,9	472	189,2	516,5	256	110,2	83,6	254,4	67,7	161,14
kV	100	100	120	120	100	100	100	100	120	100	9,66

Míra závislosti BMI a celkové dávky DLP byla určena pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. Pearsonův korelační koeficient pro skupinu CT1 vyšel 0,6596. Nulová hypotéza o nezávislosti obou veličin byla zamítnuta, což kvantifikuje P hodnota, která se ukázala menší než hodnota alfa, tedy 0,05. Byla tím dokázána silná korelace mezi BMI a hodnotou celkové dávky DLP.

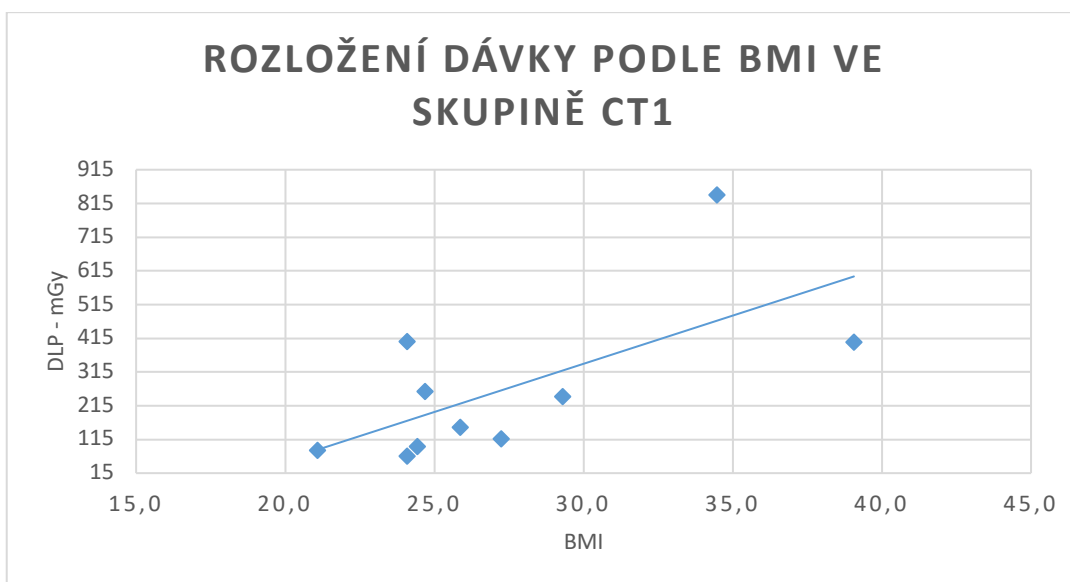
Pro skupinu sledovanou na přístroji C2 vyšel Pearsonův korelační koeficient 0,7039 což opět značí vysokou míru závislosti obou datových skupin, kdy se s vyšším BMI zvýší celková dávka. Závislost obou hodnot byla ověřena vypočítáním hodnoty P a jejím porovnáním s hodnotou alfa 0,05.

Pro zjištění vlivu výšky napětí na celkovou dávku DLP na CT1 byl taktéž použit Pearsonův korelační koeficient, který vyšel 0,7908. K potvrzení vyvrácení nulové hypotézy o nezávislosti obou veličin byla vypočítána hodnota P, jež vyšla 0,0065, což potvrdilo alternativní hypotézu o závislosti obou veličin. Pomocí maieutického deduktivního monologu se došlo k závěru, že výška napětí na hodnotu DLP bude mít vliv i ve skupině CT2, tudíž nebylo přistoupeno k samotnému výpočtu. Vzhledem k výsledkům t-testů potvrzujícím shodnost průměrů bylo možné počítat s daty ze skupin z CT1 a CT2 jako jednotnými. Proto byl vypočten korelační koeficeint pro společnou skupinu CT1 a CT2, jenž se po vypočtení p hodnoty a vyvrácení nulové hypotézy o nezávislosti ukázal jako směrodatný.

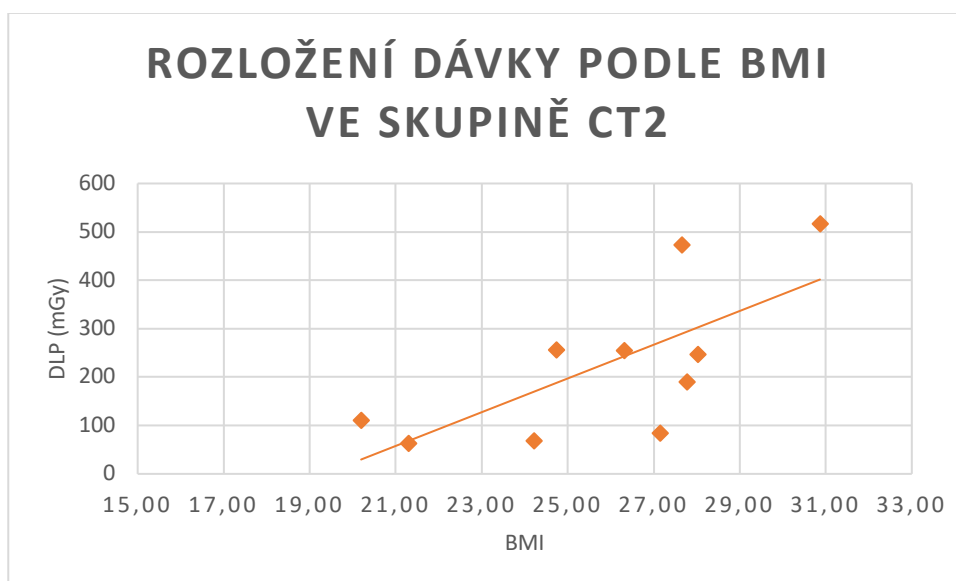
Z důvodu určení dalších významných vlivů na velikost DLP byl stejným způsobem vypočítán a ověřen Pearsonův korelační koeficient pro vliv napětí na celkovou dávku.

Tabulka 10: Výsledky Pearsonova koeficientu pro různá zadání

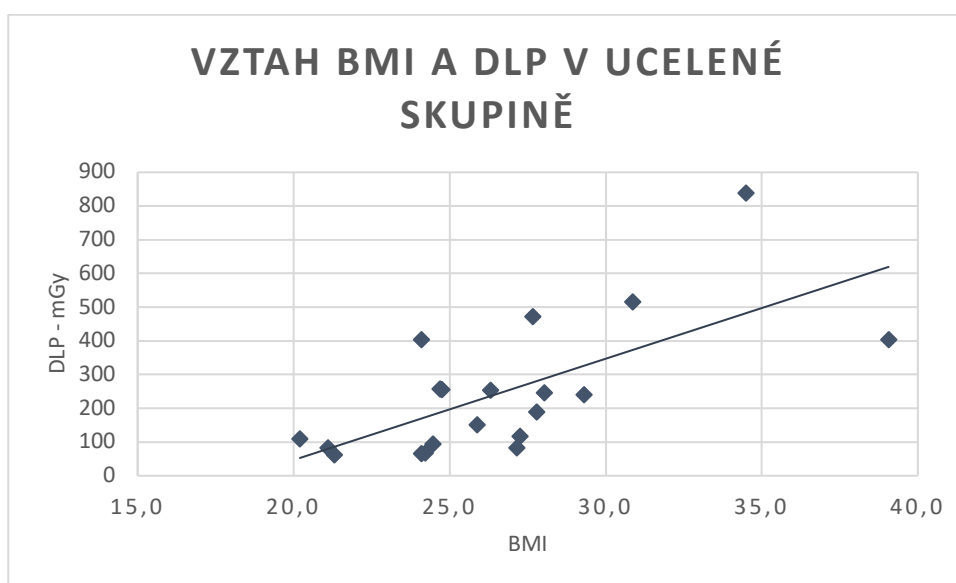
	Pearsonův korelační koeficient - r	Koeficient determinace - r ²	Počet prvků - N	T skóre	P hodnota
CT1 (BMI a DLP)	0,6596	0,435	10	2,4822	0,0379
CT2 (BMI a DLP)	0,7039	0,4955	10	2,8035	0,023
CT1 + CT2 (BMI a DLP)	0,6759	0,4558	20	3,8834	0,001
CT1 napětí a DLP	0,7908	0,625	10	3,6549	0,0065
C1+CT2 napětí a DLP	0,555	0,3081	20	2,8311	0,011



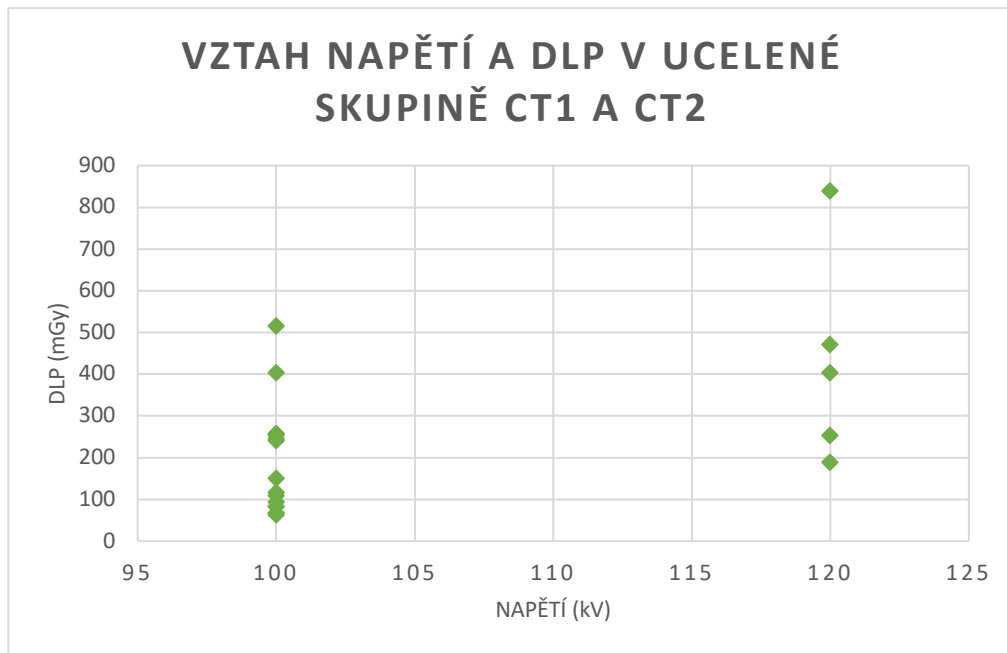
Obrázek 5: Graf rozložení DLP podle BMI pro skupinu CT1



Obrázek 6: Graf zobrazující rozložení DLP podle BMI ve skupině CT2



Obrázek 7: Graf vztahu BMI a DLP v ucelené skupině



Obrázek 8: Graf vztahu napětí a DLP v ucelené skupině

Ke vztahu napětí a BMI byl vytvořen f-test o shodnosti rozptylů. F-test ukázal neshodnost rozptylů a podle toho byl vytvořen nepárový t-test.

Tabulka 11: F-test pro shodnost rozptylů napětí a BMI.

F-Test Two-Sample for Variances	napětí (kV)	BMI
Mean	105	26,6304608
Variance	78,9473684	19,898724
Observations	20	20
df	19	19
F	3,96745883	
P(F<=f) one-tail	0,00212136	
F Critical one-tail	2,1682516	

Tabulka 12: Nepárový t-test s neshodnými rozptyly pro veličiny napětí a BMI

t-Test: Two-Sample Assuming Unequal Variances		
	<i>napětí (kV)</i>	<i>BMI</i>
Mean	105	26,6304608
Variance	78,9473684	19,898724
Observations	20	20
Hypothesized Mean Difference	0	
df	28	
t Stat	35,2519007	
P(T<=t) one-tail	4,8039E-25	
t Critical one-tail	1,70113093	
P(T<=t) two-tail	9,6078E-25	
t Critical two-tail	2,04840714	

6 DISKUZE

V kapitole „přehled současného stavu“ jsou vysvětleny různé techniky zobrazení srdce používané v radiologii. Ze všech metod se ty, jež využívají ionizující záření staví mezi méně používané. Proto byla speciální pozornost byla věnována vysvětlení principu CT a průběhu CT koronarografie pro lepší pochopení praktické části práce. V ní bylo hlavním cílem potvrzení či vyvrácení nulové hypotézy zmíněné v kapitole „cíle práce“. K tomuto účelu bylo využito statistický metod, jež byly odborně zkonzultovány s vedoucím práce MUDr. Jiřím Vránou Ph.D.

Pro přehlednost byli pacienti rozděleni do dvou skupin, které byly následně analyzovány podle věkového rozložení a BMI. Skupina CT1 měla vyšší průměrné BMI o 1,58. Skupina CT2 byla tvořena zase v průměru staršími osobami. Při spojení obou skupin bylo zjištěno, že nejmladšímu pacientovi bylo 48 let a nejstaršímu 79 let. To dokazuje, že vyšetření je vhodné i pro seniory v pokročilém věku. Tento věkový rozptyl také odpovídá realitě prevalence ischemické choroby srdeční v populaci. Právě ta je nejčastější indikací k CT vyšetření srdce (Gwozdziewicz 2007).

6.1 Interpretace t-testů a korelací

Z výsledků statistické části bakalářské práce lze dojít k závěru, že mezi dvěma přístroji stejného typu Canon Aquilion One Genesis různého stáří nedochází na hladině 5 % ke statistickému rozdílu celkové expozice pacienta při CT koronarografii. K potvrzení této hypotézy se došlo ověřením normality obou datových skupin histogramy, dále provedením f-testů určujících shodnost rozptylů a následným prověřením základní hypotézy studentovým t-testem pro shodné rozptyly. Histogramy odpovídají velikosti sledovaného vzorku. Výsledky t-testu ukázaly, že CTDI a DLP pro pacienty se neliší na novějším

přístroji CT1 oproti přístroji o 5 let staršímu. Tento výsledek souhlasí s obecným předpokladem o stabilitě dávek u podobných přístrojů stejného výrobce. Výsledky opravňují volné zaměňování přístrojů pro vyšetření srdce dle potřeb oddělení. Z hlediska radiační zátěže tedy není třeba speciální úpravy provozu.

Exposice na obou přístrojích se nelišila přes mírně odlišné rozložení skupiny pacientů, kteří byli na CT1 a CT2 vyšetřováni. Pacienti skupiny CT1 mají v průměru vyšší BMI než pacienti druhé skupiny. Vzhledem k závislosti DLP na hmotnosti, která vyplývá z principu metody, kdy u hmotnějších pacientů, s celkově vyšší atenuací RTG záření je vyžadována vyšší expozice pro zachování obrazové kvality. Tento vztah jsme ověřili prostřednictvím Pearsonova korelačního koeficientu jako vliv velikosti BMI na hodnotu DLP. Obě datové skupiny (BMI a DLP) jsou na sobě statisticky významně závislé, tudíž pacient s vyšším BMI obdrží vyšší dávku než pacient s BMI v normě. Z důvodu podobnosti hodnot (CTDI a DLP) skupin pacientů vyšetřených na CT1 a CT2, jež byla potvrzena t-testy, bylo možné zpracovat korelaci DLP a BMI pro sloučenou skupinu. Možnost vytvořit ucelenou skupinu spojením dvou na sobě nezávislých skupin posloužila jako důkaz o tom, že je možné pro účely vyšetření libovolně zaměňovat oba přístroje. Práce s ucelenou skupinou dále potvrdila výsledky získané jednotlivými výpočty a t-testy.

Závislost dávky na hmotnosti je regulována dvěma principy zaprvé změnou velikosti napětí a za druhé automatickou regulací proudu. Změnu velikosti napětí provádí ručně radiologický laborant na základě nabytých zkušeností. U silnějších pacientů se považuje za výhodnější nastavit vyšší proud, a tedy vyšší energii záření s vyšší penetrací. V práci se to potvrzuje u 5 pacientů, u kterých bylo zvýšeno napětí ze 100 kV na 120 kV. Všech 5 pacientů mělo vyšší BMI a u 2 z nich přesahovalo hodnotu 30. V t-testu jsme potvrdili statisticky vyšší hodnotu BMI ve skupině pacientů s vyšší hodnotou použitého proudu. Pacientovi s vyšším BMI by při použití nižšího napětí (tzn. 100 kV) hrozilo

zbytečné ozáření. Rentgenka by nemusela být schopna sledovaný objem dostatečně prozářit. Získaná data by pak nebyla kvalitní a vyšetření by se muselo opakovat a zároveň by došlo k přílišnému ozáření pacienta. Z hlediska radiační ochrany by došlo k porušení principu optimalizace. Zvýšením napětí se dodržuje princip ALARA. Vztah velikosti BMI k dávce, konkrétně CTDI_{vol}, potvrzuje i Nikola Petříková ve své bakalářské práci na téma „Vliv expozičních parametrů na radiační zátěž pacienti při CT angiografii břišní aorty“, ve které dochází ke stejnému finálnímu výsledku pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. V práci se ovšem podrobněji věnuje standardizaci snížení napětí na 100 kV, kdy dochází k závěru, že i u pacientů s vyšším BMI je možné pořídit kvalitní obrazový záznam a současně ušetřit na radiační zátěži pacienta. Dokazuje tak vztah mezi napětím a CTDI. CTDI se s vyšším napětím zvětšuje. Nutno dodat, že na oddělení radiodiagnostiky v ÚVN – VFN je napětí o velikosti 100 kV standardem, což značí spokojenost personálu s výslednou kvalitou dat u populace, jež je statisticky převážně žijící s nadváhou (Petříková, 2021). K podobnému závěru jako Nikola Petříková došel i Simon Atkins z Centra lékařské zobrazovací diagnostiky v Londýně, který se zaměřil na korelaci mezi DLP a BMI. Ve svém článku dochází k závěru, že DLP pro obézního pacienta může být ve srovnání s DLP pro normálního pacienta až o 26 % vyšší (Petříková 2021, Atkins 2015).

Korelace napětí a DLP byl prokázán vypočtením Pearsonova korelačního koeficientu a ověřením závislosti obou datových skupin. Ověření korelace potvrdilo vyvrácení nulové hypotézy o nezávislosti.

Druhým faktorem regulující velikost DLP je automatická regulace proudu, kdy přístroj sníží expozici automaticky na základě předpokládané atenuace ze scanogramu v místech celkově nižší density tkáně, čímž dochází ke snížení celkové dávky při zachování kvality zobrazení. Mimo jiné má za následek i větší kvalitu kontrastu v obraze. Tento faktor nemůže laborant nijak ovlivnit, lze ho

ovšem využít při snížení napětí, kdy díky proudové regulaci může být zachován obraz dostatečné kvality.

Korelace DLP a BMI není natolik překvapivá je však hodna dalším úvahám, jež by se zaobíraly tématem obezity a celkové radiační zátěže. Nabízí se tedy otázka, zdali by popularizace tohoto faktu nevedla ke snížení míry obezity v České republice. Podle WHO trpělo v roce 2021 v České republice 60 % populace nadváhou a z toho 19,3 % obezitou. V kombinaci s rozšířenou a často neopodstatněnou radiofobií tedy strachu z radiace, by zveřejnění takovéto studie mohlo vést k marginálnímu snížení nadměrné váhy populace. Na to navazující problém je i limitace z hlediska velikosti gantry, jež je omezena fyzikálními zákony. Vyšetření pacientů s hodnotou BMI vyšší než 30 se mohou stát neproveditelnými. A to nejen na CT či rentgenu, ale i na operačních sálech či u praktického lékaře. V momentě, kdy podle WHO se v České republice počet lidí trpících nadváhou zvyšuje se zdravotnictví může začít potýkat s osobami, jimž kvůli omezené nosnosti stolů, nemůže být podána potřebná zdravotnická péče. Nadváha prokazatelně přispívá k mnohým zdravotním problémům, jež ovlivňují činnost srdce a krevního oběhu a nemožnost důkladného vyšetření kvůli obezitě by pro pacienta mohla mít fatální následky. Je nutné zdůraznit, že problém neproveditelnosti z důvodu vysokého BMI, by se týkal jen osob s BMI nad 30 a 40, přičemž lidí s BMI nad 40 je podle doc. Martina Matoulka, Ph.D. v České republice cca 150 000 (Heřmánková 2020, Mahdalová 2021).

Osobní zkušenosti prokazují, že většina stolů sloužících k operačním výkonům či rentgenovým akvizicím má nosnost okolo 180 nebo 200 kilogramů. I když by šla nosnost stolu zvýšit například nákupem novější techniky, tak by se nevyřešil prostorový rozměr, kdy pacient je příliš velký, proto aby mohlo vyšetření proběhnout. Řešením by proto byl vznik samostatného oddělení pro obézní či morbidně obézní pacienty. Využití radiofobie by v tomto případě bylo neetické a v mnohých případech zcela jistě i kontraproduktivní. Pacient by pak

ze strachu vyšetření nemusel chtít podstoupit vůbec. Ovšem to by nemělo být omluvou pro lékaře pacientovi skutečnost vztahu BMI a DLP zatajit. Budoucnost proveditelnosti vyšetření je tak v důkladné prevenci vzniku obezity u člověka a zároveň v technickém rozvoji samotného CT přístroje. CT přístroje si od doby svého vzniku pošly rapidním vývojem ve všech ohledech. Samotná akvizice při CT srdce může zabrat jen 0,275 sekundy v případě, že vyšetřovaná oblast na moderním 320 detektorovém CT systému je dlouhá maximálně 16 cm. Jelikož se CT srdce provádí na škále 14 nebo 16 cm, tak je v tomto směru obtížné nacházet lepší technická řešení. Z tohoto důvodu by ke snížení dávky přispělo větší využití AI rekonstrukce, kterou novější používaný Canon Aquilion One Genesis má. Jedná se o deep learningovou rekonstrukci dat, jež se na pracovišti ÚVN – VFN zatím příliš nevyužívá. Z 20 pozorovaných pacientů nebyla využita u jediného. Vzhledem k tomu, že se tento software sám učí na základě nabytých zkušeností, tak by našel dobré využití právě u obézních pacientů. Ionizující záření ztrácí během průchodu hmotou na intenzitě. Tento jev se v praxi projevuje u obézních pacientů jako nekvalitní obraz, jenž je bohatý na artefakty.

Dostatečným používáním deep learningových rekonstrukcí by tak mohlo dojít ke snížení dávky například i tím, že by se nemuselo zvyšovat napětí. Minimálně by došlo ke zlepšení obrazu jak u běžných tomografických akvizic, tak u 3D volume rendering techniky. Zlepšení obrazu po využití deep learning technik popisuje i soubor autorů z Hiroshimské univerzity. Hlavní rozdíl našli ve schopnosti potlačení šumu v obraze. Právě ten může být způsoben větším množstvím tuku nashromážděným v těle pacienta. Klasické využívané rekonstrukční algoritmy mohou potlačit jen šum o vysokých frekvencích, ale již si nedokážou poradit s šumem způsobeným velice nízkými frekvencemi. Deep learning rekonstrukce dokáže pracovat se šumovým problémem na obou stranách spektra (Akagi 2019).

6.2 Možnosti navázání na práci

Teoretických pokračování prací na toto téma by v tomto případě bylo několik. Mohlo by dojít k prozkoumání vlivu druhu použitého rekonstrukčního algoritmu na celkovou dávku DLP nebo CTDI. Na skupině pacientů s BMI vyšší než 30 by bylo provedeno vyšetření nejdříve za pomoci AIDR rekonstrukce a následně AI rekonstrukce využívající deep learning algoritmus. Pomocí T-testu by se mohl porovnat rozdíl dávek. Na to by mohl navázat výzkum zaměřený na korelaci napětí a deep learning rekonstrukce. Jestli bude markantní rozdíl mezi kvalitou obrazu získaného při napětí 100 kV a 120 kV. Z hlediska radiační ochrany by se jednalo o využití principu odůvodnění. Z výsledků je také čitelné, že CT koronarografie na zkoumaných přístrojích je vyšetření, jež radiačně příliš nezatěžuje pacienta, a proto by jeho opakování nemělo vliv na etičnost možného výzkumu. Kvalita obrazu by se hodnotila porovnáním množství šumu a artefaktů v nasbíraných datech. Limitace by pak spočívala v limitované dostupnosti většího množství pacientů vzhledem k tomu, že CT vyšetření srdce není zcela běžné. Byla by tedy nutná domluva s praktickým lékařem případně s lékařem zaměřeným na obezitologii, kteří by byli ve výzkumu zainteresováni a mohli by své pacienty do výzkumu zakomponovat.

Z přístrojového hlediska by se práce mohla rozvinout o přístroje různých výrobců. Student by porovnával data získaná na dvou přístrojích, které by byly ideálně umístěné na stejném pracovišti, aby nevznikaly nesrovnalosti způsobené jinými pracovními protokoly a zvyklostmi. V rámci komplexnějšího výzkumu by se mohly porovnat řady přístrojů dvou různých firem. V rámci práce by tak mohli vznikat různé verze, kdy by se člověkem ovlivnitelné parametry jako je napětí na rentgence mohli měnit a porovnávaly by se tak schopnosti softwarů a s nimi spojenými rekonstrukčními algoritmy.

Dalším aspektem zvyšujícím expozici pacientu ionizujícímu záření je EKG trigerring a gating. Obzvláště při EKG gatingu může vzniknout situace, kdy při vyšší tepové frekvenci nabraená data ztrácí na kvalitě kvůli pohybovým artefaktům. Personál je tak nucen vyšetření opakovat. V případné práci by se rozebíral vliv opakování vyšetření na dávku, kterou pacient obdrží a prevenci opakování vyšetření. Práce by se tedy více pohybovala v softwarovém a farmaceutickém poli odbornosti.

7 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo zjistit, jestli je rozdíl v dávkovém indexu DLP na dvou přístrojích Canon Aquilion One Genesis při CT koronarogafii. Pomocí statistických metod se ukázalo, že mezi přístroji z tohoto hlediska rozdíl není. Nulová hypotéza, která tvrdila, že se na hladině 5 % přístroje neliší se tedy potvrdila. Podařilo se určit prvky ovlivňující velikost DLP, a to konkrétně BMI a napětí na rentgence. Pomocí Pearsonova korelačního koeficientu se potvrdila i vzájemná závislost jednotlivých veličin. Veškeré poznatky o korelaci byly potvrzeny vypočítáním hodnoty p . Následně byly poznatky zhodnoceny v diskusi, z níž se zvláštní pozornost dostala ověřené korelaci mezi velikostí DLP a velikostí BMI. Ta pak byla dále rozvinuta a podána jako návrh pro další témata bakalářských prací. Tímto se podařilo splnit další cíl o službě práce jako odrazovém můstku pro práce další.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CT – Computed tomography, počítačová tomografie

BMI – Body mass index

DLP – Dose length product, součin kermy a délky

RTG – Rentgen

PA – Posterioranteriorní

AP – Anteriorposteriorní

EKG – Elektrokardiografie

VRT – Volume Rendering Technique

MR – Magnetická rezonance

AV uzel – Atrioventrikulární uzel

DSCT – Dual Source Computed Tomography

AiCE – Advanced Intelligent Clear-IQ Engine

ALARA – As Low As Reasonably Possible

BB – Black blood imaging

SSFP – Steady-state free precession

ÚVN-VFN – Ústřední vojenská nemocnice – Vojenská fakultní nemocnice Praha

AIDR 3D – Adaptive Iterative Dose Reduction

AI – Artificial Inteligence

PACS – Picture archiving and communication systém, systém pro archivaci a distribuci dat

CTDI – CT dose index

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. AKAGI, Motonori, Yuko NAKAMURA, Toru HIGAKI, et al. Deep learning reconstruction improves image quality of abdominal ultra-high-resolution CT. *European Radiology*. 2019, **29**(11), 6163-6171. ISSN 1432-1084. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-019-06170-3
2. ATKINS, Simon. The Relationship of CT Mean Modulated Dose-Length Product and Body Mass Index During Routine 18F- FDG PET/CT Studies. *International Journal of Medical Imaging* [online]. 2015, **3**(5), 3 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://article.sciencepublishinggroup.com/html/10.11648.j.ijmi.20150305.12.html#paper-content-4>
3. BAXA, Jan a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-80-7262-880-3.
4. BERNARD, Angélique, Pierre-Olivier COMBY, Brivaël LEMOGNE, Karim HAIOUN, Frédéric RICOLFI, Olivier CHEVALLIER a Romaric LOFFROY. Deep learning reconstrucion versus iterative reconstruction for cardiac CT angiography in a stroke imaging protocol: reduced radiation dose and improved image quality. *QUIMS* [online]. 2021, leden 2021, **11**(1), 3 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://qims.amegroups.com/article/view/53748/html>
5. BRANNY, Marian. Kalciové skóre. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. 2012, **11**(3-4) [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/magno/kar/2012/mn3.php>
6. BULAVA, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.

7. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
8. Electron beam computed tomography. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2022-05-12]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Electron_beam_computed_tomography
9. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.
10. FERDA, Jiří, Jan BAXA, Thomas FLOHR, Bernhard SCHMIDT a Boris KREUZBERG. Zobrazení srdce výpočetní tomografií s duální energií záření X. *Česká radiologie* [online]. 2009, leden 2009, 63(1), 5 [cit. 2022-05-10]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/289665288_Cardiac_imaging_with_dual-energy_computed_tomography
11. GWOZDZIEWICZ, Marek. *Arteriální revaskularizace myokardu*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1772-2.
12. HABERL, Ralph. *EKG do kapsy*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4192-
13. HEŘMÁNKOVÁ, Marie. Tisková zpráva. In: *Vfn* [online]. Praha, 2020, 3.9.2020 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: https://www.vfn.cz/wp-content/uploads/2020/09/TZ_XXL_centrum_ve_VFN.pdf
14. HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 5. vydání. Praha: Triton, 2021. ISBN 978-80-7553-873-4.
15. KUCHYNKA, Petr, Lukáš LAMBERT, Vladimír ČERNÝ, Josef MAREK, David AMBROŽ, Aleš LINHART a Barbara Anna DANEK. CT koronarografie. *Cor et Vasa* [online]. 2015, 23.10.2015, 57(1), 7 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: doi:10.1016/j.crvasa.2015.09.008
16. MAHDALOVÁ, Kateřina. Česko je na špici evropské obezity, muži jsou třetí. *Seznamzpravy* [online]. Praha, 2021, 30.12.2021 [cit. 2022-05-12].

Dostupné z: <https://www.seznamzpravy.cz/clanek/fakta-cesko-je-na-spici-evropske-obezity-muzi-jsou-treti-184479>

17. MALÍKOVÁ, Hana. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. ISBN 978-80-246-4036-5.
18. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.
19. PETŘÍKOVÁ, Nikola. *Vliv expozičních parametrů na radiační zátěž pacienta při CT angiografii břišní aorty*. Olomouc, 2021. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce prof. MUDr. Miroslav Heřman, PhD.
20. PLEVA, Martin a Petr OUŘEDNÍČEK. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3931-1.
21. PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika: aplikace ionizujícího záření*. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2021. ISBN 978-80-01-06829-8
22. PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2013. ISBN 978-80-01-05319-5
23. Příspěvatelé WikiSkript, *CTA koronárních tepen* [online], , c2017, Datum poslední revize 18. 02. 2017, 11:36 UTC, [citováno 10. 05. 2022] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=CTA_koron%C3%A1rn%C3%ADch_tepen&oldid=376526>
24. Příspěvatelé WikiSkript, *Kontrastní látky* [online], , c2018, Datum poslední revize 12. 03. 2018, 18:50 UTC, [citováno 10. 05. 2022] <<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Kontrastn%C3%ADl%C3%A1tky&oldid=399432>>
25. REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. *Encyklopedie fyziky* © [online]. 2006–2015 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/203-ultrazvuk>

26. SCHAEFFER, Colin J., Stephanie M. LEON, Catherine A. OLGUIN a Manuel M. ARREOLA. Accuracy and reproducibility of effective atomic number and electron density measurements from sequential dual energy CT. *Medical Physics*. John Wiley, 2021/07/01, 48(7), 3525-3539. ISSN 0094-2405. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1002/mp.14916>
27. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
28. SÚKUPOVÁ, Lucie. Dávky z CT koronarografie přístupné veřejnosti?. *Sukupova* [online]. world wide web, 2014, 19.5.2014 [cit. 2022-05-12]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/davky-z-ct-koronarografie-pristupne-verejnosti/>
29. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN isbn978-80-271-0709-4.
30. VOJÁČEK, Jan. Doporučení pro provádění koronarografického vyšetření. *Kardio.cz* [online]. Praha, 1998 [cit. 2022-05-10]. Dostupné z: [https://www.kardio-cz.cz/data/upload/Doporuceni_pro_provadni_koronarografickeho_vyseteni_1998.pdf](https://www.kardio.cz.cz/data/upload/Doporuceni_pro_provadni_koronarografickeho_vyseteni_1998.pdf)

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Graf rozložení skupiny CT1 podle BMI	38
Obrázek 2: Graf rozložení skupiny CT2 podle BMI	38
Obrázek 3 :Histogram normality hodnot CTdi ve skupině CT1.....	39
Obrázek 4 :Histogram normality hodnot CTDI ve skupině CT2.....	39
Obrázek 5: Graf rozložení DLP podle BMI pro skupinu CT1	46
Obrázek 6: Graf zobrazující rozložení DLP podle BMI ve skupině CT2	47
Obrázek 7: Graf vztahu BMI a DLP v ucelené skupině.....	47
Obrázek 8: Graf vztahu napětí a DLP v ucelené skupině	48

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1: Věkové rozložení pacientů ve skupin CT1 a CT2.....	37
Tabulka 2: BMI skupiny CT1.....	37
Tabulka 3: BMI skupiny CT2.....	38
Tabulka 4: F-test pro rozptyl hodnoty CTDI pro CT1 a CT2.....	40
Tabulka 5: Nepárový T-test se shodností rozptylů pro hodnotu CTDI.....	41
Tabulka 6: F-test pro rozptyl hodnoty DLP pro CT1 a CT2	42
Tabulka 7: Nepárový T-test se shodností rozptylů pro hodnotu DLP.....	43
Tabulka 8: Parametry potřebné k výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu pro skupinu CT1	44
Tabulka 9 - Parametry potřebné k výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu pro skupinu CT2	44
Tabulka 10: Výsledky Pearsonova koeficientu pro různá zadání	46
Tabulka 11: F-test pro shodnost rozptylů napětí a BMI.....	48
Tabulka 12: Nepárový t-test s neshodnými rozptyly pro veličiny napětí a BMI	49

