

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Nikola Petříková

Vliv expozičních parametrů na radiační zátěž pacienta při

CT angiografii břišní aorty

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. MUDr. Miroslav Heřman, PhD.

Olomouc 2021

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci 13. května 2021

Bc. Nikola Petříková

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce prof. MUDr. Miroslavu Heřmanovi, PhD. za cenné rady, připomínky a trpělivost při odborném vedení této práce. Dále bych chtěla poděkovat paní RNDr. Evě Reiterové, PhD. za konzultaci týkající se statistického zpracování výsledků výzkumné části.

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	diplomová práce
Téma práce:	Technické aspekty při vyšetřování výpočetní tomografií
Název práce:	Vliv expozičních parametrů na radiační zátěž pacienta při CT angiografii břišní aorty
Název práce v AJ:	Effect of exposure parameters on radiation dose during abdominal aorta CTA
Datum zadání:	2020-01-28
Datum odevzdání:	2021-05-13
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor práce:	Nikola Petříková
Vedoucí práce:	prof. MUDr. Miroslav Heřman, PhD.
Oponent práce:	MUDr. Radim Kovář

Abstrakt v ČJ:

Cílem této diplomové práce je popsat vliv expozičních parametrů na radiační zátěž při CTA vyšetření abdominální aorty u pacientů se zavedeným stentgraftem. Vzhledem k možnému ovlivnění obrazu byly zkoumány i změny šumu a kontrastu ve vzniklých obrazech. Radiační zátěž je v této práci hodnocena pomocí dávkového indexu a pro další parametry byly

sledovány hodnoty denzity a směrodatné odchylky denzity. V teoretické části jsou popsány možné metody zobrazení břišní aorty, pojmy související s radiační ochranou a možnosti ovlivnění radiační zátěží pacienta při CT vyšetření. Výzkumný soubor tvořili pacienti, kterým byla na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc opakovaně provedena CTA břišní aorty pro kontrolu zavedeného stentgraftu. Celkový soubor tedy tvořilo 60 pacientů, u nichž bylo provedeno 120 CTA vyšetření. Pomocí retrospektivního sběru dat a následné statistické analýzy byl popsán vliv změny hodnot jak na snížení dávkového indexu, tak na vyšší kvalitu obrazu – při správném využití automatické modulace proudu je množství šumu v obraze dostatečně korigováno i při snížení hodnoty napětí a zároveň vede ke zlepšení kontrastu v obraze.

Abstrakt v AJ:

The aim of this diploma thesis is to describe the effect of exposure parameters on radiation dose during abdominal aorta CTA examination with stent-graft placement. Changes in noise and contrast were also examined due to the possible changes in the resulting images. In this thesis, the radiation burden was evaluated with the dose index. Density values and standard deviation were recorded for other parameters. In the theoretical part, possible methods for abdominal aortic imaging, concepts related to radiation protection and the burden of the patients during CT scanning are described. The study population consisted of patients who underwent repeated CTA of the abdominal aorta at the Radiology Clinic of the University Hospital Olomouc to check inserted stent graft. The total population thus consisted of 60 patients in whom 120 CTA examinations were conducted. By means of retrospective data collection followed by the statistical analysis, the effect of value changes on both the reduction of the dose index and the higher image quality was described. The amount of noise in the resulting image is sufficiently corrected with the correct use of automatic current modulation and it even leads to an improvement in the image contrast.

Klíčová slova v ČJ: CT angiografie, abdominální aorta, snížení radiační dávky, nízké kV, kvalita obrazu

Klíčová slova v AJ: CT angiography, abdominal aorta, reduce radiation dose, low kV, image quality

Rozsah: 62 stran / 4 přílohy

OBSAH

ÚVOD	8
1 REŠERŠNÍ ČINNOST.....	9
2 TEORETICKÁ ČÁST.....	11
2.1 Možnosti zobrazení břišní aorty	11
2.1.1 Ultrazvuk.....	12
2.1.2 Digitální subtrakční angiografie (DSA).....	13
2.1.3 MR angiografie (MRA)	14
2.1.4 CT angiografie (CTA).....	15
2.2 Radiační zátěž.....	17
2.2.1 Radiační ochrana při lékařském ozáření	17
2.2.2 Radiologické standardy.....	20
2.3 Základní technické aspekty při CT vyšetření.....	21
2.3.1 Expoziční parametry	21
2.3.2 Obrazové parametry.....	23
2.4 Snížení dávky při CT vyšetření a hodnocení kvality obrazu	24
2.4.1 Základní dozimetrické veličiny pro CT	24
2.4.2 Možnosti snížení dávky při CT vyšetření	25
2.4.3 Kvalita CT obrazu.....	27
2.5 Shrnutí teoretických východisek	28
3 VÝZKUMNÁ ČÁST	29
3.1 Výzkumné cíle a hypotézy	29
3.2 Charakteristika souboru	29
3.3 Metoda sběru dat.....	30
3.4 Realizace výzkumu	31
3.5 Metody zpracování dat.....	32
4 VÝSLEDKY VÝZKUMNÉHO ŠETŘENÍ.....	34

4.1	Hodnota dávkového indexu.....	34
4.2	Hodnoty dalších technických parametrů.....	36
4.2.1	Kontrast.....	36
4.2.2	Šum.....	39
5	DISKUZE.....	42
5.1	Limity, význam a návrhy pro další výzkumné šetření.....	47
6	ZÁVĚR.....	48
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	49
	SEZNAM ZKRATEK.....	55
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	57
	SEZNAM TABULEK.....	57
	SEZNAM PŘÍLOH.....	58

ÚVOD

Dnešní zdravotnictví v České republice je na velmi vysoké úrovni. Zobrazovací technologie prochází velmi rychlým vývojem a dochází k významnému pokroku v rámci jejich využívání napříč většinou odvětví medicíny. Nešvarem dnešní doby je však nadužívání zobrazovacích metod a tím i rostoucí kolektivní dávka z lékařského ozáření. Tento fakt nemění ani významné snížení dávek záření, které se díky modernizaci přístrojů v dnešní praxi pro vyšetření používají. (Súkupová, 2018, s. 23-137)

Státní ústav radiální ochrany (SÚRO) uvádí, že v roce 2016 bylo v České republice provedeno asi 16 milionů vyšetření s pomocí ionizujícího záření. Vyšetření prováděná pomocí výpočetní tomografie (CT) tvořila 6,9 % a intervenční výkony 1,2 %. (Petrová, 2016, s. 1-2) Pokud se jedná pouze o CT vyšetření, jejich meziroční nárůst se pohybuje mezi 5 až 10 %. (Súkupová, 2018, s. 137) „*Nicméně s klidným svědomím lze konstatovat, že pokud je dané vyšetření pomocí ionizujícího záření správně indikováno, optimalizováno a aplikováno, je riziko spojené s takovým vyšetřením vždy vyváženo přínosem pro vyšetřovanou osobu.*“ (Petrová, 2016, s. 2)

Tato práce se bude zabývat optimalizací CT angiografie (CTA) břišní aorty, která bývá běžně prováděna i na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc. V současné době je snaha o snížení hodnot napětí, což by logicky mělo vést ke snížení dávky radiace, kterou pacient během vyšetření obdrží. S ohledem na princip optimalizace by však tato změna neměla vést ke snížení kvality vyšetření, či snad k jeho znehodnocení. Po prostudování potřebných podkladů bylo zjištěno, že danou problematikou se literatura zabývá velmi málo. Výzkumy týkající se právě CTA břišní aorty a snížení hodnot napětí při využití kontrastní látky nebyly nalezeny vůbec. Právě tyto aspekty jsou v praktické části této práce sledovány a následně vyhodnoceny. V teoretické části jsou popsány metody, kterými se dá břišní aorta zobrazit, protože je důležité vědět, kdy a z jakých důvodů se přistupuje právě k zobrazování pomocí výpočetní tomografie. Dále jsou zde uvedeny nejzásadnější pojmy, týkající se radiální ochrany pacienta, protože ta je velmi úzce propojena s prováděním všech vyšetření, za pomoci ionizujícího záření.

1 REŠERŠNÍ ČINNOST

Před provedením rešeršní činnosti a výběru tématu diplomové práce byla nastudována následující základní literatura.

1. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
2. HEŘMAN, Miroslav a kolektiv. *Základy radiologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4
3. STEFANIAK, Karolina, Michal STANISIC, Marcin GABRIEL a Grzegorz OSZKINIS, 2016. Diagnostic imaging methods applied in long-term surveillance after EVAR. Will computed tomography angiography be replaced by other methods? *Advances in Interventional Cardiology* [online]. **1**(43), 6-12 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1734-9338. Dostupné z: doi:10.5114/pwki.2016.56943
4. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech-to nejdůležitější pro praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
5. ŠTÁSEK, Josef, Petr NĚMEC a Jiří VÍTOVEC, 2015. Summary of the 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Prepared by the Czech Society of Cardiology. *Cor et Vasa* [online]. **57**(4), e297-e319 [cit. 2021-5-3]. ISSN 00108650. Dostupné z: doi:10.1016/j.crvasa.2015.05.001
6. Věstník MZČR č. 2/2016 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-2-2016/>

K vypracování rešerše bylo, s ohledem na popisovanou a zkoumanou problematiku, dohledáno a následně použito 11 odborných textů a knih. Veškeré publikace je možné dohledat ve fondu knihovny Univerzity Palackého v Olomouci a případně v Národní digitální knihovně. Legislativa týkající se popisované problematiky je dostupná na internetových stránkách MZ ČR. Celkem bylo použito 8 zdrojů. 2 zdroje se týkají pracovních postupů na radiologické klinice FN Olomouc. Odborné články a studie byly vyhledávány pomocí klíčových slov v českém jazyce: CT angiografie, abdominální aorta, snížení radiační dávky, nízké kV, kvalita obrazu. Tato klíčová slova byla přeložena a vyhledávána i v anglickém jazyce: CT angiography, abdominal aorta, reduce radiation dose, low kV, image quality. Pro vyhledávání byly využity databáze PubMed, Google Scholar a Science Direct. Celkem bylo dohledáno 593 článků. Následně byly vyřazeny duplicitní články, kvalifikační práce a články, které neobsahovaly

potřebné informace. Konečně bylo pro tvorbu rešerše využito celkem 22 veřejně přístupných dokumentů. Celkem bylo pro vypracování této diplomové práce využito 43 odborných zdrojů, zabývajících se popisovanou problematikou.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Možnosti zobrazení břišní aorty

Aneuryzma břišní aorty je definováno jako rozšíření břišní aorty nad 30 mm, případně rozšíření aorty o více než 50 % v porovnání se zdravým úsekem. Aneuryzma břišní aorty bývá většinou zjištěno náhodně. V případě ruptury aorty dochází k silné bolesti břicha či zad a pacient může upadnout do šoku, jedná se tedy o akutní stav. Mortalita se v tomto případě pohybuje mezi 60 až 70 procenty. Léčené aneuryzma má oproti tomu velmi dobrou prognózu, kdy přežije více než 95 % pacientů. (Štásek a kol., 2014, s. 470) Obecně se dá říci, že k léčbě je indikován ten pacient, u kterého je prognóza nepříznivá a je určité riziko vzniku ruptury. V současné době jsou dva druhy léčby, chirurgická a endovaskulární. Chirurgický zákrok je velmi invazivní a hemodynamicky náročný, proto se dnes, pokud je to možné, přistupuje k léčbě endovaskulární (EVAR). (Köcher a kol., 2012, s. 125-128) Evropská kardiologická společnost uvádí, že podle dostupných studií má EVAR nižší mortalitu o 1,4 %. Nevýhodou může být, ve srovnání s chirurgickou léčbou, nejistá účinnost v dlouhodobém časovém horizontu. (Štásek a kol., 2014, s. 471) Endovaskulární výkon se provádí v celkové, spinální či částečné anestezii. Během zákroku je pacient heparinizován a jsou mu podávána širokospektrá antibiotika. Zároveň musí být připraven, pro případ vzniku komplikací, ke klasickému chirurgickému zákroku. (Krajina a kol., 2005, s. 286-287) Pacientovi je implantován stentgraft, který se zavádí endoluminálně nad a pod vak výdutí. Dochází tedy k vyřazení výdutí z krevního oběhu. Anatomické podmínky pro endovaskulární léčbu dnes splňuje 60–80 % aneuryzmat.

Po zákroku může vzniknout celá řada komplikací. V souvislosti s endoprotézou může dojít k infekci, stenóze, zalomení stentgraftu či jeho migraci. Další komplikací je přetrvávající průtok krve do vaku aneuryzmatu neboli endoleak. Tato komplikace může vést i k nejzávažnějšímu důsledku, kterým je ruptura výdutí. Toto riziko se pohybuje mezi 0,5 až 1,2 %. Vzhledem k mnoha rizikům je důležité pacienta dlouhodobě a pravidelně sledovat. Běžně je pacient kontrolován jeden měsíc po výkonu a následně každý další rok. Cílem kontrolních vyšetření je včasné zachycení komplikací a případná reintervence. (Köcher a kol., 2012, s. 125-128)

Nejčastěji využívanou zobrazovací modalitou je výpočetní tomografie (CT). Potřebného zobrazení lze však dosáhnout i pomocí ultrazvuku, digitální substrakční angiografie či pomocí magnetické rezonance. (Stefaniak a kol., 2016, s. 6) Veškeré modalitty a jejich nejčastější využití, jsou ve stručnosti popsány v následujícím textu.

2.1.1 Ultrazvuk

Ultrazvukové vyšetření je nejdostupnější a finančně výhodné. V souvislosti s touto zobrazovací modalitou se nejčastěji hovoří o screeningovém vyšetření. Mnoho zemí, jako například Velká Británie, Dánsko, Itálie či Austrálie provádí screeningové programy pro včasné zjištění aneuryzmatu břišní aorty na národní úrovni. (Engelberger a kol., 2017, s. 1) Evropská kardiologická společnost doporučuje populační preventivní vyšetření pomocí ultrazvuku u mužů starších 65 let. Doporučení se vztahuje i na ženy téhož věku, pokud jsou nebo byly kuřačky. Cílená prevence by měla být zvažována i u sourozenců pacienta, u kterého již bylo aneuryzma břišní aorty zjištěno. Jako optimální se jeví provedení kontrolního vyšetření abdominální aorty při echokardiografickém vyšetření, protože lékař může využít stejnou sondu. (Štásek a kol., 2014, s. 470) Studie provedená ve Velké Británii popisuje, že provedením preventivního vyšetření abdominální aorty je možné zachytit klinicky nemá aneuryzmata a tím snížit riziko ruptury o 53 %. (Scott, 2002)

Ultrasonografií je možné využít i pro kontrolu pacienta po endovaskulární léčbě, kdy se sleduje především vznik endoleaku. Stefaniak a kol. (2016, s. 7-11) po porovnání několika studií uvádějí, že by tato modalita mohla být alternativou pro dnes běžně využívanou CTA. U pacientů, kteří mají kontraindikaci k podání jodové kontrastní látky, je možná kombinace ultrazvukového vyšetření a nativního CT. (Köcher a kol., 2012, s. 127) Další možností je provedení kontrastního Ultrazvukové vyšetření, které při využití 3D zobrazení vykazuje velmi dobré výsledky, srovnatelné s CT či MR. (Stefaniak a kol., 2016., s. 7-11) 3D zobrazení umožňuje vytvoření multiplanárních rekonstrukcí a měla by se tím snížit možnost vzniku chyby vyšetřujícího lékaře. (Lowe a kol., 2016, s. 471) Tato technika je však méně dostupná a nákladná. (Stefaniak a kol., 2016)

Zásadní výhodou využití ultrazvukového vyšetření je, že nevyužívá ionizující záření a zároveň se řadí mezi jednoduché, finančně výhodné a neinvazivní metody, které se v rámci diagnostiky řadí mezi základní. (Seidl a kol., 2012, s. 40-219)

Problematické může být vyšetření z důvodu obezity či u pacientů trpících meteorismem. (Engelberger a kol., 2017, s. 3) Další nevýhodou oproti ostatním zobrazovacím modalitám je, že kvalita vyšetření je velmi závislá na zkušenostech a schopnostech lékaře, který dané vyšetření provádí. (Stefaniak a kol., 2016, s. 8)

2.1.2 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

DSA se v dnešní době považuje za velmi důležité při potřebě zobrazení periferních tepen, přesto bývá často nahrazováno modernější CTA a MRA. (Heřman a kol., 2014, s. 248) Pomocí tohoto vyšetření je možné zobrazit lumen aorty a její odstupující větve. Jsou tedy získány přesné informace o průtočné části lumina a tím tedy i o šířce a tvaru aorty. Pokud je však zobrazení aorty potřebné, kvůli postižení stěny aorty či vyhledávání menšího aneurysmatu, který je vyplněn krevní sraženinou, není tato metoda vhodná. (Štásek a kol., 2014, s. 458)

Digitální subtrakce spočívá v tom, že při počítačovém zpracování se z obrazu získaného po aplikaci kontrastní látky (KL) odečtou nativní snímky. Odstraněním pozadí (měkké tkáně struktury skeletu) je docíleno kvalitního rentgenového zobrazení cév naplněných KL. Tyto snímky lze dále digitálně zpracovávat. (Vomáčka a kol., 2015, s. 62)

KL je aplikována katétrem o velikosti 4 až 5 Frenche (F), který bývá nejčastěji zaváděn přes femorální tepnu (v případě problému je možné provést punkci axilární tepny). Katétrů využívaných pro diagnostiku jsou jednoduše ovladatelné a musí splňovat určitá kritéria. Musí být antitrombogenní, dobře viditelné během výkonu, a samozřejmě musí být dostatečně ohebné, aby nezpůsobily poranění na vnitřní straně cévy. (Heřman a kol., 2014, s. 248-249) Náplň cév se skiaskopicky sleduje pomocí C-ramene, které umožňuje provádět mimo předozadních i bočné a šikmé projekce. (Krajíček a kol., 2007, s. 49)

Přestože je toto vyšetření přínosné, řadí se mezi invazivní vyšetření, které pacienta určitým způsobem zatěžuje. Po tomto zákroku je nutné, aby byl pacient několik hodin sledován, případně i hospitalizován. Důvodem je pravděpodobnost vzniku krvácení z třísla v místě, kde byl zaváděn katétr. (Heřman a kol., 2014, s. 248-249) Absolutní kontraindikace pro toto vyšetření nejsou. Problémem může být alergie pacienta na KL. V tomto případě musí být před výkonem premedikován, stejně jako u CT vyšetření. Dále je pro obě modalitě určitým mínusem vystavení pacienta ionizujícímu záření. (Krajíček a kol., 2007, s. 52-54) Vzhledem k výše uvedeným výhodám a nevýhodám, má toto vyšetření v určitých případech své nezastupitelné místo. DSA je využívána v případě pochybností, vzniklých při hodnocení jiných zobrazovacích metod. V současné době se tedy nejedná o primární metodu a pro zobrazení velkých cév je využívána spíše CTA či MRA. (Heřman a kol., 2014, s. 248)

2.1.3 MR angiografie (MRA)

Vyšetření magnetickou rezonancí využívá pro zobrazení cév speciální sekvence, které dokážou zaznamenat tok krve cévami. V určitých případech není potřeba pacientovi aplikovat kontrastní látku. (Hrdina a kol., 2012, s. 165) Zobrazení břišní aorty však bývá prováděno po aplikaci paramagnetické kontrastní látky.

MRA se běžně využívá před různými operacemi v oblasti břišní aorty a endovaskulárními výkony, mezi které se řadí právě zavedení stentgraftu. (Žižka a kol., 2015, s. 134) V doporučených postupech Evropské kardiologické společnosti pro diagnostiku a léčbu onemocnění aorty je uvedeno, že pomocí MR je možné velice přesně určit šíři a tvar aorty, postižení odstupujících cév i aorty samotné. Magnetická rezonance zobrazí i intramurální a intraluminální tromby. (Štásek a kol., 2014, s. 458) Pacient musí mít zavedenou kanylu pro aplikaci kontrastní látky a následně je položen na záda tak, aby šla provést centrace na vrchol lopat kosti kyčelní. Provést vyšetření je možné pouze s cívkou, která překrývá oblast od bránice až po hlavice femurů. Změna postupu je možná například kvůli nadváze pacienta, kvalita vyšetření ale významně klesá. (Žižka a kol., 2015, s. 134)

Stefaniak a kol. uvádějí, že při porovnání dvou studií, které se zabývaly kvalitou detekce problému po endovaskulární léčbě je MR citlivější než CT a dokáže zobrazit i menší endoleak typu II. Obě modalita byly stejně citlivé při hodnocení větších netěsností. (2016, s. 10-11)

Zásadní výhodou při srovnání s CT a DSA je absence použití ionizujícího záření. Stejně jako zobrazení cév pomocí ultrazvuku či výpočetní tomografie je toto vyšetření neinvazivní, s relativně nízkým rizikem komplikací. Vzhledem k využití paramagnetické KL, která má ve srovnání s jodovými KL (aplikovány při CTA a DSA) velmi nízkou nefrotoxicitu a alergenicitu, je možné vyšetření provést i u pacientů, kterým nemůže být ze zdravotních důvodů aplikována jodová KL. (Krajíček a kol., 2007, s. 44)

Velkou nevýhodou MR při vyšetřeních po endovaskulární léčbě je nekompatibilita některých materiálů, které se při léčbě používají. Určité stenty mohou vytvořit v obraze artefakty a tím znehodnotit kvalitu vyšetření nebo dokonce ohrozit pacienta při posunu v silném magnetickém poli. Dalším problémem může být nižší dostupnost pracovišť, časová náročnost a vyšší cena vyšetření. (Stefaniak a kol. 2016, s. 10-11) Co se týče kvality obrazu, Krajíček a kol. uvádějí, že při porovnání s CTA je geometrické rozlišení jen mírně horší. (2007, s. 45) Vzhledem k výše uvedeným výhodám a nevýhodám je MRA ve většině případů považována za metodu druhé volby hned po CTA. (Cardia a kol., 2017, s. 1)

2.1.4 CT angiografie (CTA)

Endovaskulární léčba je pro pacienty velmi přínosná, ovšem, jak bylo zmíněno výše, i tyto výkony jsou spojené s určitým rizikem vzniku komplikací. Může se jednat o komplikace časně i pozdní, které se mohou projevit až několik let po provedení zákroku. Důležitá je tedy pravidelná a pečlivá kontrola, případně včasná reintervence. (Černá a kol., 2012, s. 160)

Vzhledem k velkému technickému pokroku a vzniku multidetektorové výpočetní tomografie se dnes CTA řadí mezi základní a běžné postupy při zobrazování cévních struktur. Zásadní zlepšení kvality cévních rekonstrukcí znamená, že značné množství vyšetření, které bylo dříve možné provést pouze pomocí invazivní DSA, dnes může být provedeno právě pomocí CTA. (Krajíček a kol., 2007, s. 42) Pro dostatečně kvalitní zobrazení je zásadní vysoký počet řad detektorů (nejméně 16 řad). Rychlost rotace rentgenky okolo pacienta by měla být okolo 0,5 s (Seidl a kol., 2012, s. 2019) a pro správné hodnocení je podstatné vytvoření submilimetrových řezů (0,4 – 0,6 mm). (Ferda a kol., 2009, s. 180)

CTA abdominální aorty se může provádět v rozsahu cíleném přesně na postižené místo nebo od vrcholu bránice až po dolní okraje třísel. V tom případě jsou kromě břišní aorty zobrazeny i pánevní tepny. Vyšetření je provedeno po intravenózní aplikaci jodové kontrastní látky. (Ferda a kol., 2009, s. 180) Množství podané KL je závislé na tělesné hmotnosti pacienta a vypočítá se poměrem 1 mililitr (ml) KL na 1 kilogram váhy pacienta. Běžně je podávána rychlostí okolo 3 ml/s. (Seidl a kol., 2012, s. 219)

Abdominální aorta naplněná KL se zobrazuje při skenování s přibližně dvacetivteřinovým odstupem od začátku aplikace KL do žíly – tedy v arteriální fázi. Pro přesný čas spuštění skenování se nejčastěji používá funkce bolus tracking. (Ferda a kol., 2009, s. 181) Jedná se o metodu synchronizace zaznamenávání dat a aplikace KL. Vývoj denzity je sledován při samotném probíhající vyšetření na plánovacím skenu. Ve vhodném řezu je zvolena oblast zájmu (abdominální aorta), která je po aplikaci KL sledována a při dosažení požadované prahové denzity je automaticky zahájena akvizice dat. (Ferda, 2004, s. 6) Doporučená prahová hodnota vzestupu denzity v břišní aortě (pod bránicí) je v místních radiologických standardech pro CT přístroje FN Olomouc stanovena na 150 Hounsfieldových jednotek (HU) (FN Olomouc, 2015, s. 61) Při kontrolním vyšetření po endovaskulární léčbě je vhodné provést skenování i v odložené fázi. Lékař tak může zhodnotit další netěsnosti v okolí stentgraftu. (Ferda a kol., 2009, s. 181)

Data, která jsou během vyšetření sesbírána, se následně digitálně zpracovávají a jsou vytvářeny dvoudimenzionální (2D) nebo třidimenzionální (3D) rekonstrukce. Základním zpracováním jsou multiplanární rekonstrukce, které lékaři umožňují posuzovat CT skeny

v jakémkoliv směru a tím i zhodnotit nález na stěně tepny či v jejím okolí. Rekonstrukcí maximum intensity projection (MIP) vzniká také 2D obraz – do zvolené roviny jsou zobrazeny voxely s nejvyšší denzitou. Tím dojde k potlačení okolí a zvýraznění KL v zobrazované cévní struktuře. Nejčastěji využívanou 3D rekonstrukcí je objemová rekonstrukce – volume rendering technique (VRT). Oproti výše uvedeným rekonstrukcím, kdy výsledný obraz vidíme v odstínech šedi, mohou být struktury s různými denzitami zobrazeny barevně (stínovaně a nestínovaně) a lékař může mít velmi názorný celkový přehled o vyšetřovaných strukturách, v tomto případě cévách. Nevýhodou VRT rekonstrukcí je možná sumace obrazu cév se strukturami, které obsahují vápník (skelet, sklerotické pláty). (Krajíček a kol., 2007, s. 42)

Vzhledem k mnoha možnostem zobrazení abdominální aorty, je vždy nutné zvážit výhody a nevýhody CT vyšetření. Parmer a kol. uvádějí, že rutinní sledování pacienta po endovaskulární léčbě pomocí CT, může mít za následek poškození ledvin. K tomu může dojít díky opakované aplikaci jodové KL, která je potřeba pro provedení vyšetření. (2006, s. 710) Ve Věstníku MZ ČR č. 10/2016 je uvedeno, že u pacientů, kteří mají hodnotu kreatininu v normě, se tento problém objevuje u 0–10 % případů. Pokud se ovšem u pacienta objevuje nějaký rizikový faktor, možnost vzniku problémů je až 25 %. (s. 79-80) Pacientům, u kterých je z pohledu rozvoje kontrastní nefropatie určité riziko, by mělo být, pokud je to možné, indikováno vyšetření pomocí jiné zobrazovací modalit jako je ultrazvuk či magnetická rezonance. (Parmer a kol., 2006, s. 710) Mezi další nevýhody tohoto vyšetření, spojeného s aplikací KL je možnost vzniku alergické reakce. Těmto komplikacím se však dá předejít správně zvolenou premedikací pacienta. (Věstník MZ ČR, 2016, s. 77-78) Jedním z hlavních negativ CT vyšetření a důvodů, proč vznikají snahy o častější zařazení jiných zobrazovacích modalit, je poměrně vysoká radiační zátěž pro pacienta. Obecně tvoří CT vyšetření, z celkového počtu výkonů s použitím rentgenového záření 7,9 %. Pokud jde však o celkovou kolektivní dávku, je hodnota o mnoho vyšší – 47 %. (Súkupová, 2018, s. 112) Vzhledem k těmto číslům je třeba optimalizovat zobrazovací protokoly a snažit se dávky záření snižovat.

Na druhou stranu je potřebné si uvědomit, že aneuryzmata abdominální aorty se objevují častěji ve vyšším věku, kdy je riziko vzniku stochastických účinků ionizačního záření menší a včasné prokázání komplikace léčby může mít zásadní bezprostřední vliv na péči o pacienta. Přes všechny uvedené nevýhody se CTA dnes řadí mezi základní a nejvíce využívané předoperační i pooperační vyšetření u aneuryzmatu abdominální aorty. Důvodem je především vysoká kvalita zobrazení, která je potřeba pro následné hodnocení a určování existence endoleaků či růstu aneuryzmatu. Dále se mezi výhody řadí velmi dobrá dostupnost CT přístrojů. (Stefaniak a kol., 2016, s. 7) Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky uvádí,

že v roce 2018 bylo vykázáno celkem 171 přístrojů. Například MR přístrojů, i přes velký nárůst v posledních letech, bylo v provozu 110. (s. 3, 2019) Celé vyšetření je poměrně rychlé a je možné bez větších problémů zopakovat. Vzhledem k propracovanému systému ukládání snímků, lze výsledky vyšetření porovnávat a tím sledovat změny v čase. Pro kontrolní vyšetření a plánování případné reintervence je tedy, v současné době, CTA nezbytná. (Stefaniak a kol., 2016, s. 7)

2.2 Radiační zátěž

Jak již bylo uvedeno v předchozím textu, výpočetní tomografie se řadí mezi vysokodávkové modalitty. Pacienti tedy obdrží, ve srovnání s jinými vyšetřeními, relativně vysokou dávku ionizujícího záření. Radiační zátěž, která vzniká při jednotlivých vyšetřeních, je popisována efektivní dávkou. Tato veličina je Vyhláškou o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje definována jako součet součinů tkáňových váhových faktorů (které lze dohledat v příloze této vyhlášky) a ekvivalentní dávky v ozařované tkáni či orgánech. (Vyhláška č. 422/2016 Sb. §2)

Průměrná dávka ozáření člověka za jeden rok je v průměru 3 milisieverty (mSv). Z toho 0,6 mSv odpovídá ozáření, které vzniká při lékařských výkonech a vyšetřeních, valná většina (2,4 mSv) tedy připadá na ozáření z přírodních zdrojů. Největší podíl z lékařského ozáření tvoří právě radiodiagnostické výkony, pod které spadají i intervence. Pro obecnou představu hodnot radiační zátěže u jednotlivých modalit existuje několik tabulek. Za dodržení běžných postupů se efektivní dávka u skiagrafických vyšetření pohybuje od desetin po 1 mSv. Oproti tomu u CT vyšetření se efektivní dávka běžně pohybuje od jednotek a po desítky mSv. Z toho tedy vychází, že dávka, kterou pacient obdrží na CT, může být cca 50krát až 1000krát vyšší. (Súkupová, 2018, s. 171-173) Pro nejčastěji prováděné výkony uvádí Státní ústav radiační ochrany (SÚRO) typické hodnoty efektivních dávek, jako příklad může být porovnání vyšetření břicha. Při pořízení běžného rtg snímku břicha, pacient obdrží dávku 0,35 mSv. U CT vyšetření břicha je však hodnota efektivní dávky 10 mSv, zároveň je ovšem nutné dodat, že výpovědní hodnota CT vyšetření je ve valné většině případů nesrovnatelně vyšší. (SÚRO, 2016, s. 4)

2.2.1 Radiační ochrana při lékařském ozáření

Pojem lékařské ozáření definuje Zákon č. 263/2016 Sb. § 2 jako ozáření v rámci vyšetření nebo léčby pacienta, pracovnělékařských služeb či preventivní péče. Zároveň sem patří ozáření, které

vzniká při dobrovolné účasti zdravých osob nebo pacientů na lékařském ověřování nových nezavedených metod. Za lékařské ozáření se považuje i ozáření, které vzniklo při pomoci jiné fyzické osobě, která podstupuje vyšetření spojené s lékařským ozářením.

Hlavním cílem radiační ochrany je snaha o snížení rizika vzniku stochastických účinků na co nejnižší úroveň a zamezení vzniku deterministických účinků. Radiační ochrana je založena na 4 základních principech – principu zdůvodnění, principu optimalizace, principu bezpečnosti zdrojů a principu limitování dávek. V rámci lékařského ozáření jsou uplatňovány pouze první tři. Vzhledem k možnému omezení zisku potřebné diagnostické informace u jednotlivých pacientů, lékařské ozáření limitům nepodléhá. (Súkupová, 2018, s. 23-25)

Principem zdůvodnění je myšleno, že každé vyšetření, u něhož je potřeba využít ionizující záření, je provedeno za účelem získání informace, kterou nelze získat jinou zobrazovací metodou a zároveň je velmi podstatná pro další léčbu či zlepšení stavu pacienta. Rizika, která jsou spojená s ozářením pacienta, jsou tedy převýšena benefity daného vyšetření či léčebného postupu. (Súkupová, 2018, s. 23)

„U výkonů s indikací posuzovanou radiologickým asistentem je aplikujícím odborníkem s klinickou odpovědností za odůvodnění v případě schválení indikace radiologický asistent.“ (Věstník MZ ČR č. 11/2018, s. 506) Ve zbylých případech se jedná o lékaře specialistu. (Věstník MZ ČR č. 11/2018, s. 506) U vyšetření prováděných na pracovišti výpočetní tomografie, je aplikujícím odborníkem s klinickou odpovědností za indikaci specializovaný lékař vždy. (Věstník MZ ČR č. 2/2016, s. 5) Indikující lékař by měl před vystavením žádanky pro dané vyšetření posoudit, zda není možné získat potřebnou informaci, v dostatečné kvalitě, pomocí jiné diagnostické zobrazovací metody jako je ultrazvuk či magnetická rezonance. Tedy bez zatížení pacienta zářením. Dále by se měl zabývat tím, zda pacient podobné vyšetření v nedávné době již nepodstoupil, anebo jestli není vhodné určitou dobu vyčkat a předejít neefektivnímu mnohočetnému snímkování. (Hušák a kol., 2009, s. 71-72) Věstník MZ ČR č. 11/2018 uvádí, že těhotenství není kontraindikací k provedení potřebného skiagrafického vyšetření. Důvodem je, že dávka záření, kterou plod obdrží, nemůže přesáhnout 100 mGy. Plod tedy není vystaven výrazněji zvýšenému riziku poškození vývoje z důvodu působení ionizujícího záření. (s. 511-512) Vyšetření výpočetní tomografií je možné provést, pokud se jedná o stav, který ohrožuje matku či dítě nebo se jedná o porodnickou indikaci. Podmínkou ale je, že nemůže být překročena hodnota 100 mSv na plod. Vícefázové CT, CT intervence a CT skiaskopie se řadí mezi vyšetření, kdy tato hodnota může být překročena. Tato vyšetření lze provést, pokud by mohlo dojít k ohrožení života matky a neexistuje jiná možnost získání

diagnostické informace. V těchto případech je třeba použít takové expoziční parametry, které zajistí co nejmenší možnou dávku na plod. (Věstník MZ ČR č. 2/2016, s. 7-8)

Súkupová uvádí, že z celkového počtu vyšetření, která se provádí na oddělení radiodiagnostiky, pomocí ionizujícího záření, je až 30 % nesprávně indikováno a tím pádem není dodržen princip odůvodnění. (2018, s. 24) Ve Věstníku MZ ČR z roku 2003, částka 11 jsou uvedena Indikační kritéria pro zobrazovací metody. Tento dokument má sloužit jako vodítko pro indikující lékaře, aby docházelo k co nejefektivnějšímu využívání zobrazovacích metod a zároveň nebyly zneužívány. (s. 2-3) Využití tohoto dokumentu je doporučeno i v Národních radiologických standardech pro výpočetní tomografii z roku 2016.

Princip bezpečnosti zdrojů je spojen s odpovědností za správnou funkci, přesnost a spolehlivost používaných přístrojů. Z tohoto důvodu podléhají určitým kontrolám v daných časových intervalech. Tím je zajišťována bezpečnost jak pro personál, tak pro pacienty. V rámci zajištění bezpečnosti je prováděna zkouška při převzetí přístroje, takzvaná přejímací zkouška. Následné fungování přístroje je kontrolováno při zkouškách dlouhodobé stability a zkouškách provozní stálosti. (Súkupová, 2018, s. 25) Vyhláška č. 422/2016 Sb. § 76 stanovuje, že každý přístroj pro výpočetní tomografii, musí být vybaven pomůckami potřebnými pro provádění zkoušek provozní stálosti, které mají být prováděny více než jednou za daný měsíc. Dle výše zmíněné vyhlášky musí být zkouška dlouhodobé stability pro významné zdroje záření využívané v radiodiagnostice, provedena minimálně jedenkrát ročně. Při překročení doby 12 měsíců musí být přístroj odstaven až do splnění kontroly. Dalším důvodem k provedení zkoušky dlouhodobé stability je podezření na určitou poruchu či nesprávnou funkci přístroje, zjištěnou například při zkoušce provozní stálosti. Pravidla pro správné provedení a četnost této kontroly jsou opět uvedena ve Vyhlášce č. 422/2016 Sb.

Princip optimalizace bývá označován jako ALARA, vycházející z „As Low As Reasonably Achievable“. V tomto případě je cílem „zajistit, aby velikost individuálních dávek, pravděpodobnost ozáření a počet jednotlivců vystavených ozáření byly na co nejnižší úrovni s přihlédnutím k současným odborným znalostem a hospodářským a sociálním faktorům.“ (Súkupová, 2018, s. 24) Celý proces bývá nejčastěji prováděn na základě získaných zkušeností z praxe a odborném odhadu. Postupy optimalizace se opírají o výsledky monitorování a získávání dat z jednotlivých vyšetření s využitím ionizujícího záření. (Podzimek, 2015, s. 295)

V žádném případě by nemělo mít snižování dávky vliv na zhoršení obrazu, který je potřebné získat. Pro radiodiagnostiku tedy platí, že je *důležité „správné použití zobrazovací*

metody tak, aby dávky ve tkáni byly co nejnižší, aniž by se tím omezilo získání nezbytných radiodiagnostických informací“. (Hušák a kol., 2009, s. 72)

Proces optimalizace je spojen se stanovením a pravidelnou kontrolou diagnostických referenčních úrovní. Jedná se o úrovně dávek používaných při radiodiagnostických či intervenčních postupech, k jejichž překročení by nemělo, při běžném a správně provedeném vyšetření pacienta o standardní hmotnosti 70 kg, dojít. Poskytovatelé služeb sami určují, pro jaká vyšetření budou hodnoty místních diagnostických referenčních úrovní nastaveny. Především se určují hodnoty u vyšetření, pro které jsou stanoveny národní diagnostické referenční úrovně, které je možné najít v příloze vyhlášky 422/2016 Sb. a dále pro vyšetření, která bývají na daném pracovišti v běžném režimu prováděna nejčastěji, či jsou významné z hlediska radiační zátěže (například CT vyšetření). (Súkupová, 2018, s. 24-218) MZ ČR uvádí, že hodnota místní diagnostických referenčních úrovní pro daná vyšetření je uvedena jako jedno číslo, které vzniká zprůměrováním středních dávek z jednotlivých přístrojů. Reprezentuje tedy poskytovatele zdravotních služeb jako celek. (Věstník MZ ČR, č. 6/2015, s. 9) Diagnostické referenční úrovně nejsou hodnoty limitující, ale přispívají k usměrnění radiační zátěže pacientů. Pokud dochází k jejich pravidelnému překračování, musí být provedeno prošetření a přijetí nápravných opatření. Pokud není možné dávky snížit i přes proběhlou optimalizaci vyšetřovacího procesu, je potřeba, aby poskytovatel služeb zdůvodnil překračování národních referenčních úrovní. (Súkupová, 2018, s. 25, 219)

Pravidelná optimalizace a úprava vyšetřovacích protokolů spadá do fyzikálně-technické části lékařského ozáření. Podílí se na ní radiologický fyzik, radiologický asistent a lékař specialista. (Věstník MZ ČR, č. 2/2016, s. 12) Právě výsledky optimalizace vyšetřovacího protokolu pro CTA abdominální aorty budou popisovány a hodnoceny v praktické části této práce.

2.2.2 Radiologické standardy

V návaznosti na princip optimalizace je vhodné se zmínit i o významu národních radiologických standardů a místních radiologických standardů. Národní radiologické standardy jsou dle zákona o specifických zdravotních službách č. 373/2011 Sb. § 70, definovány jako *„postupy při poskytování zdravotních služeb, jejichž součástí je lékařské ozáření, které odpovídají současným poznatkům vědy a klinické medicíny.“* Dle tohoto zákona dochází k obnově dokumentů minimálně jednou za 5 let a jsou uvedeny ve věstnících vydávaných Ministerstvem zdravotnictví ČR. (Zákon č. 373/2011 Sb.) Národní radiologické standardy tvoří

podklad pro poskytovatele zdravotních služeb, kteří musí zajistit, aby na daných pracovištích byly řádně vypracovány a využívány místní radiologické standardy. (Věstník MZ ČR, č. 10/2016, s. 35) Díky správně nastaveným standardům a jejich pravidelné kontrole je zajištěno, že v žádném zařízení se pracovní postupy výrazně neliší, stejně jako radiační zátěž pacientů. (Súkupová, 2018, s. 219) Součástí Národních radiologických standardů jsou například požadavky na personální zajištění a kvalifikaci pracovníků, informace týkající se přípravy pacienta před vyšetřením či samotného praktického provedení lékařského ozáření. Nedílnou součástí národních radiologických standardů musí být i informace, týkající se fyzikálně technické části lékařského ozáření, do které patří například technické údaje přístrojů nebo požadavky, které jsou kladeny na odhad dávky, její hodnocení a následnou evidenci. (Zákon č. 373/2011 Sb.)

2.3 Základní technické aspekty při CT vyšetření

Obecně lze u zobrazování pomocí výpočetní tomografie rozlišovat parametry expoziční (skenovací) a parametry obrazové. Expoziční parametry ovlivňují proces sběru dat a kvalitu získaných hrubých dat. Tyto parametry nelze dodatečně měnit. Obrazové parametry jsou závislé na hrubých datech, která byla získána při akvizici. S těmito parametry může radiologický asistent pracovat a v případě potřeby je měnit tak, aby byl výsledný obraz vhodný pro diagnostický popis. (Vomáčka, 2015, s. 44-45)

2.3.1 Expoziční parametry

Množství záření, které pacientem při vyšetření prochází, tedy expozice, je závislé na nastavených hodnotách napětí, proudu a času expozice. Díky změnám v poměru těchto parametrů je možné ovlivnit šum v obraze i absorbovanou dávku, kterou pacient během vyšetření obdrží. (Ferda, 2009, s. 18) Doporučené hodnoty kV a mAs jsou uvedeny u každého vyšetřovacího protokolu a měly by být optimalizovány tak, aby za co nejnižší radiační zátěže byla získána dostatečná diagnostická informace. (MZ ČR, 2016, s. 14)

Nastavení **napětí** mezi anodou a katodou, ovlivňuje energii záření a tím i pronikavost/absorpci záření, v těle pacienta. Pro výpočetní tomografii se běžně používají hodnoty napětí od 80 do 140 kV, v závislosti na tom, o jaké vyšetření se jedná. (Ferda, 2009, s. 18)

U štíhlých pacientů a u dětí, je dle MZ ČR vhodnější hodnotu napětí snížit. Tím je významně snížena dávka záření. Další výhodou, která plyne ze snížení napětí, je lepší kontrast měkkých tkání a orgánů, které jsou zobrazeny pomocí jodové KL. Obecně není doporučováno provádět vyšetření s napětím nad 140 kV, jelikož dávka pro pacienta je v takovýchto případech velmi vysoká. Vysoké hodnoty napětí (130 kV a více) nejsou vhodné pro vyšetřování pánve, břicha či hrudníku, a to vzhledem k již zmíněné vysoké dávce a nízkému kontrastnímu rozlišení u měkkých tkání. Výjimku tvoří pacienti, kteří trpí těžkou obezitou. (MZ ČR, 2016, s. 14)

U pacientů s výraznou nadváhou není vhodné hodnotu kV snižovat. Při nižších hodnotách napětí, mají fotony záření nižší energii a tím pádem nemají dostatečnou penetraci. Požadované hodnoty poměru signál/šum lze docílit i v tomto případě, ale za cenu neúměrně vysoké dávky, kterou pacient obdrží. (Súkupová, 2018, s. 129-130)

Proud mezi anodou a katodou rentgenky úměrně ovlivňuje kvantum rentgenového záření. (Ferda, 2009, s. 18) „Vzhledem k tomu, že je velikost šumu nepřímě úměrná druhé mocnině počtu fotonů, vede zvýšení hodnoty proudu k poklesu hodnoty šumu, a tedy i ke zlepšení rozlišení při nízkém kontrastu.“ (Súkupová, 2018, s. 124) Pokud zůstávají další skenovací parametry konstantní, platí, že dvojnásobná hodnota proudu vede ke dvojnásobnému zvýšení radiační dávky. V tomto případě platí, že šum se v obraze sníží pouze o 40 %. (Súkupová, 2018, s. 124) Výraznou roli tedy hraje proud především z hlediska kvality obrazu a jeho subjektivního hodnocení. (Ferda, 2009, s. 18-19) Hodnota proudu je závislá na zvolené velikosti napětí a také na kapacitě generátoru přístroje. V současné době se již může využívat automatická modulace proudu, která bude přiblížena v následující kapitole.

Množství fotonů, které během expozice vznikají, ovlivňuje i doba trvání samotné expozice. **Expoziční čas** tedy, stejně jako hodnota proudu, ovlivňuje RTG spektrum kvantitativně a množství fotonů roste přímou úměrou. Totéž platí i v případě zvýšení hodnoty elektrického množství (mAs). Jedná se o součin expozičního času (ms) a proudu rentgenky (A). (Súkupová, 2018, s. 124) Právě hodnota elektrického množství se běžně využívá při nastavení CT přístrojů a ve vyšetřovacích protokolech.

Mezi další parametry, které mají vliv na sběr hrubých dat je **pitch faktor** neboli faktor stoupání. Jedná se o hodnotu, která se využívá při spirální CT akvizici a značí poměr mezi posunem stolu na jednu rotaci rentgenky o 360° a celkovou šířkou kolimovaného svazku záření (mm). (Věstník MZ ČR, 2016, s. 14-15) Větší faktor stoupání znamená rychlejší posun stolu v průběhu skenování a tím pádem kratší dobu celého vyšetření. Při zachování ostatních parametrů by měl pacient obdržet při vyšší hodnotě pitch faktoru nižší dávku záření, ale v obraze by vzhledem k nižší interakci fotonů došlo k nárůstu šumu a snížení rozlišení při

nízkém kontrastu. Moderní CT přístroje však využívají automatickou modulaci proudu a sběr dat je optimalizován tak, aby kvalita obrazu byla dostatečná. Při zvýšení pitch faktoru je tedy automaticky zvýšena i hodnota proudu, a tím pádem nemusí zpravidla dojít ke snížení dávky, kterou pacient obdrží.

2.3.2 Obrazové parametry

Každý CT obraz musí být dostatečně kvalitní a podávat dostatečnou obrazovou informaci, potřebnou pro další diagnostiku, která bývá prováděna specializovaným lékařem. Právě proto jsou pro jednotlivá vyšetření nastavena určitá minimální kritéria, týkající se kvality obrazu. Zároveň však není nutné, aby například na úkor radiační zátěže či diskomfortu pacienta, tato kritéria obraz převyšoval. (Súkupová, 2018, s. 123-125)

Kvalitu obrazu lze porovnávat pomocí přesně definovaných parametrů, mezi které patří rozlišovací schopnost při nízkém kontrastu, rozlišovací schopnost při vysokém kontrastu (prostorové rozlišení) a šum.

Prostorové rozlišení neboli **rozlišení při vysokém kontrastu** je definováno jako minimální vzdálenost mezi dvěma bodovými objekty tak, aby od sebe byly rozpoznatelné. (Seidl a kol., 2012, s. 26) Súkupová udává, že u digitálních zobrazovacích modalit je nejlepší prostorové rozlišení závislé na nejmenší velikosti detekčního elementu. Objekt, který je menší, než detekční element tedy není možné zobrazit. (2018, s. 66) „*Rozlišovací schopnost současných CT přístrojů umožňuje rozeznat objekty o minimální velikosti 0,4-0,6 mm, pro popsání struktury určitého objektu na planárním zobrazení je nutné, aby byl objekt pokryt nejméně 4 voxely.*“ (Ferda, 2009, s. 38) U zobrazení struktur, které jsou více kontrastní (např. skelet), je možné tolerovat vyšší množství šumu. Využívají se tedy řezy o menších tloušťkách. Rozlišení při vysokém kontrastu je však v porovnání se skiagrafičnými snímky u CT přístrojů horší. (Súkupová, 2018, s. 123)

Pro každý typ vyšetření je zásadnější jiný druh rozlišení. Pokud je potřeba rozlišit jednotlivé struktury a hranice orgánů, významnější je **rozlišení při nízkém kontrastu**. (Súkupová, 2018, s. 123) Definováno je jako viditelnost či rozlišitelnost dvou objektů, které se jen velmi málo liší svým absorpčním koeficientem. (Seidl a kol., 2012, s. 27) Pokud je však v obraze velké množství šumu, může dojít k negativnímu ovlivnění viditelnosti důležitých struktur. CT přístroje mají velmi dobrou schopnost, odlišit od sebe objekty s kontrastem pouhých 0,5 %. (Súkupová, 2018, s. 123)

2.4 Snížení dávky při CT vyšetření a hodnocení kvality obrazu

Vzhledem k principům radiační ochrany pacientů při lékařském ozáření, a především principu optimalizace je důležité, aby radiační zátěž pacientů byla udržována na co nejnižší možné úrovni. Zároveň není žádoucí, aby na úkor snižování radiační zátěže byla omezována či dokonce znehodnocována diagnostická informace, kvůli které je dané vyšetření prováděno. (Hušák a kol., 2009, s. 72) Tato kapitola se věnuje základní definici dozimetrických veličin, které se týkají výpočetní tomografie. Dále budou podrobně popsány možnosti, kterými lze u moderních CT přístrojů udržovat radiační zátěž plynoucí z vyšetření, na rozumné úrovni. Nakonec budou zmíněny základní požadavky na správné provedení CT vyšetření a vzniklý obraz, který je základem úspěšné diagnostiky.

2.4.1 Základní dozimetrické veličiny pro CT

Veličiny využívané pro hodnocení radiační zátěže jsou přímo měřitelné. Bývají využívány při optimalizaci vyšetřovacích protokolů a jejich pomocí jsou také vyjadřovány výše zmíněné diagnostické referenční úrovně. Pro vyšetření výpočetní tomografií a CT intervence se používá součin kerry a délky (je označován jako DLP) nebo objemový kermový index výpočetní tomografie, označován jako CTDI_{vol}. (Věstník MZ ČR, č. 6/2015, s. 10-11) Vyhláška č. 422/2016 Sb. § 76 udává, že každý CT přístroj musí poskytovat kvantitativní informaci o ozáření pacienta a zároveň poskytovat informaci o CTDI_{vol} či DLP. Informace o radiační dávce musí být ve strukturované zprávě přeneseny do záznamu o vyšetření pacienta.

Součin kerry a délky pro CT je veličina, která odpovídá součinu CTDI_{vol} a délky skenované oblasti. Jedná se tedy o dávku, kterou pacient obdrží za celý sken, a ne pouze v jednom řezu. Druhou využívanou veličinou je **objemový kermový index výpočetní tomografie**. Vyjadřuje, jakou dávkou je proskenován jeden řez o určitém objemu. (Súkupová, 2018, s. 156) Jedná se však o parametr, který je schopný určit přesné množství ozáření pouze u pacienta referenční velikosti. Pro přesnější měření je potřeba využít konverzní faktor, který velikost pacienta zohledňuje. Změny skenovacích parametrů (napětí a proud rentgenky, rotační čas či pitch faktor) mají významný vliv na hodnoty výše uvedených veličin. (Súkupová, 2015, s. 195)

Místní radiologické standardy FN Olomouc využívají k vyjádření místní diagnostické referenční úrovně pro CT právě hodnoty CTDI_{vol}. Tato veličina bude využívána i při zpracování podkladů v praktické části této práce.

2.4.2 Možnosti snížení dávky při CT vyšetření

Vyhláška č. 422/2016 Sb. § 76 uvádí, že přístroj pro výpočetní tomografii musí být vybaven expoziční automatikou. „*Pokud to přístroj a vyšetřovaná oblast umožňuje, doporučuje se vždy použití systémů automatické kontinuální modulace dávky (proměnná hodnota mA v osách X, Y i Z).*“ (Věstník MZ ČR č. 2/2016, s. 14) Novější přístroje umožňují také využít funkci automatického nastavení napětí. (Věstník MZ ČR č. 2/2016, s. 14) Oba způsoby regulace expozičních parametrů budou v této podkapitole vysvětleny podrobněji.

Automatická modulace proudu (ATCM – automatic tube current modulation) funguje na podobném principu jako expoziční automatika u skiagrafických přístrojů. Prozařování pacienta je automaticky ukončeno poté, co na detektor dopadne dostatečně velké množství RTG záření. Jedná se o způsob, jakým je možné velmi efektivně snížit dávku záření o 20 až 70 %.

Pro správné fungování a plnohodnotné využití automatické modulace proudu je zásadní správná centrace pacienta. Pokud není pacient umístěn do izocentra přístroje přesně, dochází místo optimalizace dávky, k jejímu zvýšení. Pokud je pacient špatně nasměrován ve vertikálním směru, dochází ke zkreslení velikosti pacienta na plánovacím skenu a tím pádem dochází ke špatnému výpočtu zeslabení. Pokud je pacient nacentrován vzhledem k izocentru blíže k rentgence, na topogramu se jeví jako objemnější. Tudíž dochází k nárůstu dávky (při nepřesnosti centrace o 5-6 cm může dojít k zásadnímu zvýšení dávky o 20 až 47 %). Pokud se jedná o chybnou centraci v opačném směru, může dojít k poklesu radiační zátěže až o 35 %. Dochází však i k významnému zhoršení kvality obrazu. Nesprávná centrace vede k nesprávné funkci bow-tie filtru a nerovnoměrnému prozáření pacienta. Na detektor tedy nedopadá homogenní množství částic. Tato chyba vede ke zvýšení šumu v obraze, a opět ke snížení jeho kvality. (Súkupová, 2018, s. 135-139)

Proud je modulován i v ose Z. Jeho velikost závisí na velikosti zeslabení záření po průchodu tělem pacienta. Dávka je zvyšována v místech s vysokou atenuací a při jejím zeslabení úměrně klesá. K další modulaci dochází v závislosti na rotaci rentgenky okolo pacienta. Záření, které pacientem prochází je rozdílně zeslabováno, v závislosti na tom, z jakého směru prochází. (Ferda, 2009, s. 18-19) Modulace v ose Z se nazývá podélná modulace (longitudinal ATCM) a modulace, ke které dochází při rotaci rentgenky, se nazývá úhlová (angular ATCM).

Existují dva způsoby řízení automatické modulace proudu. CT přístroje od výrobců GE a Toshiba využívají způsob modulace proudu na základě prvotního nízkodávkového topogramu. Zeslabení, ke kterému dochází u daného pacienta, je porovnáno se zeslabením pacienta o standardní velikosti. Následně je hodnota proudu upravena právě dle rozdílu mezi

vyšetřovaným a referenčním pacientem. Pokud je pro naplánování vyšetření dostačující pouze jeden topogram (AP či bočná projekce), pomocí matematického modelu je dopočítáno zeslabení v kolmém směru. Druhou možností je on-line měření profilu zeslabení. Tento způsob využívají výrobci Siemens a Philips. Mezi těmito výrobci jsou drobné rozdíly. Základní princip je ale stejný. Množství proudu je závislé na naměřené hodnotě zeslabení, které je vždy měřeno v předešlé půlrotaci rentgenky. Dochází tedy opět k úhlové i podélné modulaci. Před začátkem vyšetření je nastaveno, jaká kvalita obrazu je vyžadována a přístroj se poté pomocí porovnávání referenčních hodnot pro standardního pacienta snaží dosáhnout požadované kvality, právě modulací proudu. Problém může nastat u obézních pacientů, kdy je pro vznik obrazu ve stejné kvalitě, jako je obraz referenční, potřeba použít velmi vysoké hodnoty proudu. Tyto hodnoty by mohly vést k poškození rentgenky, a proto je potřeba zvýšit dobu rotace tak, aby došlo ke snížení zatížení. (Súkupová, 2018, s. 136-137)

Automatická modulace proudu zajišťuje, aby kvalita zobrazení částí těla s vysokou i nízkou atenuací, byla srovnatelná. (Ferda, 2009, s. 19)

Vzhledem k tomu, že ne všechny orgány jsou vůči ionizujícímu záření stejně citlivé, existuje možnost modulace hodnoty proudu tak, aby citlivé/radiosenzitivní orgány obdržely dávku co nejnižší. V tomto případě se jedná o orgánovou modulaci proudu (organ-based ATCM). Nedochozí k celkovému snížení dávky, ale k distribuci záření tak, aby zátěž pro tělo pacienta byla co nejpříjemnější.

Druhou možností, jak lze regulovat jeden z expozičních parametrů, je **automatická modulace napětí**. V ideálním případě by mělo být dosaženo snížení dávky a zároveň zoptimalizování poměru kontrastu a šumu v obraze. (Súkupová, 2018, s. 137-139) Hodnota napětí se stanovuje podle množství absorbovaného záření ve vyšetřované oblasti. Tato hodnota je získána z plánovacího skenu. (Věstník MZ ČR, č. 2/2016, s. 14)

Díky výraznému technickému pokroku a zvýšení výkonu výpočetních systémů, lze radiační zátěž pacienta nepřímo ovlivnit také využitím **iterativní rekonstrukce**. (Súkupová, 2018, s. 143) Zásadní výhodou využití iterativních rekonstrukcí, je výrazná redukce množství šumu ve výsledném obraze. Vzhledem k možnému zlepšení kvality obrazu, můžou být pozměněny hodnoty expozičních parametrů a tím pádem lze zredukovat radiační zátěž pacienta, při zachování srovnatelné a diagnosticky přijatelné hladiny šumu. Výhodou je využití iterativních rekonstrukcí například u obézních pacientů, u kterých je množství šumu v obraze vysoké i přes zvýšení dávky na hranici maximálního výkonu rentgenky. Následnou rekonstrukcí šum v obraze klesá a může být možné, i v těchto případech, alespoň drobné snížení radiační zátěže. (Žižka, 2011, s. 172) V současné době existuje velké množství různých typů

iterativních rekonstrukcí a každý výrobce CT přístrojů využívá jiné metody rekonstrukcí. (Súkupová, 2018, s. 120-121)

2.4.3 Kvalita CT obrazu

Součástí Národních radiologických standardů pro výpočetní tomografii je i přesný popis klinické odpovědnosti pracovníků u jednotlivých částí lékařského ozáření. Kvalita obrazu je logicky závislá na kvalitě provedení praktické části lékařského ozáření. (Věstník MZ ČR, č. 2/2016, s. 5) V místních radiologických standardech pro CT přístroje ve FN Olomouc je přehledně uvedeno, kdo nese zodpovědnost za určitý úsek praktické části lékařského ozáření. Radiologický asistent musí zajistit správné nastavení akvizičních parametrů a provádět je v souladu s místními radiologickými standardy, kde jsou uvedeny optimalizované skenovací protokoly. Radiologický asistent nese dále zodpovědnost za zpracování obrazu a částečně i za hodnocení jeho kvality. Za hodnocení kvality však nese zodpovědnost i lékař radiolog, který dále výsledné obrazy hodnotí a popisuje. Radiologický asistent stvrzuje svoji odpovědnost za provedené části lékařského ozáření záznamem do nemocničního informačního systému a lékař podpisem nálezu vyšetření. (FN Olomouc, 2015, s. 4-5)

Kvalita provedení vyšetření se dá hodnotit z několika pohledů. Požadavky pro jednotlivá vyšetření jsou uvedeny v Místních radiologických standardech jednotlivých pracovišť. Jako návod pro jejich tvorbu slouží Národní radiologické standardy pro CT, které jsou uvedeny ve Věstníku MZČR z roku 2016, částka 2. Zároveň jsou zde uvedena základní a důležitá doporučení, týkající se výpočetní tomografie. Mezi ukazatele, které určují, zda bylo dané vyšetření provedeno technicky správně, patří například shoda oblastí, která byla prozářena a zobrazena, s oblastí indikovanou. Snímky musí být pořízeny ve správném rozsahu a ve správných rovinách. Při aplikaci kontrastní látky je nutné, aby KL byla zobrazena v takové fázi, která byla dopředu naplánována.

Získání dostatečné diagnostické informace neboli diagnostickou výtěžnost je možné posoudit dle následujících základních ukazatelů. Vyhovující ostrost a kontrast zobrazení, či vyhovující úroveň šumu. Na snímku nesmí být artefakty obrazu, které by mohly ztěžovat či jinak negativně ovlivňovat diagnostické hodnocení. Při hodnocení kvality se přihlíží i k dalším aspektům, které má každé pracoviště uvedeno ve svých místních radiologických standardech. (MZ ČR, 2016, s. 11)

2.5 Shrnutí teoretických východisek

CT angiografie se v současné době řadí mezi nejvíce využívanou metodu zobrazení aneuryzmatu abdominální aorty jak pro předoperační vyšetření, tak i pro následná kontrolní zobrazování či plánování reintervencí. Důvodem je vysoká kvalita zobrazení a možnost cévních rekonstrukcí. Další výhodou je, že vyšetření pomocí CT není oproti dříve využívaným metodám invazivní a snižuje se tak riziko vzniku komplikací. V neposlední řadě je tato metoda velmi dobře dostupná napříč celou Českou republikou.

Výpočetní tomografie se ale i přes neoddiskutovatelný pokrok řadí mezi vysokodávkové modalities, kdy pacient při vyšetření obdrží relativně vysokou dávku ionizujícího záření. Z celkové kolektivní dávky lékařského ozáření tvoří radiační zátěž vzniklá díky CT vyšetřením až 47 %. Právě z tohoto důvodu je velmi důležité, na základě zkušeností a poznatků z praxe, pravidelně optimalizovat vyšetřovací protokoly a v rámci možnosti se snažit dávky záření snižovat.

CTA bývá prováděna pomocí jodové kontrastní látky. V tomto případě je doporučeno snižovat hodnotu napětí. Dle dostupné literatury nedochází po snížení hodnot kV pouze ke snížení radiační zátěže, ale zároveň dochází ke zvýraznění struktur, které jsou zobrazovány pomocí KL. Hodnota proudu je velmi úzce spjata s hodnotou napětí. Využitím automatické modulace proudu u moderních CT přístrojů však může docházet k významnému snížení radiační zátěže pacienta. Podmínkou však zůstává správné nastavení pacienta.

Na základě teoretických východisek tedy lze předpokládat, že při změně vyšetřovacího protokolu (snížení hodnoty napětí ze 120 kV na 100 kV), který bývá využíván u pacientů se zavedeným stentgraftem v abdominální aortě, dojde k redukci dávky záření a zároveň k lepšímu zobrazení náplně aorty.

3 VÝZKUMNÁ ČÁST

3.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Cílem praktické části této diplomové práce je porovnání dávkových indexů, které pacienti obdrželi během CT angiografie břišní aorty v předešlých letech a následně při kontrolním vyšetření, které proběhlo s již pozměněnou hodnotou napětí. Z dohledaných teoretických podkladů vyplývá, že by mělo dojít ke změně dalších technických parametrů.

Výzkumné otázky a hypotézy:

- 1) Jaký je rozdíl v dávkových indexech, které pacienti obdrželi při vyšetření se 120 kV a následně při vyšetření provedeném se 100 kV?

Hypotéza 1: Při vyšetření, s nastavenou hodnotou napětí na 100 kV, pacient obdrží nižší dávku RTG záření.

- 2) Má obraz, který vznikl při hodnotě napětí 100 kV, dostatečnou diagnostickou kvalitu při srovnání s obrazem získaným při 120 kV?

Hypotéza 2: Při vyšetření s nastavenou hodnotou napětí na 100 kV klesá šum v obraze a zvyšuje se kontrast v lumen břišní aorty.

3.2 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořili pacienti, kterým byla na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc opakovaně provedena CTA břišní aorty pro kontrolu zavedeného stentgraftu. Byla srovnána CTA vyšetření břišní aorty, u kterých byla použita hodnota napětí 120 kV, s CTA vyšetřeními stejných pacientů provedenými o rok později s hodnotou napětí 100 kV (a dalšími dále popsány změnami). Z celkového počtu 92 vyšetřených pacientů bylo 19 vyřazeno proto, že měli provedeno pouze jedno CTA vyšetření. Dále byli vyřazeni pacienti, u nichž došlo mezi oběma vyšetřeními ke snížení či zvýšení hmotnosti o více než 5 %. Těch bylo 13.

Zpracovávaný soubor tedy tvořilo 60 pacientů, u nichž bylo provedeno 120 CTA vyšetření břišní aorty.

Tabulka č. 1 zobrazuje rozdělení pacientů podle BMI. Je patrné, že ve zkoumaném souboru nebyl ani jeden pacient s podváhou a pouze jeden, kterého BMI řadí do kategorie

morbidně obézních. V kategorii zdravé váhy se nacházela pětina pacientů. Nejvíce pacientů bylo v kategorii nadváhy a sice 41,67 %. Dalších 30 % pacientů mělo obezitu prvního stupně.

Tabulka 1 - Rozdělení pacientů podle kategorií BMI v kg/m² (Státní zdravotní ústav, 2016, s. 21)

BMI	rozmezí	počet pacientů
Podváha	<18,5	0
ideální (zdravá) váha	18,5 – 24,9	12
nadváha	25 – 29,9	25
obezita prvního stupně	30 – 34,9	18
obezita druhého stupně	35 – 39,9	4
obezita třetího stupně (též morbidní obezita)	>40	1

3.3 Metoda sběru dat

Potřebná data byla získána ze systému PACS podle seznamu pacientů sledovaných na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc po zavedeném stentgraftu pro aneuryzma břišní aorty. Všechna vyšetření byla provedena na stejném CT přístroji firmy GE Medical System – CT LightSpeed VCT. Všechna CTA vyšetření byla prováděna podle standardního protokolu uloženého v CT přístroji. V říjnu roku 2019 došlo ke změně používaných parametrů, z nichž nejvýznamnější bylo snížení napětí ze 120 kV na 100 kV. Množství a rychlost podávání kontrastní látky se mezi jednotlivými vyšetřeními nezměnily.

Do vytvořené záznamové tabulky (Příloha č. 1) byly zaznamenávány údaje o hmotnosti a výšce pacienta, z nichž byl následně vypočítán BMI. Tato hodnota nejlépe popisuje konstituci jednotlivých pacientů a napomáhá k přehlednější interpretaci zjištěných výsledků. Z technických parametrů byly sledovány údaje o hodnotě napětí, proudu a CTDIvol. Pro porovnání kvality zobrazení byly změřeny a zaznamenány hodnoty průměrné denzity v místě měření a směrodatné odchyly (SD), vypovídající o množství šumu v obraze.

Měření denzity a její rozptyl vyjádřený hodnotou směrodatné odchyly bylo prováděno v abdominální aortě v místě odstupu truncus coeliacus z arteriální fáze CTA vyšetření (Obrázek č. 1). Důvodem bylo časté umístění stentgraftu nad odstupy renálních tepen a tím možný vznik artefaktů v obraze, které by mohly zapříčinit zkreslení výsledků tohoto měření.

Oblast zájmu měření (ROI) byla volena tak, aby zaujímala co největší plochu, ale zároveň nezasahovala až k okraji aorty. I zde by mohlo docházet ke zkreslení výsledků měření.



Obrázek 1 - Ukázka měření

3.4 Realizace výzkumu

Před samotnou realizací výzkumu a sběrem potřebných dat, byla prostudována základní literatura, týkající se CT vyšetření abdominální aorty a radiační ochrany pacientů. Na tomto základě byly sestaveny výzkumné otázky a dílčí hypotézy, které budou v praktické části práce potvrzeny či vyvráceny. Následně bylo zažádáno u Etické komise Fakulty zdravotnických věd v Olomouci o posouzení etických aspektů výzkumu a jeho schválení. Dále bylo vedení Fakultní nemocnice v Olomouci požádáno o poskytnutí informací a sběr dat pro studijní účely, na radiologické klinice.

Pro retrospektivní sběr dat byl využíván nemocniční systém PACS. Před samotným statistickým zpracováním dat byl proveden zápis všech potřebných hodnot do předem vytvořené záznamové tabulky, která byla vytvořena v programu Microsoft Excel. Velký důraz byl kladen na anonymizaci dat, přestože se nejednalo, vzhledem k tématu práce, o žádné citlivé údaje.

3.5 Metody zpracování dat

Výzkumná část je postavena na retrospektivním sběru numerických dat, jejich zpracování a následném vyvození výsledků využitím metod statistické analýzy. Jako vstupní veličiny pro popisnou a testovací statistiku byly hodnoty následujících sledovaných parametrů:

- **Napětí (kV)** – Hodnota napětí byla základním parametrem. Při prvním vyšetření byla jeho hodnota nastavena na 120 kV a při druhém byla 100 kV.
- **Proud (mA)** – Hodnota proudu se měnila v závislosti na velikosti použitého napětí a na konstituci pacienta. Vzhledem k využití automatické modulace proudu, která byla vysvětlena v teoretické části práce, se hodnoty při prvním a druhém vyšetření lišily.
- **Výška** – Jedná se o ukazatel, který je využit pro výpočet BMI.
- **Hmotnost** – Hmotnost pacienta udávána v kg je druhým ukazatelem, který bylo potřeba zaznamenat pro následný výpočet BMI.
- **BMI** - Index tělesné hmotnosti je statistický index, který využívá hmotnost a výšku člověka k poskytnutí odhadu tělesného tuku u mužů a žen v jakémkoli věku. (Weir, Jan, 2020)

$$\text{BMI} = \frac{\text{hmotnost (kg)}}{\text{výška}^2 \text{ (m)}}$$

- **Denzita** – Jedná se o průměrnou hodnotu denzity (v HU) v oblasti měření.
- **SD** – Hodnota SD značí směrodatnou odchylku, kterou hodnotíme množství šumu v oblasti měření.
- **CTDIvol** – Objemový kermový index výpočetní tomografie je přímo měřitelná veličina, kterou lze získat ze záznamů zařízení. Slouží k hodnocení radiační zátěže pacienta při vyšetření. (Věstník MZ ČR, č. 6/2015, s. 10-11)

Veškeré parametry byly zaznamenávány do předem vytvořené tabulky, která je uvedena v Příloze č. 1.

Smyslem práce je zodpovědět na hlavní výzkumné otázky. Aby bylo možné dosáhnout co nejvíce vypovídajících výsledků, bylo nutné zvolit vhodné statistické metody. Proto byl výzkum včetně ověření správnosti výpočtů konzultován se statistikem (RNDr. Eva Reiterová, Ph.D). V úvodu statistické analýzy je vhodné ověřit, zda naměřená data pocházejí ze základního souboru s normálním rozdělením pravděpodobnosti. Základním souborem v této výzkumné práci jsou všichni pacienti, kteří měli provedena obě CTA vyšetření. Jedná se tedy o závislá (opakovaná) měření (tzn. že základní soubor není dělen na skupiny, ale u každého pacienta je měření provedeno dvakrát, avšak vždy za jiných podmínek). Vzhledem k charakteru dat

a podmínek, které umožňují použití jednotlivých testů normality byl zvolen Lillienforsův test. Ten ukázal, že všechny výběry klíčové pro práci - denzita, SD, CTDIvol - pochází ze základního souboru s normálním rozdělením pravděpodobnosti. Proto je v další části výzkumu možné užití parametrických metod testování.

Další část výzkumu se již zabývá samotným vlivem změny expozičních parametrů (změna napětí z původní hodnoty 120 kV na nižší hodnotu 100 kV) na jednotlivé proměnné. Důležité je především určit, zda tato změna významně ovlivní hodnotu radiační zátěže, kterou pacient při vyšetření obdrží (CTDIvol). Současně je podstatné určit i vliv provedené změny na kvalitu vyšetření, tedy hodnoty denzity a šumu reprezentovaného směrodatnou odchylkou (SD) v rozložení denzit. Pro tyto potřeby byla zvolena interakce popisné a testovací statistiky. V rámci popisné statistiky bylo pracováno se základními statistickými veličinami. Ty byly dále graficky zpracovány a doplněny patřičným komentářem. Testovací statistika se opírala především o výsledky párových t-testů, které předpokládají normální rozložení dat a jsou vhodné pro tento typ výzkumu. Párový t-test má za cíl potvrdit, zda zjištěné změny jsou statisticky významné. Všechny metody testovací statistiky byly provedeny na hladině významnosti 0,05.

Pro větší objektivitu výzkumu a snazší zobecnění závěrů byli pacienti dále rozděleni do kategorií dle jejich tělesné konstituce. K tomu sloužil celosvětově uznávaný body mass index (BMI). Předpokládá se, že právě tělesná konstituce může mít na výsledky měření vliv. Toto rozřazení uvádí Tabulka č. 1. Výzkum tak byl obohacen o zkoumání vzájemné souvislosti změn hodnoty dávky a dalších technických parametrů na BMI. Proto bylo v rámci popisné statistiky opět pracováno s grafickým zobrazením. Současně byla míra korelace zjišťována pomocí Pearsonových korelačních koeficientů.

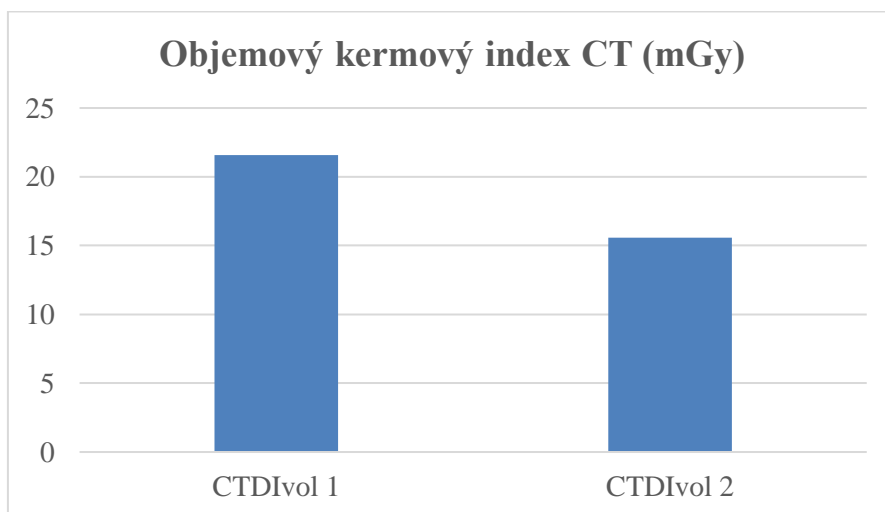
Na základě provedených metod bylo možné určit, zda změna kompozičních parametrů ovlivňuje hodnotu dávkového indexu a dalších technických parametrů a současně upozornit na možná úskalí výzkumu.

4 VÝSLEDKY VÝZKUMNÉHO ŠETŘENÍ

Celkově byla z nemocničního systému FN Olomouc sesbírána potřebná data 60 pacientů, kteří podstoupili dvě CTA vyšetření abdominální aorty. Hlavním cílem práce bylo pomocí výše uvedených statistických metod zjistit vliv hodnoty napětí na dávkový index. Kromě změny radiační zátěže došlo i ke změnám ve vzniklém obraze. V rámci této práce byl sledován šum a hodnota kontrastní náplně cévy na sledované vrstvě. Vzhledem k různé tělesné konstituci pacientů, kteří toto vyšetření podstoupili, bylo vhodné současně zjistit, v jakém vztahu jsou hodnocené parametry k hodnotě BMI pacientů.

4.1 Hodnota dávkového indexu

Hlavním cílem této práce je porovnání hodnoty dávkového indexu záření, kterou pacient během vyšetření obdržel. Z literatury vyplývá, že i při použití automatické modulace proudu, která byla vysvětlena v teoretické části práce, by při snížené hodnotě napětí mělo dojít k významnému snížení dávky. Porovnání průměrné hodnoty objemového kermového indexu při původním vyšetření s hodnotou 120 kV a novějším vyšetření při 100 kV zachycuje Obrázek č. 2.



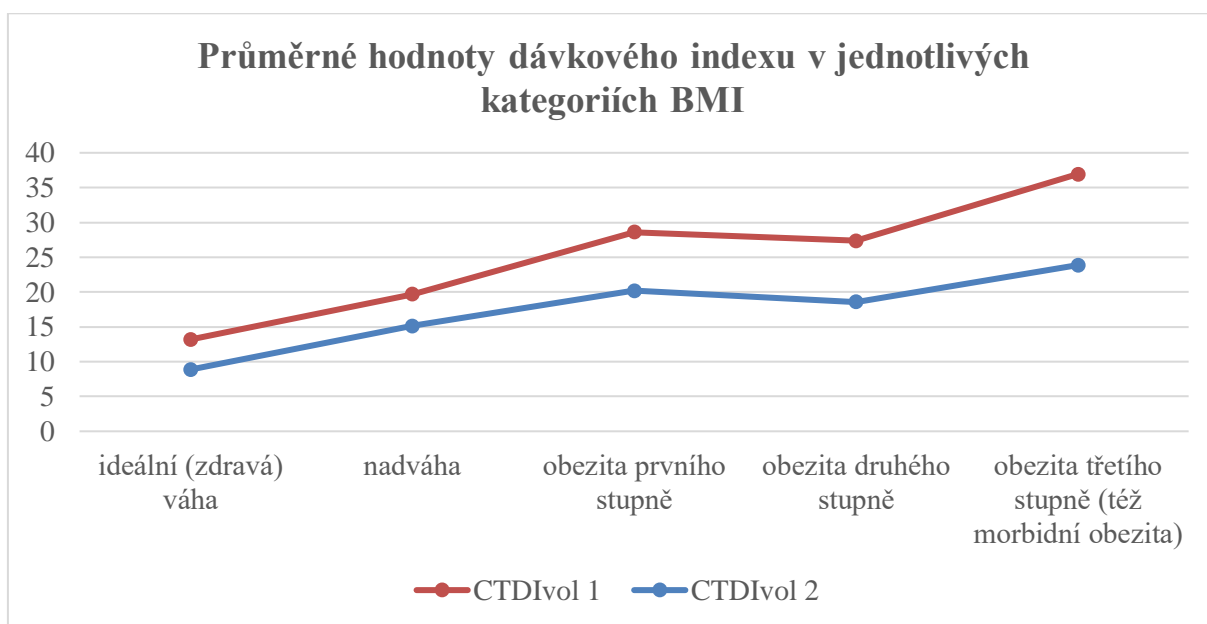
Obrázek 2 - Průměrné hodnoty CTDIvol při vyšetření s hodnotou napětí 120 kV (CTDIvol 1) a vyšetření provedeném při 100 kV (CTDIvol 2)

Z Obrázku č. 2 je patrné, že střední hodnota novějšího vyšetření je nižší než při původním vyšetření. Zatímco aritmetický průměr vyšetření při 120 kV dosahoval hodnoty

21,56 mGy, u vyšetření s 100 kV činil 15,6 mGy. Rozdíl 5,96 mGy tedy znamenal snížení o 27,64 % z původní hodnoty.

Pro zjištění statistické významnosti byl použit párový t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$ a $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Po testování na hladině významnosti 0,05 bylo porovnáno testovací kritérium t (v absolutní hodnotě -7,026961507) s kritickou hranicí (1,96) na základě čehož byla zamítnuta nulová hypotéza. Jednotlivé hodnoty dávkového indexu se od sebe statisticky významně lišily. **Lze tak konstatovat, že nové měření s hodnotou 100 kV má statisticky signifikantně nižší hodnotu dávkového indexu.**

Obecný závěr však nemusí platit pro všechny skupiny pacientů, proto byla dále zkoumána vzájemná souvislost průměrných hodnot dávkového indexu CTDIvol u skupin pacientů rozdělených dle jejich tělesné konstituce (hodnoty BMI). Tento vztah blíže ukazuje Obrázek 3.



Obrázek 3 - Závislost CTDIvol na BMI při vyšetření s hodnotou napětí 100 kV (CTDIvol 1) a 120 kV (CTDIvol 2)

Z Obrázku 3 je zřejmé, že pro všechny kategorie BMI je průměrná hodnota dávkového indexu při 100 kV nižší. Původní průměr dávkového indexu u pacientů se zdravou váhou činil 13,19 mGy, po snížení hodnoty kV pak 8,87 mGy. To znamená rozdíl 32,75 %. U pacientů s nadváhou, kterých bylo ve sledovaném vzorku nejvíce, byl tento rozdíl nižší o 4,55 mGy (pokles o 23,12 %). Při obezitě prvního stupně pak došlo k průměrnému snížení o 8,43 mGy (pokles o 29,48 %). Nejvíce se snížila radiační zátěž u morbidně obézního pacienta, a to

konkrétně o 13,07 mGy tedy 35,38 %. Důležité je ovšem zmínit, že ve sledovaném výběru byl pouze jeden pacient z této kategorie. Pacienti s podvážou nebyli ve zkoumaném souboru vůbec zastoupeni.

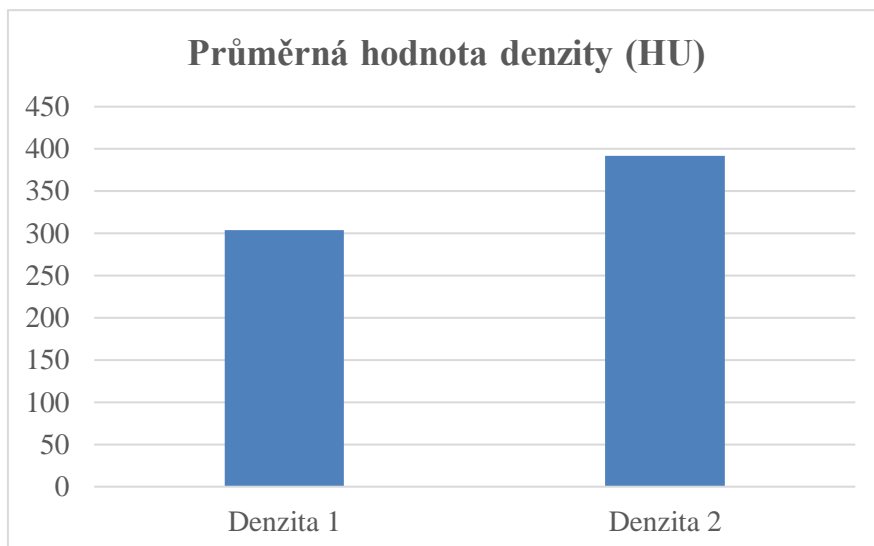
V rámci testovací statistiky byly nejprve vypočteny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu, který určuje míru lineární závislosti. Pro měření s původní hodnotou 120 kV byla zjištěna hodnota 0,6199275. Pro aktuálnější měření pak 0,529638516. Následně byl proveden test významnosti korelačního koeficientu na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \rho=0$ a $H_1: \rho \neq 0$. Po výpočtu testu významnosti korelačního koeficientu pro původní i novější měření vyšlo testovací kritérium v absolutní hodnotě vyšší než kritická hranice, proto byla nulová hypotéza zamítnuta. Na tomto základu lze konstatovat, že existuje statisticky významná závislost mezi hodnotou dávkového indexu a BMI při měření s hodnotou napětí 120 kV a zároveň i u 100 kV. **Současně lze potvrdit, že v obou případech je radiační zátěž ovlivněna hodnotou BMI. Čím vyšší je BMI pacienta, tím dochází k výraznějšímu snížení hodnoty dávkového indexu při vyšetření s hodnotou napětí 100 kV.**

4.2 Hodnoty dalších technických parametrů

V přecházející části bylo prokázáno, že při hodnotě 100 kV obdrží pacient nižší radiační zátěž než při hodnotě 120 kV. To lze označit za pozitivní fakt, avšak nelze konstatovat, že vyšetření je tak vhodnější. Aby bylo toto možné, je potřeba ověřit vliv snížení hodnoty kV na ostatní technické parametry. Proto byl dále rozpracován vliv této změny na hodnoty denzity v břišní aortě, která je úměrná kontrastu v obraze a na směrodatnou odchylku (SD) reprezentující šum.

4.2.1 Kontrast

Již bylo potvrzeno, že hodnota dávkového indexu, která vzniká při vyšetření s napětím 100 kV je obecně nižší než při vyšetření provedeném se 120 kV. Jedním z logických aspektů, který má pomoci podpořit či vyvrátit, že vyšetření při 100 kV je i dostatečně kvalitní je právě hodnota denzity. Pokud by se její hodnota snížila (snížení denzity v oblasti aorty naplněné KL), nemohla by být změna napětí celkově kladně hodnocená. Porovnání průměrné hodnoty denzity v oblasti zájmu při původním vyšetření s hodnotou 120 kV a novějším vyšetření při napětí 100 kV zachycuje Obrázek č. 4.

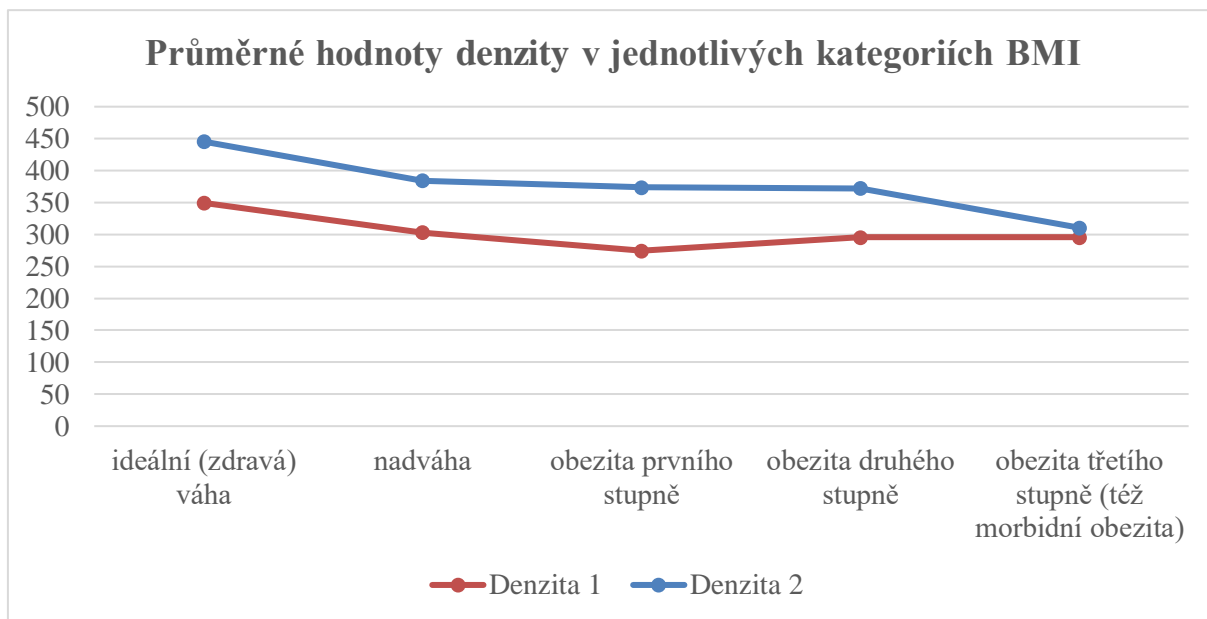


Obrázek 4 - Průměrné hodnoty denzity v ROI, při vyšetření s hodnotou napětí 120 kV (Denzita 1) a vyšetření provedeném se 100 kV (Denzita 2)

Z Obrázku 4 je zřejmé, že průměrná hodnota denzity u novějšího vyšetření je vyšší než při původním vyšetření. Zatímco aritmetický průměr denzity u vyšetření při napětí 120 kV byl 304,08 HU, po změně napětí došlo ke zvýšení na hodnotu 391,65 HU. To znamená nárůst o 28,8 %.

Pro zjištění statistické významnosti byl použit párový t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$ a $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Po testování na hladině významnosti 0,05 bylo porovnáno testovací kritérium t (v absolutní hodnotě 11,79790041) s kritickou hranicí (2,000995378) na základě čehož byla zamítnuta nulová hypotéza. Jednotlivé hodnoty průměrných denzit se od sebe statisticky významně liší. **Lze tak konstatovat, že u vyšetření, které bylo provedeno s hodnotou napětí 100 kV, byla ve sledované oblasti náplň aorty statisticky signifikantně více denzní než u vyšetření provedeného se 120 kV. Kontrast v obraze se tedy zvýšil.**

Tento poznatek však nemusí nutně platit pro všechny skupiny pacientů, proto byla dále zkoumána vzájemná souvztažnost průměrných hodnot denzit se skupinami pacientů segmentovaných dle jejich tělesné konstituce (hodnoty BMI). Tento vztah blíže ukazuje Obrázek č. 5.



Obrázek 5 - Závislost hodnoty denzit na BMI pacienta při vyšetření provedeném s napětím 100 kV (Denzita 1) a při napětí 120 kV (Denzita 2)

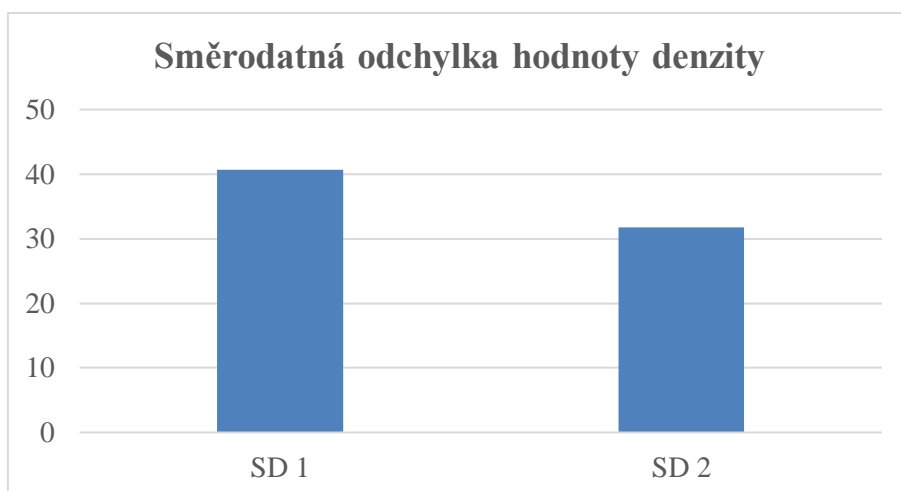
Z Obrázku 5 je zřejmé, že pro všechny kategorie BMI byla průměrná hodnota denzity v oblasti zájmu vyšší při novějším měření s hodnotou 100 kV. U pacientů se zdravou váhou byla původní průměrná hodnota denzity 349,44 HU, oproti tomu u novějšího měření 445,33 HU, což znamená nárůst o přibližně 27,44 %. Největší testovaný vzorek se nacházel v kategorii BMI s nadváhou a sice přes 40 % pacientů. V této kategorii byl nárůst lehce nižší než u zdravé váhy – 79,4 HU (26 %). Vysoký byl i počet pacientů s prvním stupněm obezity (30 %), v této skupině byla rovněž kladná změna denzity o 99,14 HU, což znamená 36% nárůst, nejvyšší ze všech kategorií. Vyšší průměrná hodnota kontrastu byla potvrzena i u kategorie obezity druhého stupně. Nebyl vyšetřen žádný pacient s podváhou. Naopak u kategorie morbidní obezity došlo ke zlepšení pouze o 14,9 HU (5% zlepšení). V této kategorii byl však vyšetřen pouze jediný pacient. Proto nelze zobecnit dílčí závěr, že u morbidně obézních pacientů by nemuselo dojít ke zvýšení kontrastu. Je však vhodné tuto skutečnost uvážit.

Pro potřeby testovací statistiky byly nejprve vypočteny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu, který určuje míru lineární závislosti. Pro měření s původní hodnotou 120 kV byla zjištěna záporná hodnota -0,350748533. Pro aktuálnější měření následně - 0,344059772. V dalším kroku byl proveden test významnosti korelačního koeficientu na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \rho=0$ a $H_1: \rho \neq 0$. Po výpočtu testu významnosti korelačního koeficientu pro původní i novější měření vyšlo testovací kritérium v absolutní hodnotě vyšší než kritická hranice, proto byla nulová hypotéza zamítnuta. Jelikož jsou hodnoty

Pearsonova korelačního koeficientu záporné, lze potvrdit existenci statisticky významné negativní závislosti mezi hodnotou kontrastu a BMI při měření s hodnotou 120 kV a současně i 100 kV. **Lze tak konstatovat, že v obou případech byla výše denzity v oblasti aorty naplněné KL ovlivněna hodnotou BMI. S vyšší hodnotou BMI klesala hodnota denzity a tím pádem i kontrast v obraze.**

4.2.2 Šum

V předcházejícím textu se podařilo prokázat statisticky významné snížení dávkového indexu a současné zlepšení kontrastu při snížení hodnoty napětí ze 120 kV na 100 kV. Pro celkovou kvalitu vyšetření je však neméně významné i množství šumu v obraze. Pokud by došlo ke zvýšení šumu v obraze, nebylo by možné zobecnit závěry o pozitivním přínosu změny (snížení) napětí. Porovnání průměrné hodnoty šumu při původním vyšetření s hodnotou 120 kV a novějším vyšetření při použití 100 kV vyobrazuje Obrázek č. 6.



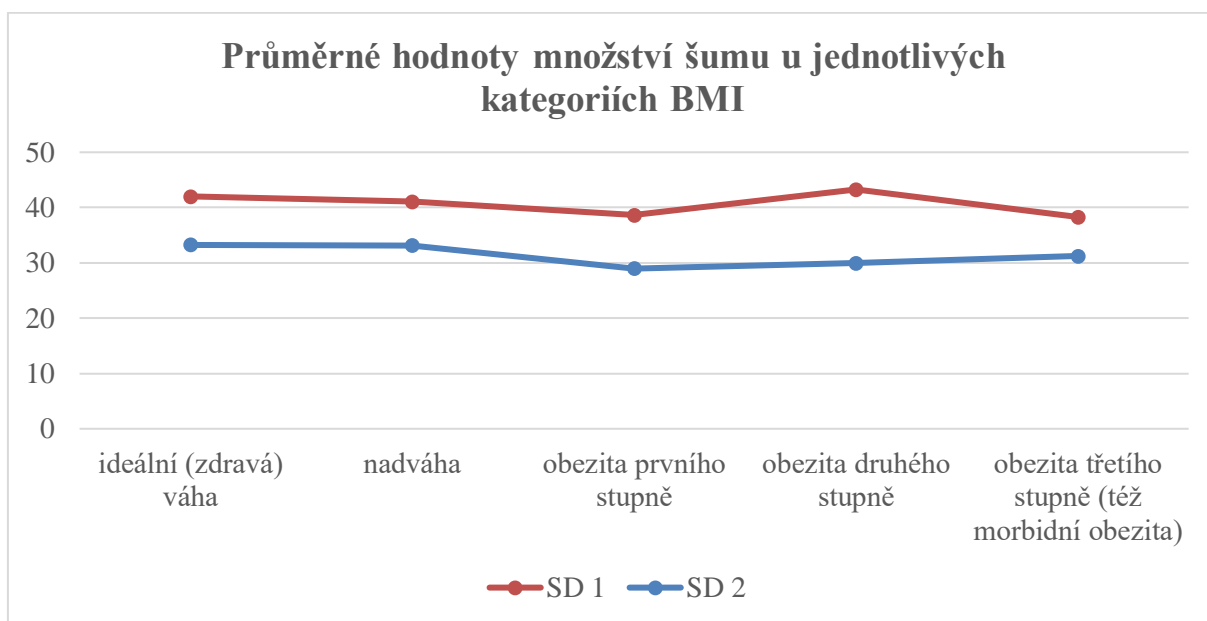
Obrázek 6 - Průměrná hodnota směrodatné odchylky denzity (SD) při vyšetření s hodnotou napětí 120 kV (SD 1) a při vyšetření provedeném při 100 kV (SD 2)

Z Obrázku 6 je patrné, že střední hodnota šumu u novějšího vyšetření je nižší než při původním vyšetření. Zatímco aritmetický průměr směrodatných odchylek denzity u vyšetření při 120 kV dosahoval hodnoty 40,7, po změně na 100 kV došlo ke snížení na hodnotu 31,8. To znamená snížení přibližně o 27,99 %.

Pro zjištění statistické významnosti byl použit párový t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$ a $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Po testování na hladině významnosti 0,05 bylo porovnáno testovací kritérium t (v absolutní hodnotě -9,054074003) s kritickou hranicí (2,000995378) na tomto základu byla následně zamítnuta nulová hypotéza. Jednotlivé hodnoty směrodatné odchylky denzity se od sebe statisticky významně lišily. **Lze tak konstatovat, že u vyšetření provedeného**

s hodnotou napětí 100 kV vzniklo prokazatelně méně šumu, a proto je pro diagnostiku vhodnější.

Toto zjištění však nemusí automaticky platit pro všechny skupiny pacientů, proto byla dále zkoumána vzájemná závislost průměrných hodnot šumu v obrazu se skupinami pacientů rozdělených dle jejich tělesné konstituce (hodnoty BMI). Tento vztah je dobře patrný na Obrázku č. 7.



Obrázek 7 - Závislost směrodatné odchylky kontrastu na BMI pacienta, při vyšetření s hodnotou napětí 100 kV (SD 1) a 120 kV (SD 2)

Z Obrázku č. 7 je zřejmé, že pro všechny kategorie BMI bylo průměrné množství šumu v obraze při novějším vyšetření s hodnotou napětí 100 kV nižší než při vyšetření s původním nastavením. U pacientů se zdravou váhou byla původní průměrná hodnota SD 41,98, následně při novějším měření 33,24. To znamená snížení o 8,75 jednotek, tedy 20,82 %. Obdobná změna nastala i v nejpočetněji zastoupené kategorii pacientů s nadváhou – absolutní snížení průměrné hodnoty šumu v obraze o 7,93 což znamená 19,31 %. Procentuálně největší snížení nastalo u kategorie pacientů s druhým stupněm obezity a sice o 30,73 %. Tito pacienti však neměli ani 7% zastoupení v základním souboru. Současně je nutné brát v úvahu i fakt, že v segmentu morbidní obezity se nacházel pouze jeden pacient a závěry o této kategorii tak nelze stavět do obecné roviny. Současně nebyl vyšetřen žádný pacient, jehož hodnoty BMI by se řadily do kategorie podváhy.

Pro potřeby testovací statistiky byly nejprve vypočteny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu, který určuje míru lineární závislosti. Pro vyšetření s původní hodnotou napětí

120 kV byla zjištěna záporná hodnota -0,07985207. Pro aktuálnější vyšetření následně hodnota -0,245981132. V dalším kroku byl proveden test významnosti korelačního koeficientu na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \rho=0$ a $H_1: \rho \neq 0$. Po výpočtu testu významnosti korelačního koeficientu pro původní i novější vyšetření vyšlo testovací kritérium v absolutní hodnotě nižší než kritická hranice, což potvrzuje nulovou hypotézu. V tomto případě tak neexistuje statisticky významná závislost mezi hodnotou šumu v obraze a BMI. **Lze tak konstatovat, že šum v obraze nebyl při vyšetření s hodnotou 120 kV ani 100 kV a využitím automatické modulace proudu statisticky signifikantně ovlivněn mírou obezity.**

5 DISKUZE

Tato část diplomové práce je zaměřena na interpretaci získaných výzkumných dat a výsledků, které vznikly díky následnému zpracování statistickou analýzou.

Hlavním cílem diplomové práce bylo porovnat jednotlivé dávkové indexy, které obdrželi pacienti při CTA abdominální aorty. Na Radiologické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci se toto vyšetření provádělo do října 2019, s rutinně nastavenou hodnotou napětí na 120 kV. Vzhledem k nezpochybnitelnému pokroku v radiodiagnostice a novým znalostem, které byly popsány i v teoretické části této práce, se však v současné době toto vyšetření provádí se sníženou a optimalizovanou hodnotou napětí na 100 kV. Dílčím cílem této práce bylo porovnání dalších sledovaných parametrů, které ovlivnila změna napětí. Diplomová práce je tedy založena na informacích, které byly retrospektivně sesbírány ze zdravotnické dokumentace a následně porovnány mezi sebou tak, aby bylo možné určit, zda položené otázky a hypotézy jsou platné či naopak nejsou.

Níže uvedení autoři publikovali studie, které porovnávají vliv snížení hodnoty napětí na kvalitu obrazu a zároveň na radiační zátěž pacienta. Valná většina dohledaných článků se však věnuje kromě snížení kV také snížení množství podané KL a případné změny koncentrace jódu v podávané kontrastní látce. Na pracovišti Fakultní nemocnice v Olomouci se ale množství podávané KL neměnilo. Pacientům bylo vždy podáno 70 ml jodové kontrastní látky s koncentrací jódu 370 mg/ml (Ultravist 370). Běžnou praxí je také využití automatické modulace proudu a iterativních rekonstrukcí. Těmito technikami je možné snížit radiační zátěž u běžně prováděných vyšetření až o 20–40 % (Higaki a kol., 2019, s. 75)

D. Ippolito a kol. (2015, s. 8) uvádí, že při výzkumu vlivu snížení hodnoty napětí a množství podané KL, nebylo možné dostatečně porovnat vliv konstituce pacienta na konečné výsledky. W. H. Nijhof a kol. (2016, s. 72) naproti tomu uvádí, že snížení napětí a množství podané KL se nemusí jevit jako vhodné u pacientů s hodnotou BMI nad 28 kg/m². V této diplomové práci byl porovnáván nejen vliv snížení hodnoty napětí, ale zároveň byla sledována i závislost jednotlivých parametrů na konstituci pacientů, kteří byli pro tyto potřeby rozděleni do skupin dle hodnoty BMI.

Po prostudování základní literatury byla zformulována v souvislosti s hlavním cílem práce, hypotéza č.1, u které se předpokládá, že: „*Při vyšetření, s nastavenou hodnotou napětí na 100 kV, pacient obdrží nižší dávku RTG záření.*“ Pro potvrzení či vyvrácení této hypotézy byly použity údaje, týkající se výšky a hmotnosti pacienta, hodnota nastaveného napětí při prvním a druhém vyšetření a naměřené hodnoty objemového kermového indexu výpočetní

tomografie (CTDI_{vol}). MZ ČR právě tuto veličinu uvádí jako vhodnou, pro měření radiační zátěže pacienta při CT vyšetření. (Věstník č. 6/2015, s. 10-11)

Výše zmíněné parametry byly statisticky zpracovány. Při porovnání středních hodnot CTDI_{vol} u vyšetření se 120 kV a vyšetření se sníženou hodnotou napětí se prokázal rozdíl 27,64 %. Tato hodnota odpovídá průměrnému snížení dávkového indexu o 5,96 mGy u vyšetření s nižší hodnotou napětí. Statistická významnost tohoto snížení byla potvrzena pomocí párového t testu, který byl proveden na hladině statistické významnosti 0,05.

R. Iezzi a kol. publikovali v roce 2011 výsledky své předběžné studie, která se zabývala snížením hodnoty napětí při zobrazování abdominální aorty z důvodu endovaskulární léčby aneurysmatu. Výzkumný soubor tvořilo 30 pacientů, kteří v určité době podstoupili 2 vyšetření abdominální aorty, stejně jako v případě této práce. Veškerá vyšetření byla prováděna na CT přístroji Somatom Volume Zoom od firmy Siemens, Německo. Celková dávka jódu, která byla pacientů aplikována se nelišila, avšak při prvním vyšetření bylo podáno vyšší množství KL s nižší koncentrací a ve druhém případě bylo podáno o 30 ml KL méně, avšak o vyšší koncentraci. Ve výsledcích svého výzkumu uvádějí, že u vyšetření s použitím standardního protokolu (120 kV/ 130 mAs) byla naměřena hodnota váženého kermového indexu výpočetní tomografie (CTDI_w) 10,34 mGy a při druhém měření (kdy došlo ke snížení expozičních parametrů na 80 kV a 100 mAs) došlo k výraznému snížení radiační zátěže na 2,8 mGy. Celková dávka se tedy snížila o 74 %. Kromě této změny došlo také ke zvýšení množství šumu v obraze, který byl ale částečně vykompenzován zvýšením kontrastu, díky podání KL s vyšší koncentrací jódu. (R. Iezzi a kol., 2011, s. 21-28) V roce 2016 L. Wei a kol. publikovali další podobnou studii, která se týkala snížení napětí při CTA aorty a zároveň snížení množství podané KL. Studie byla provedena na CT přístroji 256i, Philips, Best, Nizozemí. Při optimalizaci protokolu došlo ke snížení hodnoty napětí ze 120 kV na 100 kV, ale oproti této práci nebyla využita automatická modulace proudu a hodnota mAs zůstala stejná (300 mAs). V rámci této studie bylo prokázáno, že provedené změny vedly ke snížení radiační zátěže pacienta a zátěže spojené s podáním KL, ale na kvalitě obrazu nebyl pozorován významný rozdíl. (L. Wei a kol., 2016, s. 5-10)

Výsledky výše uvedených studií podporují výsledek této práce tak, že i přes různé metody přístupů a měření se všechny shodují v tom, že snížení napětí se jeví jako jedna z vhodných variant pro optimalizaci vyšetřovacích protokolů vedoucí ke snížení radiační zátěže pacientů.

Vzhledem k nastudované literatuře bylo vhodné porovnat také vliv snížení hodnoty napětí na dávkový index v souvislosti s konstitucí jednotlivých pacientů. Pro toto měření byl

využit index tělesné hodnoty (BMI). Pro porovnání byl využit Pearsonův korelační koeficient, jehož významnost byla následně dále ověřována. Na základě výsledků praktické části lze konstatovat, že při všech provedených vyšetřeních je radiační zátěž ovlivněna tělesnou konstitucí pacienta. Vliv snížení hodnoty napětí na radiační zátěž se však u jednotlivých skupin pacientů, seřazených dle hodnoty BMI lišil. Největší rozdíl byl zaznamenán u skupiny morbidně obézních pacientů. Vzhledem k tomu, že ale v našem výzkumném soboru byl pouze jeden pacient, který splnil toto kritérium, nemůže se jednat o dostatečně validní informaci. Podobně velké snížení bylo zaznamenáno u skupiny pacientů s ideální váhou, zde činil rozdíl radiační zátěže 32,75 % (13,19 mGy). Nejmenší pokles byl zaznamenán u skupiny pacientů s nadváhou, a to pokles o 23,12 % a u skupiny s obezitou prvního stupně o 29,48 %.

Dílčím cílem této diplomové práce bylo zjistit, jaký vliv má snížení hodnoty napětí na další parametry a zda může být vzniklý obraz i nadále dostatečný pro následnou diagnostiku. Jednalo se především o hodnocení kontrastu v břišní aortě a množství šumu, které bylo pro potřeby této práce hodnoceno pomocí směrodatné odchylky denzity. V souvislosti s dílčím cílem práce tedy byla položena hypotéza č. 2: *„Při vyšetření s nastavenou hodnotou napětí na 100 kV klesá šum v obraze a zvyšuje se kontrast v lumen břišní aorty.“* Oblast zájmu byla předem určena v místě, kde odstupuje truncus coeliacus. Důvodem byla především eliminace zkreslení výsledků, které by mohly vzniknout při měření v oblasti, kde se vyskytují artefakty v obraze zapříčiněné implantovaným stentgraftem, jehož horní okraj bývá nejčastěji umístován nad odstupy renálních tepen. Velikost ROI byla u všech pacientů 2 cm². Takto zvolená oblast zájmu pokrývá dostatečnou plochu v oblasti aorty, ale zároveň nezasahuje až po okraj cévy, aby se opět omezila možnost zkreslení výsledků.

Změna kontrastu náplně v lumen aorty byla porovnávána pomocí průměrné naměřené hodnoty denzity v místě zájmu. Kvantitativní hodnocení kvality obrazu pomocí měření denzity využili například Baxa a kol. při hodnocení CTA aorty a tepen dolních končetin (2012, s. 23-24). V rámci našeho měření bylo zjištěno, že průměrná hodnota denzity byla u prvního vyšetření, prováděného při napětí 120 kV, 304,08 HU. Po snížení napětí došlo ke zvýšení denzity na 391,65 HU. Denzita tedy vzrostla zhruba o 28,8 %. Následně byla pomocí párového t-testu potvrzena statistická významnost mezi prvním a druhým měřením. Lze tedy tvrdit, že u vyšetření se sníženou hodnotou napětí se zvýšila denzita v lumen aorty, která je naplněna KL a tím se i zvýšil kontrast. Tento výsledek je ve shodě s tvrzením, že při nižším nastavení napětí rentgenky se zvyšuje kontrast jódu a tím i orgánů, které jsou KL naplněny. (Higaki a kol., 2019, s. 69) Nijhof a kol. ve své studii tvrdí, že snížení hodnoty napětí ze 100 kV na 80 kV při CTA abdominální aorty mělo vliv na zásadní zlepšení kontrastu obrazu. (2016, s. 68)

Schreiner a kol. ve své studii tvrdí, že je zřejmý vztah mezi BMI pacienta a kvalitou zobrazení (2017, s. 150). Nijhof a kol. ve své studii poukazují na to, že jejich výsledky vykazovaly zásadní inverzní korelaci mezi tělesnou hmotností pacientů a zvýšením průměrné hodnoty kontrastu. Snižování napětí je tedy, dle jejich výsledků, u silnějších pacientů omezené. Jednalo se však o zásadnější snížení hodnoty napětí (na 80 kV) oproti této práci. (2016, s. 71) Z tohoto důvodu byla tedy v této práci sledována korelace mezi hodnotou denzity v lumen aorty a konstitucí jednotlivých pacientů. Pro lepší interpretaci bylo opět využito rozdělení do skupin dle BMI. U všech skupin byla hodnota naměřené denzity vyšší. Ve skupině pacientů se zdravou váhou se denzita zvýšila o 95,89 HU, tedy o 27,44 %. Mírně nižší nárůst, o 26 % (79,4 HU) byl pozorován u pacientů s nadváhou. Největší rozdíl byl zaznamenán ve skupině obézních pacientů, kdy se denzita náplně aorty zvýšila o 99,14 HU, což znamená navýšení o 36 %. U morbidně obézního pacienta došlo k minimálnímu zlepšení kontrastu, ale tento výsledek nemůžeme vzhledem k minimálnímu počtu sledovaných považovat za validní. Pro ověření závislosti byl použit Pearsonův korelační koeficient a jeho statistická významnost byla následně potvrzena pomocí párového t-testu. Výsledkem je tedy negativní závislost mezi konstitucí pacienta a naměřenou denzitou v ROI, při obou prováděných vyšetřeních. Můžeme tedy tvrdit, že v rámci našeho výzkumu jsme potvrdili, že u všech vyšetření, které byly provedeny se sníženou hodnotou napětí se zvýšila denzita v oblasti měření. Při zohlednění konstituce bylo zjištěno, že průměrné navýšení se u všech skupin pacientů pohybuje mezi 26 až 36 procenty.

Druhým parametrem, který byl zvolen pro posouzení dostatečné kvality zobrazení, bylo množství šumu. Zde je vhodné připomenout, že pro hodnotu šumu platí vztah k hodnotě zvoleného proudu. (Súkupová, 2018, s. 124) Při obou prováděných vyšetřeních byla využita automatická modulace proudu, to znamená, že při snížení napětí ze 120 kV na 100 kV došlo k automatickému zvýšení hodnoty mAs tak, aby bylo množství šumu v obraze dostatečně korigováno – i s ohledem na další faktory. Při obou vyšetřeních byly také využity iterativní rekonstrukce. Tyto algoritmy pro rekonstrukci obrazu mají vliv na jeho kvalitu v souvislosti se snížením množství šumu. (Higaki a kol., 2018, s. 69) Při samotném porovnání bylo zjištěno, že při původním vyšetření byla naměřena průměrná hodnota směrodatné odchylky denzity 40,7. Při druhém vyšetření s pozměněným napětím byla velikost směrodatné odchylky denzity snížena o 27,99 %, na hodnotu 31,8. Statistická významnost tohoto rozdílu byla, stejně jako u předešlých měření, potvrzena pomocí párového t-testu. Můžeme tedy tvrdit, že v rámci toho výzkumu a změně napětí ze 120 kV na 100 kV, se potvrdilo snížení průměrné směrodatné odchylky a tím tedy i šumu v obraze. V první výše uvedené studii, došlo změnou napětí k nárůstu šumu v obraze, ale ten byl vykompenzován zvýšením kontrastu. Výsledný obraz byl

tedy dostatečně kvalitní pro další diagnostiku. (Iezzi a kol., 2011) Výsledky další, výše popsané studie, ukazují, že snížení hodnoty napětí nemá zásadní vliv na kvalitu zobrazení. (Wei a kol., 2016, s. 5-10)

Graf, který je uveden ve výzkumné části této práce ukazuje, že u všech kategorií pacientů rozřazených dle BMI byla hodnota směrodatné odchylky denzity, a tedy i šumu u druhého vyšetření nižší. Nejmenší procentuální rozdíl byl zaznamenán ve skupině pacientů s nadváhou (19,31 %). Naopak nejvyšší rozdíl se projevil u obézních pacientů. Ve skupině standartních pacientů, tedy se zdravou váhou, byl pozorován pokles odchylky šumu ze 41,98 na hodnotu 33,24, který se rovná 20,82 %. V rámci testovací statistiky byly vypočteny hodnoty Pearsonova koeficientu a následná statistická významnost korelací byla ověřena párovým t-testem na hladině významnosti 0,05. Výsledek tohoto testování ukázal, že závislost mezi hodnotou směrodatné odchylky denzity a konstitucí pacienta nebyl statisticky významný.

Při propojení výsledků našeho měření a poznatků z teoretické části práce je možné říct, že při správném využití automatické modulace proudu je množství šumu v obraze dostatečně korigováno i při snížení hodnoty napětí, které zároveň vede ke zlepšení kontrastu v obraze. Jedná se tedy o správný postup optimalizace vyšetřovacího protokolu a je v souladu s principem ALARA.

5.1 Limity, význam a návrhy pro další výzkumné šetření

Výzkum prováděný v této diplomové práci měl několik limitací, které by mohly mít vliv na konečné výsledky. Často zmiňovanou limitací je poměrně malý rozsah zkoumaného souboru. Porovnávání výsledků měření v závislosti na konstituci pacienta bylo omezeno, protože ve zkoumaném vzorku nebyly zaznamenány údaje u ani jednoho pacienta s podvážou a pouze jeden pacient se řadil do skupiny morbidně obézních. Obezitu druhého stupně měli 4 pacienti, přičemž ani tento počet není pro přesnější srovnání dostatečný.

Určitou limitaci způsobilo i využití automatické modulace proudu, která je pro správně a kvalitně provedené vyšetření nezbytná, avšak samotné výsledky týkající se vlivu změny napětí na sledované oblasti ovlivňuje. To samé lze tvrdit i o využití iterativních rekonstrukcí.

Dalším limitem je porovnání radiační zátěže pouze pomocí CTDIvol, který je jednou ze dvou možných veličin, vhodných pro hodnocení zátěže při CT vyšetření. Druhou možností, hodnocení radiační zátěže, je součin kerny a délky pro CT (DLP.) V tomto případě se však nejedná o omezení, které by mělo mít zásadní vliv na výsledky práce. Při dalším výzkumném šetření by však mohla být tato veličina, pro upřesnění výsledků, zapracována. Co se týče hodnocení kvality obrazu, v této práci se jednalo pouze o kvantitativní hodnocení. Vzhledem k dalším výzkumům zabývajících se podobným tématem by bylo vhodné při dalším šetření také doplnit kvalitativní hodnocení obrazu. Toto hodnocení by mohlo být provedeno zkušeným radiologem, který by zaslepeně porovnal a zhodnotil subjektivně dané snímky a jejich vhodnost pro potřebnou diagnostiku.

6 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo popsat vliv expozičních parametrů na dávkový index při CTA vyšetření abdominální aorty u pacientů se zavedeným stentgraftem. Vzhledem k možnému ovlivnění obrazu byly zkoumány i změny šumu a kontrastu ve vzniklých obrazech. Jednalo se o retrospektivní typ studie a pro získání dat byla použita kvantitativní metoda. Ve zkoumaném souboru bylo celkem 60 pacientů, kteří s ročním odstupem podstoupili dvě CTA abdominální aorty – první byla provedena s hodnotou napětí 120 kV, druhá po optimalizaci vyšetřovacího protokolu se sníženou hodnotou napětí na 100 kV. Hlavním cílem této práce bylo zjistit, jaký vliv měla tato změna na dávkový index, kterým je v této práci reprezentována radiační zátěž, které pacient během vyšetření podléhá a kvalitu vyšetření. Hypotéza č. 1, že při vyšetření s nastavenou hodnotou napětí 100 kV pacient obdrží menší množství záření, byla statisticky potvrzena. Při novějším vyšetření byla hodnota dávkového indexu nižší průměrně o 5,96 mGy.

Část teoretické práce se věnovala principům radiační ochrany pacienta. Jedním z nich je princip optimalizace. Právě ten říká, že je třeba kontrolovat a snažit se optimalizovat vyšetřovací protokoly takovým způsobem, aby pacient obdržel co nejnižší možnou dávku, ale zároveň nesmí být znehodnocena potřebná diagnostická informace. Z tohoto důvodu byly v práci sledovány změny průměrné hodnoty denzit a jejich směrodatné odchylky reprezentující množství šumu v místě měření. Hypotéza č. 2, že při vyšetření s nastavenou hodnotou napětí na 100 kV klesá šum v obraze a zvyšuje se kontrast v lumen břišní aorty, byla statisticky potvrzena. Při snížení hodnoty napětí došlo ke zvýšení denzity v místě měření o zhruba 28,8 % a snížení šumu o 27,99 %. Následné doplňující zjištění korelací, mezi výše uvedenými parametry obrazu a konstitucí pacienta ukázaly, že existuje statisticky významná souvislost mezi BMI pacienta a kontrastem v obraze (s vyšší hodnotou BMI klesá hodnota denzity v místě měření a tím i kontrast). Toto tvrzení však neplatí pro vztah mezi BMI pacientů a množstvím šumu v obraze.

Cíl diplomové práce byl splněn. Pomocí retrospektivního sběru dat a následné statistické analýze byl popsán vliv změny hodnot jak na snížení dávkového indexu, tak na vyšší kvalitu obrazu – při správném využití automatické modulace proudu je množství šumu v obraze dostatečně korigováno i při snížení hodnoty napětí a zároveň vede ke zlepšení kontrastu v obraze.

REFERENČNÍ SEZNAM

Aktuální informace Ústavu zdravotnických informací a statistiky České republiky č. 3/2020: Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení ČR v roce 2019 [online], 2020. In.: s. 1-24 [cit. 2021-5-3]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008347/ai-2020-03-t1-pristrojove-vybaveni-zz-2019.pdf>

BAXA, Jan, Jiří FERDA, Petr DURAS, Jiří MOLÁČEK, Petr HAVRÁNEK a Hynek MÍRKA, 2012. CT angiografie břišní aorty a tepen dolních končetin na dvouzdrojovém CT přístroji: možnosti redukce radiační zátěže a množství podané kontrastní látky. *Česká radiologie* [online]. **66**(1), 23-29 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=362>

CARDIA, Patricia P, Thiago J PENACHIM, Adilson PRANDO, Ulysses S TORRES a Giuseppe D'IPPÓLITO, 2017. Non-contrast MR angiography using three-dimensional balanced steady-state free-precession imaging for evaluation of stenosis in the celiac trunk and superior mesenteric artery: a preliminary comparative study with computed tomography angiography. *The British Journal of Radiology* [online]. **90**(1075) [cit. 2021-5-3]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20170011

ČERNÁ, Marie, Martin KÖCHER, Petr UTÍKAL, Petr DRÁČ, Petr BACHLEDA, Stanislav BUŘVAL a Jana ZAPLETALOVÁ, 2012. Pozdní komplikace a reintervence po implantaci stentgraftu pro subrenální aneuryzma břišní aorty. *Česká radiologie* [online]. **66**(2), 159-165 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=368>

ENGELBERGER, Stephan, Raffaele ROSSO, Manuela SARTI, Filippo DEL GRANDE, Reto CANEVASCINI, Jos C. VAN DEN BERG, Giorgio PROUSE a Luca GIOVANNACCI, 2017. Ultrasound screening for abdominal aortic aneurysms. *Swiss Medical Weekly* [online]. **147**(0910), 1-5 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1424-7860. Dostupné z: doi:10.4414/smw.2017.14412

FERDA, Jiří, c2004. *CT angiografie*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2281-1.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-608-3.

FN Olomouc, 2015. *Radiologické standardy pro CT přístroje: Pracovní postup č. PP-MP-L019-02-05*. 1. Olomouc.

FN Olomouc, 2015. *Radiologické standardy pro CT přístroje: Příloha č. 2 - Místní diagnostické referenční úrovně pro CT*. 1. Olomouc.

HEŘMAN, Miroslav a kolektiv. *Základy radiologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4

HIGAKI, Toru, Yuko NAKAMURA, Wataru FUKUMOTO, Yukiko HONDA, Fuminari TATSUGAMI a Kazuo AWAI, 2019. Clinical application of radiation dose reduction at abdominal CT. *European Journal of Radiology* [online]. **111**, 68-75 [cit. 2021-5-3]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2018.12.018

HRDINA, Lukas, Martin KOCHER, Miroslav HERMAN, Marie CERNA, Jiri KOZAK, Zbynek TUDOS, Shankari MAHATHMAKANTHI a Katerina LANGOVA, 2012. Comparison of the quality of lower limb magnetic resonance angiographies performed with different paramagnetic contrast agents in relation to body mass index and ejection fraction. *Biomedical Papers* [online]. **156**(2), 164-170 [cit. 2021-5-3]. ISSN 12138118. Dostupné z: doi:10.5507/bp.2011.058

HUŠÁK, Václav a kol. 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0

IEZZI, R., A.R. COTRONEO, A. GIAMMARINO, F. SPIGONARDO a M.L. STORTO, 2011. Low-dose multidetector-row CT-angiography of abdominal aortic aneurysm after endovascular repair. *European Journal of Radiology* [online]. **79**(1), 21-28 [cit. 2021-5-3]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2009.11.016

IPPOLITO, D, C TALEI FRANZESI, D FIOR, P A BONAFFINI, O MINUTOLO a S SIRONI, 2015. Low kV settings CT angiography (CTA) with low dose contrast medium

volume protocol in the assessment of thoracic and abdominal aorta disease: a feasibility study. *The British Journal of Radiology* [online]. **88**(1049), 1-8 [cit. 2021-5-3]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20140140

KÖCHER, Martin, Petr UTÍKAL, Marie ČERNÁ, Petr BACHLEDA a Pavel DRÁČ, 2012. Současný stav endovaskulární léčby aneurysmat abdominální aorty a její postavení v léčebném algoritmu. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. **11**(3-4), 124-133 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2012/03/07.pdf>

KRAJÍČEK, Milan. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada, 2007. ISBN 9788024706078.

KRAJINA, Antonín a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 8086703088.

LOWE, C., Q. GHULAM, K. BREDAHL, S. ROGERS, J. GHOSH, H. SILLESEN, C.N. MCCOLLUM a J. EIBERG, 2016. Three-dimensional Ultrasound in the Management of Abdominal Aortic Aneurysms: A Topical Review. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* [online]. **52**(4), 466-474 [cit. 2021-5-3]. ISSN 10785884. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejvs.2016.06.009

NIJHOF, W.H., E.J.M. BALTUSSEN, I.M.J. KANT, G.J. JAGER, C.H. SLUMP a M.J.C.M. RUTTEN, 2016. Low-dose CT angiography of the abdominal aorta and reduced contrast medium volume: Assessment of image quality and radiation dose. *Clinical Radiology* [online]. **71**(1), 64-73 [cit. 2021-5-3]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2015.10.007

PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika – Fyzika ionizujícího záření*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2015. ISBN 978-80-01-05319-5

Rentgen bulletin: červen 2016, Otázka malých dávek při lékařském ozáření [online], 2016. Státní ústav radiační ochrany [cit. 2021-5-3]. Dostupné z: https://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/Rentgen_6_2016.pdf

SCOTT, RAP, 2002. The Multicentre Aneurysm Screening Study (MASS) into the effect of abdominal aortic aneurysm screening on mortality in men: a randomised controlled trial. *The*

Lancet [online]. **360**(9345), 1531-1539 [cit. 2021-5-3]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(02)11522-4

SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

SCHREINER, Markus M., Hannes PLATZGUMMER, Sylvia UNTERHUMER, Michael WEBER, Gabriel MISTELBAUER, Christian LOEWE a Ruediger E. SCHERNTHANER, 2017. A BMI-adjusted ultra-low-dose CT angiography protocol for the peripheral arteries— Image quality, diagnostic accuracy and radiation exposure. *European Journal of Radiology* [online]. **93**, 149-156 [cit. 2021-5-3]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2017.06.002

Státní zdravotní ústav, 2016. *Zdravotní zdravotní stav české populace: výsledky studie EHES 2014* [online]. Praha [cit. 2021-5-3]. ISBN 978-80-7071-356-3. Dostupné z: http://www.szu.cz/uploads/documents/chzp/ehes/EHES_2014.pdf

STEFANIAK, Karolina, Michal STANISIC, Marcin GABRIEL a Grzegorz OSZKINIS, 2016. Diagnostic imaging methods applied in long-term surveillance after EVAR. Will computed tomography angiography be replaced by other methods? *Advances in Interventional Cardiology* [online]. **1**(43), 6-12 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1734-9338. Dostupné z: doi:10.5114/pwki.2016.56943

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2015. Co představuje parametr CTDIVOL uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům? *Česká radiologie* [online]. **69**(3), 194-200 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

ŠTÁSEK, Josef, Petr NĚMEC a Jiří VÍTOVEC, 2015. Summary of the 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Prepared by the Czech Society of

Cardiology. *Cor et Vasa* [online]. **57**(4), e297-e319 [cit. 2021-5-3]. ISSN 00108650. Dostupné z: doi:10.1016/j.crvasa.2015.05.001

Věstník MZČR č. 10/2016 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-10-2016/>

Věstník MZČR č. 11/2003 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2003. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-11-2003/>

Věstník MZČR č. 11/2018 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2018. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-11-2018/>

Věstník MZČR č. 2/2016 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-2-2016/>

Věstník MZČR č. 6/2015 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2015. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-6-2015/>

VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 9788024445083.

Vyhláška č. 422/2016 Sb. [online]. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>

WEI, L., S. LI, Q. GAO, Y. LIU a X. MA, 2016. Use of low tube voltage and low contrast agent concentration yields good image quality for aortic CT angiography. *Clinical Radiology* [online]. **71**(12), 1313.e5-1313.e10 [cit. 2021-5-3]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2016.07.018

Zákon č. 263/2016 Sb. [online]. Atomový zákon, 2016. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://zakonyprolidi.cz/cs/2016-263>

Zákon č. 373/2011 Sb. [online]. Zákon o specifických zdravotních službách, 2011. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://zakonyprolidi.cz/cs/2011-373>

ŽIŽKA, Jan, 2011. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Česká radiologie* [online]. **65**(3), 169-176 [cit. 2021-5-3]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf

ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 9788074921797.

SEZNAM ZKRATEK

ATCM	Automatická modulace proudu
BMI	Body mass index
CT	Výpočetní tomografie
CTA	CT angiografie
CTDI _{vol}	Objemový kermový index výpočetní tomografie
CTDI _w	Kermový index výpočetní tomografie
DLP	Součin kermy a délky
DSA	Digitální subtrakční angiografie
EVAR	Endovascular aneurysm repair
FN	Fakultní nemocnice
HU	Hounsfieldova jednotka
Kg	Kilogram
KL	Kontrastní látka
kV	Kilovolt
mAs	Miliampér sekunda
mGy	Miligray
ml	Mililitr
mm	Milimetr
MR	Magnetická rezonance
MRA	MR angiografie
mSv	Milisievert
MZ ČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky

ROI	Oblast zájmu
RTG	Rentgen
S	Sekunda
SD	Směrodatná odchylka
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
VRT	Volume rendering technique

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Ukázka měření.....	31
Obrázek 2 - Průměrné hodnoty CTDIvol při vyšetření s hodnotou napětí 120 kV (CTDIvol 1) a vyšetření provedeném při 100 kV (CTDIvol 2).....	34
Obrázek 3 - Závislost CTDIvol na BMI při vyšetření s hodnotou napětí 100 kV (CTDIvol 1) a 120 kV (CTDIvol 2).....	35
Obrázek 4 - Průměrné hodnoty denzity v ROI, při vyšetření s hodnotou napětí 120 kV (Denzita 1) a vyšetření provedeném se 100 kV (Denzita 2)	37
Obrázek 5 - Závislost hodnoty denzit na BMI pacienta při vyšetření provedeném s napětím 100 kV (Denzita 1) a při napětí 120 kV (Denzita 2)	38
Obrázek 6 - Průměrná hodnota směrodatné odchylky denzity (SD) při vyšetření s hodnotou napětí 120 kV (SD 1) a při vyšetření provedeném při 100 kV (SD 2)	39
Obrázek 7 - Závislost směrodatné odchylky kontrastu na BMI pacienta, při vyšetření s hodnotou napětí 100 kV (SD 1) a 120 kV (SD 2).....	40

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - Rozdělení pacientů podle kategorií BMI v kg/m ² (Státní zdravotní ústav, 2016, s. 21)	30
--	----

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 - Záznamová tabulka.....	59
Příloha 2 - Souhlasné stanovisko etické komise.....	60
Příloha 3 - Žádost o poskytnutí informace pro sběr dat ve FN Olomouc Ia	61
Příloha 4 - Žádost o poskytnutí informace pro sběr dat ve FN Olomouc Ib	62

Základní údaje				Novější měření (s hodnotou 100 kV)					Původní měření (s hodnotou 120 kV)				
Rodné č.	výška	váha	BMI	2-kV	2-mA	2AVG	2SD	2CTDIvol	1kV	1mA	1AVG	1SD	1CTDvol
XXXXXX/001													
XXXXXX/002													
XXXXXX/003													
XXXXXX/004													
XXXXXX/005													
XXXXXX/006													
XXXXXX/007													
XXXXXX/008													
XXXXXX/009													
XXXXXX/010													
XXXXXX/011													
XXXXXX/012													
XXXXXX/013													
XXXXXX/014													
XXXXXX/015													
XXXXXX/016													
XXXXXX/017													
XXXXXX/018													
XXXXXX/019													
XXXXXX/020													
XXXXXX/021													
XXXXXX/022													
XXXXXX/023													
XXXXXX/024													
XXXXXX/025													
XXXXXX/026													
XXXXXX/027													
XXXXXX/028													
XXXXXX/029													
XXXXXX/030													
XXXXXX/031													
XXXXXX/032													
XXXXXX/033													
XXXXXX/034													
XXXXXX/035													
XXXXXX/036													
XXXXXX/037													
XXXXXX/038													
XXXXXX/039													
XXXXXX/040													
XXXXXX/041													
XXXXXX/042													
XXXXXX/043													
XXXXXX/044													
XXXXXX/045													
XXXXXX/046													
XXXXXX/047													
XXXXXX/048													
XXXXXX/049													
XXXXXX/050													
XXXXXX/051													
XXXXXX/052													
XXXXXX/053													
XXXXXX/054													
XXXXXX/055													
XXXXXX/056													
XXXXXX/057													
XXXXXX/058													
XXXXXX/059													
XXXXXX/060													

Příloha 1 - Záznamová tabulka



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL-109732/1050S-2020

Vážená paní
Nikola Petříková

2020-06-25


Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní Petříková,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše diplomová práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomová práce s názvem „**Vliv expozičních parametrů na dávku pacienta při CT angiografii břišní aorty**“ jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP.

S pozdravem,


Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Datum : 16. 2020 Podpis :

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

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 976/3 | 775 15 Olomouc | IČ 61989592 |
www.fzv.upol.cz

Příloha 2 - Souhlasné stanovisko etické komise



Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Nikola Petříková

Datum narození: 6.5.1997 Telefon: 728 258 193 E-mail: nikola.petrikova01@upol.cz

Kontaktní adresa: Letohrad, U obory 958, 561 51

Přesný název školy/fakulty: Univerzita Palackého v Olomouci - fakulta zdravotnických věd

Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Forma studia: prezenční kombinovaná distanční

Téma závěrečné práce:

Technické aspekty při vyšetřování výpočetní tomografií

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

ANO na pracovišti: _____ v termínu od: _____ do: _____

NE

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: _____

NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Radiologická klinika

Účel žádosti:

sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce

sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce

sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uveďte): _____

Požadavek na (zaškrtněte):

V případě, že žadatel potřebuje získat informaci o počtech vyšetření/ošetření a předem má souhlas konkrétního pracoviště, že tato data mu budou poskytnuta vedením tohoto pracoviště bez nutnosti jeho nahlížení do zdravotnické dokumentace pacientů, vyplní oddíl „Ostatní – statistická data“. Jinak vyplní oddíl „Nahlížení do zdr. dokumentace“.

Dotazníková akce pro pacienty FNOL pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: _____

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: _____ do: _____

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

Nahlížení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: 60

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: 1.9.2020 do: 10.9.2020

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: V systému PACS budou vyhledávány expoziční parametry pro jednotlivá vyšetření (CT angiografie břišní aorty) a vzniklá obrazová dokumentace, pro posouzení kvality zobrazení. Pro práci nejsou potřebné žádné osobní a citlivé údaje.

Při nahlížení do zdravotnické dokumentace bude do každé dokumentace vložen formulář Fm-MP-G015-05-NAHLED-001 Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie.

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: _____

vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: _____ povolání: _____

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor rozhovoru (orientační okruh otázek).

statistická data – informace o počtech např. zdravotnických výkonů, vyšetření, určité agendy (např. porodnost), přístrojích

jiné (specifikujte):

Za které období budou data zjišťována: _____

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: _____ do: _____

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat:

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: elektronicky, v tištěné formě

Budete FNOL uvádět jako „zdroj dat“ ve své práci? ANO NE

Poučení:

Žadatel souhlasí se zpracováním jeho osobních údajů dle zásad GDPR pro účely evidence této žádosti. Zavazuje se zachovat mlčenlivost o skutečnostech, o nichž se dozví v souvislosti s prováděným výzkumem a sběrem dat/informací.

Žadatel (datum podpis): 13. května Petříková N.

Schválil (datum podpis):

13.5. 2020

Ing. Bc. Andrea Drobiličová
Náměstkyně nelékařských oborů
Fakultní nemocnice Olomouc

Poznámky: Vyjádření vedoucího práce (prof. MUDr. Miroslav Heřman Ph.D.), k etickým aspektům a postupu ve výzkumné části: Výstupy práce budou významné pro běžnou praxi – umožní nám posoudit, jaký má provedená změna expozičních hodnot CT vyšetření vliv na dávku pro pacienta a kvalitu vyšetření. Podle výsledků může práce přispět k rozšíření změn na další typy vyšetření. Vzhledem k navržené metodice retrospektivní studie nepředpokládám žádné etické problémy.