

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2020

Babický Robert

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví (B5345)

Robert Babický

Studijní obor: Radiologický asistent (5345R010)

Přínos moderních přístrojů v redukci dávky při CT angiografii

Vedoucí práce: MUDr. Filip Heidenreich

PLZEŇ 2020

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta zdravotnických studií

Akademický rok: 2019/2020

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Robert BABICKÝ**
Osobní číslo: **Z17B0222P**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Téma práce: **Přínos moderních přístrojů v redukci dávky při CT angiografii**
Zadávající katedra: **Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví**

Zásady pro vypracování

- Zpracovat seznam odborné literatury na vybrané téma
- Stanovit cíl kvalifikační práce
- Zpracovat teoretickou i praktickou část práce dle požadavků FZS
- Popsat metodiku praktické části
- Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce
- Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS
- Dodržet citační normu

Rozsah bakalářské práce:
Rozsah grafických prací:
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam doporučené literatury:

- FERDA, Jiří, Hynek Mírka, Jan Baxa a Alexander Malán. Základy zobrazovacích metod. 1. vydání. Praha: Galén, 2015. 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3.
- NEKULA, Josef, Jana Chmelová. Základy zobrazování magnetickou rezonancí. První vydání. Ostrava: Zdravotně sociální fakulta Ostravské univerzity v Ostravě, 2007. 68 s. ISBN 978-80-7368-335-1.
- NEKULA, Josef, Petr Krupa, Jiří Kozák, Dana Houserková. Klinická radiologie. 1. vydání. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. 263 s. ISBN 978-80-7464-564-8.
- VOMÁČKA, Jaroslav, Nekula Josef, Kozák Jiří. 2013. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci (UPOL), 2013. 160 s. ISBN 978-80244-3126-0.
- HSIEH, Jiang. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Bellingham, WA: SPIE Optical Engineering Press, 2003. 387 s. ISBN 0819444251.

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Filip Heidenreich**
Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Datum zadání bakalářské práce: **18. června 2019**
Termín odevzdání bakalářské práce: **31. března 2020**



PhDr. Lukáš Štich
děkan



Mgr. Stanislava Reichertová
vedoucí katedry

V Plzni dne 31. ledna 2020

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne

.....
vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji vedoucímu práce MUDr. Filipu Heidenreichovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

Anotace

Příjmení a jméno: Babický Robert

Katedra: Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Název práce: Přínos moderních přístrojů v redukci dávky při CT angiografii

Vedoucí práce: MUDr. Filip Heidenreich

Počet stran – číslované: 53

Počet stran – nečíslované: 19

Počet příloh: 3

Počet titulů použité literatury: 20

Klíčová slova: Výpočetní tomografie, radiodiagnostika, diagnostika, angiografie, DLP, radiační zátěž

Souhrn:

Bakalářská práce se skládá z teoretické a praktické části. Teoretická část práce je tvořena anatomii vaskulárního systému a jeho onemocněními. Dále jsou uvedeny možnosti zobrazení cév, CT angiografie společně s indikacemi a kontrastní látky. Větší pozornost je věnována samotné výpočetní tomografii a CT technologiím. V poslední části je uvedena klinická dozimetrie. Praktická část obsahuje metodiku, cíle, statistické zpracování, diskuze a závěr. Mé cíle byly porovnat radiační zátěž tří určitých přístrojů při vyšetření aorty a karotid.

Annotation:

Surname and name: Babický Robert

Department: Department of paramedical rescue work and technical studies

Title of thesis: Benefit of modern devices in dose reduction at CT angiography

Consultant: MUDr. Filip Heidenreich

Number of pages – numbered: 53

Not numbered: 19

Number of appendices: 3

Number of literature items used: 20

Key words: Computed tomography, radiodiagnostics, diagnostics, angiography, DLP, radiation dose

Summary:

Bachelor work is composed of theoretical and practical part. Theoretical part is formed by anatomy of vascular system and its diseases. There are listed options of blood vessels imaging, contrast substances and CT angiography with indications.. Pays attention to computed tomography and CT technologies. In the last part there is clinical dosimetry stated. Practical part contains methodology, objectives, statistical treatment, discussion and conclusion. My objectives were to compare radiation dose of three machines at examination of aorta and carotides.

OBSAH

ÚVOD.....	11
TEORETICKÁ ČÁST	12
1 Anatomie vaskulárního systému.....	12
2 Onemocnění vaskulárního systému	13
2.1 Onemocnění arteriálního systému.....	13
2.2 Onemocnění venózního systému	14
3 Angiografie	16
3.1 Obecná část	16
3.2 Část praktická – anatomická	17
4 Metody angiografie.....	19
4.1 DSA.....	19
4.2 Ultrasonografie	19
4.2.1 Dopplerovská ultrasonografie	19
4.3 MRAG	20
4.4 CT Angiografie	21
4.5 Indikace CTAG	21
5 Kontrastní látky.....	23
5.1 Pozitivní kontrastní látky.....	23
5.2 Negativní kontrastní látky	24
5.3 Vedlejší reakce	25
5.4 Prevence.....	26
6 Výpočetní tomografie	28
6.1 Zdroj rentgenového záření.....	28
6.2 Receptor obrazu	29
6.2.1 MDCT.....	29

6.3	Akviziční parametry	29
6.4	Obrazové parametry	30
6.5	CT zobrazení.....	30
6.6	Kontrastní látky.....	30
6.7	Postprocessingové metody	31
7	Vybrané technologie výpočetní tomografie	33
7.1	CT dual energy.....	33
7.2	CT Somatom Definition flash.....	33
7.3	CT Somatom Drive	34
8	Klinická dozimetrie	35
8.1	Výčet některých veličin radiační ochrany	35
	PRAKTICKÁ ČÁST	38
9	Cíle.....	38
10	Metodika	38
11	Statistické zpracování dat	39
11.1	Cíl 1: Porovnání dávky při CT angiografii aorty na CT Flash a CT drive a CT Brilliance 39	
11.2	Cíl 2 : Porovnání rozdílů dávek CT angiografii karotid na CT Flash a CT drive a CT bez této technologie	48
11.3	Cíl 3 : Porovnání rozdílů dávek u CT Angiografie aorty a karotid	57
	DISKUZE.....	60
	ZÁVĚR.....	63
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	64
	SEZNAM ZKRATEK	66
	SEZNAM TABULEK	67
	SEZNAM GRAFŮ.....	68

SEZNAM PŘÍLOH	69
PŘÍLOHY.....	70

ÚVOD

Výpočetní tomografie se stala nezastupitelnou součástí každé nemocnice či zdravotnického zařízení. S postupem času od přístrojů první generace až po dnešní nejmodernější přístroje, je snaha o neustálé zdokonalování těchto přístrojů, jako například minimalizace aplikovaných dávek s co nejmenší ztrátou kvality obrazu.

Potřeba využít tuto modalitu při diagnostice je v dnešní době velmi vysoká a je tedy potřeba výrazně dbát na dodržování principů radiační ochrany v redukování dávek, abychom zamezili vzniku nežádoucích účinků a minimalizovali riziko jejich vzniku. V souvislosti s tímto faktem jsem zvolil své téma tak, abych se mohl pokusit ověřit přínos nejmodernějších přístrojů v redukování dávek.

V každé nemocnici nebo zdravotnickém zařízení jsou zavedené odlišné postupy, kterými se dá pořídit obrazová informace. Tyto odlišnosti jsou ale limitovány danými standardy, které je nutné dodržovat, aby mohlo být takové pracoviště dlouhodobě v provozu. Každé takové pracoviště má také omezený rozpočet a náklady. I přes veškeré úsilí se dá říct, že některá pracoviště mohou dané standardy dodržet snáze než jiná a to hlavně díky novým technologiím, které usnadňují práci komukoli, kdo má možnost s nimi operovat.

Ve své práci se snažím poukázat na některé současné možnosti v redukování dávek na CT angiografii. Mým cílem bude srovnat novější přístroj s těmi staršími a zjistit, zda investice do takto pokročilých přístrojů stojí alespoň za zvážení.

V teoretické části zmiňuji základní anatomii vaskulárního systému a následně i jeho onemocnění. V další části se věnuji možnostem zobrazení vaskulárního systému, na což navazují kontrastními látkami. Do možností zobrazení spadá i výpočetní tomografie, o které se zmiňuji zvlášť, kde následně popisuji CT technologie, kterých se má práce týkat, přičemž samotná CT angiografie je popsána v další části s následným popisem indikací. V závěru teoretické části píši o klinické dozimetrii.

V praktické části mám určené cíle - srovnávám dva moderní přístroje se starším modelem z pohledu radiační zátěže. Je zde uvedena metodika a poté statistické zpracování dat, kde jsou zaznamenané dávky, které následně porovnávám.

TEORETICKÁ ČÁST

1 ANATOMIE VASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

Cévní soustava – Popisuje se jako soubor trubic různé velikosti, které jsou vystlané vrstvou plochých endotelových buněk. Systémem **krevních** cév protéká červená krev uzavřeným oběhem. (ČIHÁK, 2013)

Systém **krevních** cév – je jím vedena krev, která umožňuje látkovou přeměnu ve tkáních. Transportuje živiny ze stěny trávicí trubice a kyslík z plic do všech orgánů a tkání. Oxid uhličitý je přenášen krví k vylučování v plicích a zplodiny vznikajících látkovou přeměnou jsou vedeny k vylučování v ledvinách. Krev zajišťuje také transport hormonů produkovaných žlázami s vnitřní sekrecí, nebo působků a obranných látek. Ústřední orgán systému krevních cév je srdce, které pohání krev v cévách rytmickými stahy. (ČIHÁK, 2013)

Tepny (arterie) odvádí krev ze srdce, přičemž jsou větveny na tenčí tepny. Menší tenkostěnné tepny se označují jako **arterioly**. Konečnou sítí cév jsou **vlásečnice (kapiláry)**, které jsou tvořeny vrstvou plochých endotelových buněk. Vlasečnice dále přecházejí v **žily (venae)**, které vedou krev do srdce. Tloušťka a úprava cév se liší podle toho, zda se jedná o tepnu, kapiláru nebo žilu. Ze žil krev přitéká do pravé nebo levé předsíně (**atrium dextrum, atrium sinistrum**), což jsou dutiny s tenkou stěnou. Silné svalové stěny potom vytváří pravá a levá komora (**ventriculus dexter et sinister**), ve kterých dochází k vypuzování krve do tepen. Odkysličená krev z těla, je přiváděna z horní duté žíly a dolní duté žíly (vena cava superior et vena cava inferior) do pravé předsíně. **Truncus pulmonalis** – jedná se o silnou tepnu, která zajišťuje odvod krve z pravé komory do plic pomocí větvení na pravou a levou plicní tepnu (**arteria pulmonalis dextra et sinistra**), kde se krev okysličuje. Okysličená krev je dále převedena do levé předsíně skrze pravé a levé plicní žíly (venae pulmonales dextrae et sinistrae) do levé srdeční komory. **Aorta** (srdečnice), je tepna, která přivádí krev z levé komory do všech orgánů a tkání. (ČIHÁK, 2013)

2 ONEMOCNĚNÍ VASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

2.1 Onemocnění arteriálního systému

Disekce aorty – Dochází ke vzniku trhliny v intimě stěny aorty. Ve vzácnějších případech dojde ke krvácení do medie a následně k prasknutí intimy. (KRAJINA, a další, 2005)

Většina případů postihuje hrudní úsek aorty, kde bývají postiženy koronární tepny nebo odstupující tepny z oblouku aorty. Dále se může objevit i na břišní (truncus coeliacus, mezenterické a renální tepny) či pánevní oblasti. **Intramurální hematom** – je definován jako krvácení do vrstvy tunica media. Onemocnění se přitom podobá disekci, ale nevytváří se komunikace mezi volným lumenem aorty. **Aterosklerotické vředy** – zde dochází k lokálnímu narušení cévní stěny kvůli hluboké centrálně nekrotické aterosklerotické lézi, ve které může vzniknout čep, který se naplní kontrastní látkou po její aplikaci. Dále onemocnění může přejít v rupturu a následné krvácení. (FERDA, 2015)

Aneurysma aorty – jedná se o stav, kdy je lumen sestupné aorty rozšířen nad 45 mm. Velmi častá příčina (v 80 %) postižení hrudní aorty je degenerativní onemocnění cévní stěny, které je spojeno s aterosklerózou. (KRAJINA, a další, 2005)

Aneurysma můžeme rozdělovat na pravá (vakovitý, vřetenovitý nebo serpentínový tvar) a nepravá, kde se naruší spojitost cévní stěny. Aorta thoracica bývá postižena zejména v oblouku aorty a může se jednat o všechny typy aneurysmat. V části břišní aorty nabývá céva většího průměru, a k rozvoji aneurysmatu dochází spíše za odstupů renálních tepen. U aneurysmatu aorty hrozí riziko ruptury, které může vést ke krvácení do retrioperitonea, což může být pro pacienta fatální. Aneurysma se klinicky téměř neprojevuje a k jeho odhalení dojde většinou náhodně po vyšetření pro jinou indikaci, zejména pak vyšetření pomocí CT, MR, USG. Příznaky se vyskytují u počínající ruptury, kdy pacient pociťuje bolest v zádech nebo mezigastriu a je nutné provést náhradu aorty nebo implantaci stentgrafu. **Zánět stěny či odstupů aorty** se příliš často nevyskytuje. Jedná se o infekční nebo autoimunitní zánět. Zánět může rozšiřovat stěnu cévy a může tak dojít k rozvoji mykotického aneurysmatu. Bakterie, která často způsobuje tento zánět je *Salmonella enteritidis* nebo *Staphylococcus aureus*. (FERDA, 2015)

Obstrukční postižení periferních tepen – onemocnění představuje omezení toku krve v arteriích. Stupeň postižení je definován tím, zda pacient trpí symptomy, zda nedošlo k kritické stenóze a jaká je příčina a rychlost vzniku obstrukce. Rozvoj obstrukčních chorob tepen můžeme rozlišovat na stenozující, akutní okluze (tedy embolie, akutní trombóza nebo disekce) a chronické okluze (ateroskleróza). Přičemž při chronických okluzích vzniká kolaterální oběh, na rozdíl od akutních. (FERDA, 2015)

2.2 Onemocnění venózního systému

Hluboká žilní trombóza – Dělíme na akutní – příznaky přítomny 14 dnů nebo méně, případně potvrzení zobrazovacích metod že trombóza vznikla v posledních 14 dnech. Subakutní – příznaky nebo prokázání zobrazovacích metod v rozmezí 15-28 dní. Chronická – příznaky které přetrvávají déle jak 28 dní. (HERMAN, a další, 2011)

Hluboká žilní trombóza dolních končetin – Onemocnění s velmi nepříznivými důsledky, kdy nejméně závažné jsou otoky a bolesti dolních končetin. Může ale dojít i ke gangréně a ztrátě končetiny, nebo šíření trombu dolní duté žíly a embolii plicnice. Ve velké míře nastávají u neléčených případů a pacienti s touto indikací jsou velmi náchylní k opakované trombóze. V dlouhodobém měřítku vzniká riziko posttrombotického syndromu. Dále dochází k tvorbě kolaterál s varixy nebo bérceových vředů. Nejčastějším místem trombózy je v oblasti bérce, přičemž častěji se udává embolizace z levé dolní končetiny. **Chronická insuficience žilního systému dolních končetin** - Kvůli nedostatečnosti žilních chlopní, což je spojené s refluxem nebo obstrukcí lumen žil (případně kombinovaně), dochází následně k periferní žilní hypertenzi. (NEKULA, 2014)

Primární varikózní onemocnění žil – jde o postižení žilních chlopní, jejich cípů nebo chlopních prstenců a zároveň dochází k refluxu a insuficienci v daném místě.

Sekundární varikózní onemocnění žil (posttrombotický syndrom) – Pokud dochází k porušení chlopní, ať už tromby nebo obstrukcí, vyskytne se v dané oblasti různý počet spojek, které nemají chlopně a dochází u nich k varikózní přeměně hlubokých i povrchových žil. V angiografickém obraze jsou tyto žíly více zastoupené.

Retroperitoneální fibróza - Příčina tohoto onemocnění není přesně známa. Může zastavit průtok retroperitoneálního močového vývodného traktu nebo dolní duté žíly. Zároveň dochází k periferní venózní hypertenzi a trombóze. **Hluboká žilní trombóza horních**

končetin – Onemocnění se projevuje jako rozšíření povrchových žil horní končetiny, bolest, otok a cyanóza. Vzniká velmi často útlakem tumorů horního mediastina, krčního žebra nebo důsledek traumatu. Trombóza může vznikat po určitých zákrocích, jako je zavedení kava katetru nebo kardiostimulátoru. (NEKULA, 2014)

3 ANGIOGRAFIE

3.1 Obecná část

Angiografie je termín, kterým se označuje zobrazování cév. Angiografii lze rozdělit podle různých aspektů:

Zobrazení vlastních cév – z histologického hlediska máme cévu definovanou podle její stěny (Tunica intima, tunica media, tunica adventicia). Nemůžeme ovšem zobrazovat cévy, které tyto vrstvy mají slabší (menší cévy), protože pouze silné vrstvy se zobrazí pomocí prostorového rozlišení určité modality. Konkrétním příkladem jsou intrakraniální nebo periferní cévy, kdy přímé zobrazení by bylo velmi přínosné pro diagnózu, ale reálně informace o stavu dané cévy takto nelze získat. Stěnu velkých tepen lze zobrazit například pomocí B modu ultrazvuku, CT nebo MR. (NEKULA, 2014)

Nepřímé zobrazení cév – zde zobrazujeme endovaskulární prostor, proto jde o nepřímé zobrazování. Výhoda tohoto zobrazování je, že můžeme vidět také cévy s tenčí stěnou a to tak že aplikujeme kontrastní látku a vyobrazíme její otisk v cévách. Jedná se nejčastěji o jodové kontrastní látky (CT, DSA) nebo Gadoliniové v případě MR. V rámci skiografie můžeme zobrazovat cévy několika po sobě jdoucími snímky nebo pomocí DSA pořídit digitálně upravený obraz. Další možností je USG bez použití kontrastní látky a s pomocí technologie doppler. Někdy bývá zapotřebí znát průtok a náplň kapilár. To nám umožní například CT, kdy aplikujeme malé množství kontrastní látky větší rychlostí a sledujeme dané parametry. (NEKULA, 2014)

Z pohledu metodiky je možné rozdělit angiografii na **arteriografii** (zobrazení tepen), **venografii** či **flebografii** (zobrazování žil) a **lymfografii** (zobrazování lymfatických cév). Z praktického pohledu zase na invazivní a neinvazivní. **Neinvazivní** vyšetření jsou taková, u kterých nemusíme zasahovat do pacienta uměle vytvořeným vstupem (chirurgický zákrok) – v praxi to znamená, že se jedná o jakákoli vyšetření bez použití kontrastní látky v rámci angiografie. Často se také setkáme s technikami s tzv. minimální invazivitou, kdy je kontrastní látka aplikovaná intravenózně přetlakovým injektorem (CT nebo MR angiografie.) Do **invazivní** angiografie řadíme metodu DSA. (NEKULA, 2014)

3.2 Část praktická – anatomická

Vyšetření aortálního oblouku – MDCT je technologie CT, která velmi pozitivně přispívá k zobrazení aorty společně s kontrastním vyšetřením. Při vyšetření můžeme zachycovat oblast aortální chlopně až po bifurkaci břišní aorty. Výhodou nám přináší skutečnost, že je zde možnost vysoké úrovně prostorového rozlišení a vyšetření je poměrně rychlé - je tedy vhodné i pro akutní stavy. Vyšetření pomocí magnetické rezonance je vhodné použít jako kontrolní vyšetření pro časovou výtěžnost. Prostorové rozlišení není tak kvalitní, ale umožňuje nám vyšetřit pacienta, pokud má kontraindikace na vyšetření CT. (NEKULA, 2014)

Vyšetření tepen krku a hlavy – Nejčastěji se využívá ultrazvuku s dopplerovským módem, kde se vyšetřuje průběh obou karotid a vertebrálních tepen. V některých případech je potřeba hodnotit hemodynamiku, to nám umožňuje transkraniální doppler. Volba modality pro zobrazení spočívá v indikaci – pro urgentní stavy (ischemie, krvácení) je nejvhodnější volit CT angiografii, je zde kromě nesporných výhod v rozlišení a časové náročnosti výhoda v možnosti hodnotit intrakraniální krvácení. **Vyšetření tepen horních končetin** není indikováno často, volíme opět modality dle diagnózy. **Vyšetření srdce a koronárních tepen** – s tímto vyšetření souvisí upřednostňování angiografie bez použití substrakce a to z důvodu možné endovaskulární intervence u akutních stavů. CT, hlavně MDCT se volí pro kvalitu obrazu koronárních tepen i u stavů s hypertenzí. Sekvence MR na vyšetření srdce jsou časově výtěžné a jsou možné pouze u magnetických polí, které mají hodnotu vyšší než 3T, aby bylo možné zhodnotit případný nález. **Vyšetření hrudní aorty** je totožné se zobrazením aortálního oblouku. **Vyšetření tepen páteře**, kde se nejvíce provádí **spinální angiografie** kvůli **zásobení míchy** – Jde o zobrazení arteria spinalis anterior, která se plní z větve která odstupuje na úrovni Th9 (Adamkiewitzova tepna) a jde zpět k příslušnému segmentu. Tepny míchy je možné zobrazit CT i MR angiografií avšak nejkvalitnějšího zobrazení dosáhneme pomocí DSA. **U vyšetření břišní aorty, viscerálních, renálních a pánevních tepen** je opět velmi výhodná CT angiografie kvůli malé časové náročnosti a kvalitě zobrazení. Patologie na ledvinných nebo pánevních tepnách často přecházejí z břišní aorty, a pokud je nutný endovaskulární zákrok, volíme metodu zobrazení DSA. (NEKULA, 2014)

Vyšetření tepen dolních končetin (periferní angiografie) začíná vyšetření ultrazvukem s technologií doppler, a poté se provádí kontrola s CT. Na některých pracovištích se využívá DSA při endovaskulárních ošetřeních, častěji se setkáme s DSA ve spojení s intervencí. **Vyšetření plicnice** – V případně zvýšených laboratorních markerů (D dimery), kdy jde o akutní stav podezření na plicní embolii, uplatníme MDCT angiografii. (NEKULA, 2014)

Vyšetření žil horních a dolních končetin – Ve většině případů jde o vyšetření dolních končetin. Přímá flebografie se dnes už téměř nepoužívá (nepřímá flebografie pomocí CT se v menší míře provádí na některých pracovištích). Uplatníme zde velmi často dopplerovskou USG, CT angiografii a DSA, pomocí nichž se hodnotí také orgánové žíly v žilní fázi s kontrastní látkou. **Vyšetření portální žíly** – Dnes už se volí vyšetření pomocí CT, kdy se vyšetřuje tepenná fáze, portální fáze a žilní fáze, kde se zobrazují játra a pankreas. (NEKULA, 2014)

4 METODY ANGIOGRAFIE

4.1 DSA

Metoda je založena na aplikaci kontrastní látky endovaskulárně, pomocí katetru přímo do řečiště, které chceme zobrazit. Výsledný obraz vzniká odečtením dvou obrazů, tedy před nástřikem kontrastní látky (maska) a po nástřiku. Poté je možné dobře sledovat průběh nasycené tepny. Místo vstupu do cévy bývá často společná stehenní tepna, případně axilární nebo radiální. U žilního systému se volí společná stehenní nebo jugulární žíla. Zavedení katetru se provádí punkcí cévy dutou jehlou, pomocí které se zavede kovový vodič. Po vyndání jehly se vodičem zavede katetr. Diagnostika pomocí DSA se v dnešní době užívá méně díky velkému pokroku v zobrazení pomocí jiných modalit jako CTAG, MRAG. Přesto je stále významná pro edovaskulární intervence a to zejména pro posouzení krevního zásobení cév u nádoru a dále u orgánů, které mají přítok více tepen, jako je mozek, (nádory hlavy a krku). Rozlišujeme **neselektivní** angiografie, kde se provádí nástřik do aorty, a **selektivní** angiografie (a. carotis communis) a **superselektivní** (a. carotis interna). (FERDA, 2015)

4.2 Ultrasonografie

Tato zobrazovací technika operuje na principu záznamu ultrazvukových vln odražených od určitých tkání. Pomocí piezoelektrických sond o frekvencích 2-18 MHz jsou do pacienta vysílány ultrazvukové vlny. Důležitým faktorem je akustická impedance, tedy jak je schopné ultrazvukové vlnění prostoupit prostředím, a také rychlost šíření, přičemž každá tkáň bude mít tyto hodnoty rozdílné. Registrace vlnění probíhá zachycením mikrosekundových impulzů, kdy se zaznamená intenzita odražených signálů a čas, který byl zapotřebí pro návrat signálů zpět do sondy, z níž byly vysílány. (SEIDL, a další, 2012)

4.2.1 Dopplerovská ultrasonografie

Metoda je založena na Dopplerově principu (frekvence odraženého záření se zvyšuje, pokud dojde k přiblížení tělesa, od kterého se záření odráží, ke zdroji záření, a naopak se frekvence snižuje, pokud se těleso od zdroje záření oddaluje). Pokud jde o krevní řečiště, zde se ultrazvukové vlnění odráží od krevních elementů, hlavně od erytrocytů. Pomocí výpočtu z Dopplerovy rovnice jsme schopni zjistit, jakou rychlostí se

krev pohybuje v cévě. Úhly mezi vlněním a erytrocyty používané pro diagnostiku jsou do 60° . Sondu můžeme různě naklánět k dosažení požadovaného úhlu sondy vůči cévě nebo použít elektronické vychýlení ultrazvukového signálu. Dopplerovská ultrasonografie nám umožňuje zobrazení pomocí určitých modů - barevně kódované nebo spektrální dopplerovské zobrazení. Také můžeme využít zobrazení v B-modu, tedy duplexní až triplexní záznam (podle počtu používaných modů). Barevné rozlišení nám vypoví přítomnost, směr a rychlost (spíše orientačně) toku krve ve větší oblasti, kterou vymezíme. Červenou barvou je kódován tok směrem k sondě. Modrá barva potom značí směr od sondy. Přesnou rychlost nám potom umožní změřit spektrální dopplerovské zobrazení (cm/s) za pomoci křivek rychlosti, které jsou závislé na čase. (FERDA, 2015)

4.3 MRAG

U magnetické rezonance využíváme silného magnetického pole, do kterého uložíme pacienta, a zároveň jsou do pacienta vysílány radiofrekvenční impulsy. Potom, co přestane impuls působit, jádra atomů v těle pacienta vytvoří signál, který následně měříme a vytváříme díky němu výsledný obraz. (NEKULA, 2007)

Pomocí magnetické rezonance můžeme zobrazovat krevní tok. Jedná se o MR angiografii. (NEKULA, 2007) Jádra atomů vodíku, která byla ovlivněna radiofrekvenčním pulzem v cévě, se po chvíli dostanou z oblasti daného řezu a nahradí je jádra, která nejsou ovlivněna radiofrekvenčním pulzem. V obraze tedy budou cévy zobrazeny černě (bez signálu). (ROSINA, a další, 2013)

Speciální technika nám umožňuje potlačit magnetické pole struktur statických, které jsou v okolí cévy, a dále zvýraznění tekoucí krve, přičemž cévy budou vidět hypersignálně vůči tmavému pozadí. To, co znesnadňuje diagnostiku pomocí MR angiografie, je fakt, že tzv. laminární proudění krve uvnitř cévy má vyšší intenzitu signálu než periferní tepna. To může například zakrýt trombus při popisu těchto struktur. Postup vyšetření se odvíjí od přístroje. Často se volí nejprve zobrazení nativní, dále se otestuje rychlost krevního toku po nástřiku malého množství kontrastní látky, přičemž některé přístroje umožňují sledovat postup kontrastní látky ve sledované oblasti (tzv. bolus). To nám umožní dobré načasování sekvence, které je při vyšetření s kontrastní látkou esenciální. V rámci rekonstrukcí je možné volit 2D i 3D zobrazení. Velkou výhodou je, že

nezatěžujeme pacienta ionizujícím zářením a zároveň je samotné vyšetření neinvazivní, avšak pohybové artefakty (hlavně u koronárních tepen) a některá další omezení dělají tuto metodu nejméně přesnou v rámci zobrazování cév. (NEKULA, 2007)

4.4 CT Angiografie

Velký zlom nastal v oblasti zobrazování cév s příchodem CT angiografie. Došlo k ústupu invazivních katetrizačních metod s tím, že je možné zobrazit neinvazivně téměř všechny tepny v těle pacienta. Kontrastní látku aplikujeme pomocí přetlakového injektoru do kubitální žíly. KL prochází přes plicní oběh a dále jde do aorty a aortálních větví. Objem KL bývá v rozmezí 80-120 ml při rychlosti 4-5 ml/s. Běžně se provádí prekontrastní sken a až poté se aplikuje kontrastní látka s následnou akvizicí. Dále se uplatní metody postprocessingu, díky čemuž se zobrazí detailní obraz tepen bez šumu a měkkých částí. Pro správné zobrazení je potřeba dobré načasování při vyšetření. Sken by měl začít dříve, než se kontrastní látka dostane do místa zobrazované oblasti. Využívá se, při načasování akvizice, tzv. **bolus timing** a **bolus tracking**. Bolus timing je metoda, při které se aplikuje malé množství KL a změří se čas, kdy KL dorazí do zobrazované oblasti a podle času se nastaví zpoždění skenování. Metoda bolus tracking spouští skenování při dosažení přednastavené hodnoty denzity KL v určeném bodě. Pokud není načasování správné, kumulují se arterie a vény na jednom skenu. Pokud se musí vyšetření opakovat, zvyšuje se tak zatížení pacienta KL, ionizujícím zářením a klesá komfort pro pacienta. KL může u starších pacientů zůstat déle v plicích a může přivodit pocit nepříjemného pálení na hrudníku. (NEKULA, 2014)

Výsledný obraz je možné mít ve 2D nebo 3D zobrazení (zde je možné posoudit úseky tepen v ostatních rovinách) a lze využít postprocesingových metod (VRT a MIP) (NEKULA, 2014)

4.5 Indikace CTAG

Pomocí CT AG lze zobrazit skoro všechna povodí artérií a zároveň přístroje, které mají 64 a více řad detektorů, jsou schopné zobrazit i malé periferní tepny dolních a horních končetin. U stenóz dosahuje CTAG lepších výsledků než angiografie na magnetické rezonanci, ale katetrizační metody jsou stále o něco napřed v rámci těchto indikací.

U věnčitých tepen bylo jejich zobrazení problematické, avšak 128 a 320řadé přístroje umožňují velkou přesnost. Přístroje, které mají 520-640 řad detektorů, se mohou srovnávat s cílenou katetrizační koronarografií, přičemž CT koronarografie po bypassových operacích je již spolehlivá metoda vyšetření. (NEKULA, 2014)

Disekce – pro určení rozsahu a komplikací disekce je nejvyužívanější CT vyšetření. **Aneurysma** – lze zobrazit samotné postižení, odstupující tepny a rozsah nástěnných trombóz. V případě, že se průměr aorty zvětší o více než 5 mm, je nutné řešit aneurysma terapeuticky. **Intramurální hematoma** – hematoma se na CT obraze projeví hypodenzně, pokud jde o postkontrastní zobrazení. Lehce hyperdenzní se jeví, pokud nepodáváme KL. **Zánětlivé postižení** – jde o systémová autoimunitní onemocnění (vaskulitidy), kdy dochází k postižení cévní stěny a na CT se zobrazuje zesíleně. Od aterosklerózy toto onemocnění lze rozlišit díky post-kontrastnímu syčení. **Obstrukční choroby** – u těchto případů je možné posoudit lumen, kolaterální oběh a zároveň složení plátů. V některých případech (u diabetiků) bývá postižení tepen ve více etážích. Kalcifikaci můžeme vidět jednak na aterosklerotických plátech nebo ve stěně tepny (mediokalcinóza). Při akutních ischemiích, můžeme řečiště tepny hodnotit pomocí CTAG, které je v těchto situacích velkým přínosem. **Hluboká žilní trombóza** – pouze na některých pracovištích se využívá ještě CT flebografie, pro tuto indikaci je nejvyužívanější USG Doppler. (FERDA, 2015)

5 KONTRASTNÍ LÁTKY

Absorpce rentgenového záření ve tkáni je dána atomovým číslem prvku, kterým záření prochází. Rozdílnost absorpce se pak projeví jako kontrast. U běžných skiagrafičeských snímků není možné rozpoznat všechny struktury kvůli velmi nízkému kontrastu. (VOMÁČKA, 2013)

Pro lepší zobrazení anatomických struktur je u některých vyšetření nutností podat kontrastní látku. Nejčastěji se využívá látek obsahujících jód, které jsou ale spojené s vyšším rizikem nežádoucích účinků, jako jsou: pseudoalergické reakce nebo kontrastní nefropatie. Kvůli četnosti vyšetření, u kterých se kontrastní látka aplikuje, se musí dbát na dodržování kontraindikací a přípravy pacienta ze strany ne jen indikujícího lékaře, ale i lékaře jiných oborů. (ČEŠKA, a další, 2010)

Kontrastní látky můžeme rozdělit podle toho, zda kontrast v obraze zvyšují (pozitivní) nebo snižují (negativní). (VOMÁČKA, 2013)

5.1 Pozitivní kontrastní látky

Baryové KL – Využití těchto KL je zejména u vyšetření trávicí trubice. Elementární složkou je síran barnatý, přičemž není rozpustný ve vodě. Zároveň jde o jedinou sloučeninu barya, která nemá toxické účinky. Pacientovi se podává ve formě suspenze. Nejvyužívanější preparáty v ČR jsou Micropaque a Prontobario. Baryové KL se podávají buď samostatně nebo za přítomnosti negativní KL (vzduch, oxid uhličitý, glycerované preparáty), tedy vyšetření dvojím kontrastem. Výhodou těchto kontrastních látek je nízká četnost nežádoucích účinků v rámci GIT. Pokud by se suspenze dostala mimo trávicí trubici (aspirace, perforace do břišní dutiny), může vyvolat akutní zánět případně chronické adhezivní změny. Při podezření na perforaci či uzávěr trávicí trubice je upřednostňováno podání jodové KL per os. (VOMÁČKA, 2013)

Jodové KL – jsou nejvíce zastoupeny v intravenózní urografii, angiografii a CT. Benzenové jádro se třemi atomy jodu, je chemický základ iodových KL. Nejpoužívanější skupinou iodových KL jsou hydrosolubilní (rozpustné ve vodě). Méně používané jsou olejové, například pro značení embolizačního materiálu. Olejové KL jsou méně vhodné, protože se nevstřebávají a mohou působit nežádoucí reakce. (VOMÁČKA, 2013)

V dnešní době jsou využívány téměř vždy **nefrotropní** KL, tedy látky, které se vylučují ledvinami. Čím více je roztok jodu koncentrovaný, tím větší kontrast nám způsobí v obraze, zároveň je ale větší zátěž pro pacienta. Je tedy nutné volit vhodný kompromis mezi výší koncentrace kontrastu, kvalitou obrazu – abychom nepoškozovali zbytečně pacienta, ale zároveň jsme měli odpovídající výpovědní hodnotu vyšetření. Za přirozených podmínek se KL nedostává do intracelulárního prostoru. Tento případ nastává u patologických cév nádoru nebo porušenou hematoencefalickou bariérou. Faktory, které ovlivňují snášenlivost KL, jsou: Osmolarita – Osmolarita je množství osmoticky aktivních látek rozpuštěných v jednotce hmotnosti rozpouštědla. Čím je osmolarita KL blíže osmolaritě krve, tím je lepší snášenlivost pro pacienta. Vysokoosmolární mají 7x vyšší osmolaritu než krev. Nízkoosmolární pouze 2x vyšší a izoosmolární téměř stejnou osmolaritu jako krev. Chemotoxicita znamená toxický účinek KL na konkrétní orgán. Toxické účinky jsou závislé na množství podané látky. Následné poškození se nazývá podle příslušného orgánu, který byl poškozen – kardiotoxicita, kontrastní nefropatie a jiné. Ionizace – Pokud molekula KL disociuje na ionty v oběhu pacienta, mluvíme o tzv. ionizujících (iontové, ionické), pokud nedisociuje, jde o neionizující (neiontové, neionické). Ionizující KL jsou náchylnější na vznik nežádoucích reakcí, proto se dnes téměř nepoužívají. Neionizující KL jsou pro pacienta lépe snášenlivé a pro oddělení finančně dostupnější. Způsob podání je nejčastější intravaskulární, intravenózně při CT skenu nebo urografii, intraarteriálně na CT angiografii, nebo endovaskulárně při intervenčních zákrocích. (VOMÁČKA, 2013)

5.2 Negativní kontrastní látky

Pomocí těchto KL bylo možné snížit denzitu a zároveň zvýšit kontrast v místě aplikace, aby bylo možné diferencovat vyšetřovanou tkáň. Využití bylo dříve při zavádění plynu do tělní dutiny či prostoru. Díky zavedenému plynu bylo vytvořeno tmavé pozadí, což umožnilo lepší observaci parenchymatózních orgánů. Vyšetření s negativním kontrastem byla omezena na vyšetření trávicí trubice. Jedná se o vyšetření s dvojitým kontrastem, s pozitivní i negativní KL. Negativní kontrast vytváří buď plyn, nebo látka s minimální absorpcí RTG záření (manitol, sorbitol). (VOMÁČKA, 2013)

5.3 Vedlejší reakce

Nefrotropní KL mohou mít účinek na některé orgány: **Ledviny** - za normálních podmínek se KL vylučuje glomerulární filtrací a parciální tubulární resorpcí. Větší náchylnost na poškození ledvin mají pacienti s primárním onemocněním ledvin, je tedy potřeba sledovat ledvinné funkce (kreatinin, urea). Selháván ledvin je bráno jako kontraindikace k vyšetření iodovou KL. (VOMÁČKA, 2013)

Velké množství KL (300 ml), může způsobit **kontrastní nefropatii** – Jedná se o akutní zhoršení ledvinných funkcí, které nastalo po aplikaci KL. Dochází ke zvýšení sérového kreatininu přes 25 % (nebo 44 $\mu\text{mol/l}$) během 48 hodin. Incidence u rizikových pacientů může vystoupat až k 25 % oproti pacientům bez rizikových faktorů, kde je incidence do 10 %. Rizikovými faktory mohou být: diabetes mellitus a diabetická nefropatie s hladinou sérového kreatininu nad 100 $\mu\text{mol/l}$, podávání nefrotoických léků (gentamycin, cisplatina), kardiální dekompenzaci, dehydrataci. (ČEŠKA, a další, 2010)

Tento stav může nastat, například pokud pacient absolvuje během jednoho dne několik zákroků s použitím KL nebo u delších intervenčních zákroků. (VOMÁČKA, 2013)

Za patologického stavu může dojít k otevření **hematoencefalitické bariéry**, což může způsobit edém mozku nebo epileptické křeče při podání KL. **Štítná žláza** – jod je vychytáván štítnou žlázou a po dobu 3 měsíců tak znemožňuje provedení radioakumulačního testu. **Srdce** – kardiotoxicita má za následek snížení kontraktility myokardu po podání KL. **Vaskulární systém** – u většiny případů nastává vasodilatace, v menší míře mohou nastat spazmy a někdy poruchy srážlivosti krve a deformace krevních elementů. **Imunitní systém** – jde o alergoidní reakce, které se podobají alergickým. Nejčastěji nastávají u intravenózních reakcí a častěji v první minutě. Pacienti by měli zůstat na oddělení radiodiagnostiky 30 minut po výkonu, kvůli nežádoucím účinkům, které se mohou projevit do 30-60 minut. U těchto reakcí nezávisí nežádoucí účinek na množství podané KL jako u chemotoxických reakcí. (VOMÁČKA, 2013)

Klinicky lze rozdělit nežádoucí reakce na: **Lehké** – reakce v místě vpichu, erytém, pocit tepla, nauzea, zvracení. **Střední** – závratě, bronchospasmus, laryngospasmus, tachykardie, hypotenze. **Těžké** – anafylaktický šok, kardiovaskulární selhání. (VOMÁČKA, 2013)

5.4 Prevence

Česká radiologická společnost udává metodickým listem postup při podávání KL intravaskulárně. Pro nerizikové pacienty je nutné zajistit: **Zvýšená hydratace** – 4 hodiny před vyšetřením se hydratace omezuje. Po vyšetření zvýšit příjem tekutin pro co nejrychlejší eliminaci KL z těla pacienta. **Alergologická anamnéza** – Zodpovědnost má indikující lékař. Radiologický asistent se kontrolně dotáže pacienta nebo nahlédne do chorobopisu. Kontrastní látka je standardně podávána přes periferní cévu, která se zajistí před výkonem. Premedikace není potřebná při každém vyšetření. Pokud je pacient nerizikový a používáme neionickou KL, nemusíme pacienta premedikovat. Aplikace – Místnost, ve které proběhne podání KL, musí být vybavena pro základní resuscitaci – dýchací přístroj, defibrilátor, kyslík. Aplikaci může provádět lékař nebo radiologický asistent pod lékařským dohledem. Pro prevenci nežádoucích reakcí je ideální zahřát KL na tělesnou teplotu. V pohotovostní lékárně by se měly nacházet léky pro zvládnutí komplikací: Adrenalin, noradrenalin, kortikoidy, antihistaminika (i sprejová při bronchospazmu). Do skupiny rizikových pacientů se řadí: děti do 15 let, starší 70 let, alergie, astma bronchiale, předchozí reakce na podání KL, diabetes mellitus, kreatinin nad 130 $\mu\text{mol/l}$, akutní výkon bez přípravy, CMP, mnohočetný myelom, transplantovaná ledvina. U těchto pacientů se volí neionická nizkoosmolární nebo izoosmolární KL. Dnes jsou tyto látky mnohem dostupnější a je možné je běžně podávat u nerizikových pacientů. Pacienti s alergologickou anamnézou (polyvalentní alergie, astma bronchiale, alergie na KL) jsou premedikováni prednisonem 40 mg v tabletách. Podává se 12–18 hodin před vyšetřením a v některých případech se konzultuje s anesteziologem. (VOMÁČKA, 2013)

Relativní kontraindikace – koncentrace sérového kreatininu nad 300 $\mu\text{mol/l}$, thyrotoxikóza, před vyšetřením štítné žlázy pomocí radioizotopů. Léčba nežádoucích účinků: v případě lehké formy zastavujeme aplikaci a podáváme antihistaminika intravenózně. U střední a těžké formy se podá adrenalin (antihistaminika, kortikoidy) nitrožilně, zprůchodní se dýchací cesty (řízená ventilace), případnou resuscitaci vede specialista. Projeví-li se střední nebo těžká forma, je nutné přivolat anesteziologa. Po celou dobu vyšetření je anesteziolog přítomen pouze u vysoce rizikových pacientů a to buď v analgosedaci nebo celkové anestezii. **Kontrastní nefropatie** – zde se zaměřujeme hlavně na prevenci. Měla by být zajištěna dostatečná hydratace 24 hodin před výkonem a po

výkonu dále zavodňovat. Kontroluje se hladina kreatininu, podle které se určuje množství KL, které smíme pacientovi podat – Při normálních renálních funkcích je možné podat do 300 ml KL. U zhoršených je nutné objem KL omezit do 150 ml. (VOMÁČKA, 2013)

MR kontrastní látky – jedná se o sloučeniny gadolinia. Pro kraniální a spinální vyšetření se využívá kyseliny gadopentetové. Pro znázornění trávicí trubice jsou určeny perorální látky na této bázi. Intravenózně jsou aplikována paramagnetická gadolinia ve formě chelátů. Výskyt vedlejších účinků u těchto látek bývá vzácný. Zaznamenány byly například případy anafylaktických reakcí nebo záchvaty křečí. (LÜLLMANN, a další, 2004)

6 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Hlavní princip zobrazení na CT je identický s konvenčními radiologickým zobrazováním – jde o absorpci rentgenového záření v látce. Pro získání planárních sumačních snímků musíme prozářit celý objekt. Naproti tomu při CT vyšetření zaráíme do určité struktury ve vrstvách, které můžeme následně zobrazit. Z toho vyplývá, že výpočetní tomografii řadíme do metod tomografických. (MALÍKOVÁ, a další, 2019)

Pomocí transmisního skeneru získáváme informace o absorpci rentgenového záření v objektu. Toto nám umožňuje soustava rentgenky, proti které se nachází až několik stovek detektorů. Tato soustava je uložena v takzvané gantry (portál), která se otáčí kolem pacienta – velký přínos zde má technologie helikálního skenu, kdy se rentgenka společně s detektory mohou kolem pacienta otáčet kontinuálně a ne sekvenčně. (FERDA, 2015)

Výpočetní tomografie se skládá z těchto hlavních částí:

- Zobrazovací soustava – **rentgenka** a soustava **detektorů** uložené v **gantry**
- Vyšetřovací stůl
- Výpočetní systém
- Zdroj vysokého napětí

6.1 Zdroj rentgenového záření

Rentgenová trubice je jedna z nejdůležitějších součástí CT. Díky tomuto komponentu můžeme dodávat potřebné fotony RTG záření k provedení CT skenu. Aby bylo možné pokrýt nároky vysokorychlostních skenů a udrželi jsme dostatečný tok záření, používají se typy rentgenek, které produkují RTG záření kontinuálně. Základní součásti rentgenové trubice jsou katoda a anoda. Katoda dodává vysokorychlostní elektrony a anoda poskytuje terčík. Fotony rentgenového záření jsou produkovány narážením vysokorychlostních elektronů na terčík. Intenzita produkováného RTG záření je dána atomovým číslem materiálu terčíku a počtem elektronů narážejících na anodu. V samotné skleněné trubici se nachází vakuum, přičemž sklo musí poskytovat dobrou tepelnou i elektrickou izolaci. (HSIEH, 2003)

6.2 Receptor obrazu

Abychom mohli zachytit a zpracovat záření, které projde vyšetřovanou oblastí, potřebujeme systém detektorů. Společně se zdrojem záření se receptor obrazu otáčí kolem pacienta. Záření, které se dostane přes snímané vrstvy až k detektoru, je zachyceno a pomocí počítačové techniky jsou získaná data použita pro tvorbu obrazu ve všech vrstvách. (MALÍKOVÁ, a další, 2019)

6.2.1 MDCT

Je to technologie umožňující zachytit velké množství informací díky velkému zastoupení detektorů, které jsou uspořádány v mnoha řadách (64, 128, některé 320 až 512), přičemž v každé řadě může být až 1000 detektorů. Kvůli vysoké zátěži jsou detektory vyráběné ze sloučenin na bázi gadolinia a kadmia. Abychom dosáhli co nejvěrnějšího zobrazení vyšetřovaných struktur, umožňuje nám MDCT kolimaci v řádech desetin milimetru. Některé přístroje umožňují prostorové rozlišení s šíří jedné vrstvy 0.5 mm. Další velký přínos nám přináší MDCT v podobě zkrácení času vyšetření. S tím souvisí méně pohybových artefaktů a redukce potřebné KL. Dále se nám prodlužuje možná vyšetřovaná oblast. (NEKULA, 2014)

6.3 Akviziční parametry

Jsou hodnoty, které můžeme ovlivňovat pouze před spuštěním akvizice a ovlivní nám primární tzv. raw data, z kterých se vychází při výpočtu rekonstrukcí. **mAs** – je hodnota proudu pro jeden sekvenční řez. Je to hodnota, která nám ovlivňuje dávku záření na pacienta a zároveň množství šumu v obraze (u vyšetření s nízkou hodnotou mAs). Hodnota **kV** nám ovlivňuje energii záření (pronikavost). Další hodnota akvizičních parametrů je faktor stoupání (pitch) – tedy to, o kolik se bude posouvat stůl vůči jednotlivým otáčkám gantry – čím větší bude pitch faktor, tím rychlejší bude vyšetření, ale kvalita obrazu se zhorší, naopak pokud snížíme tuto hodnotu, dostaneme lepší kvalitu obrazu. Kolimace je potom hodnota šířky zobrazované vrstvy. (NEKULA, 2014)

6.4 Obrazové parametry

Jsou to hodnoty, které můžeme po akvizici dále měnit a opakovat. **Šíře rekonstruované vrstvy** (0,5-10 mm) měníme podle toho, jakou strukturu chceme zobrazovat. Například při zobrazování drobných ložisek v plicích využijeme šíři vrstvy 0,5. Rekonstrukční **inkrement** udává vzdálenost dvou sousedních axiálních vrstev (zároveň jejich překrytí) – což ovlivňuje kvalitu obrazu. **Rekonstrukční algoritmus** (kernel) ovlivňuje ostrost obrazu – pomáhá upravovat rozdíly mezi měkkými tkáněmi, zobrazení plicního parenchymu nebo kosti. **Field of view**, tedy velikost zobrazovaného pole, nám zlepšuje kvalitu tím, že zmenšuje oblast zájmu. (NEKULA, 2014)

6.5 CT zobrazení

CT obraz má velmi dobré kontrastní rozlišení. Hodnoty denzit jsou u CT obrazu vyjádřené v podobě Hounsfield units. Tyto hodnoty nám dále určí, jaký stupeň šedi bude mít konkrétní obrazový element. Hyperdenzní body jsou ty, které se jeví světlé. Naopak termín hypodenzní vyjadřuje barvy relativně tmavší. Hodnot denzit máme až 4000 (jde o tabulku denzit v Hounsfield jednotkách, která se vztahuje k hodnotám absorpce vody a vzduchu). (NEKULA, 2014)

Pokud jsou hodnoty HU (denzit) tkání v rozmezí -100 až +100 HU, je potřeba upravit škálu do tzv. okna (window) a to podle toho, které struktury budeme popisovat (např. tzv. kostní, plicní nebo mediastinální okno). Dále můžeme nastavit také střed okna (center) a šířku okna (width). (FERDA, a další, 2002)

6.6 Kontrastní látky

Při vyšetření CT je možno využít kontrastních látek intravenózních, perorálních nebo intratekálních. Perorální KL mají za úkol odlišit střevní kličky od jiných struktur (např. absces nebo nádor.) Intravenózní KL (iodové) jsou nejvyžívanější v radiodiagnostice. Aplikace probíhá pomocí speciálního přetlakového injektoru se dvěma kanylami. Jedna pro KL a druhá pro fyziologický roztok, kterým se po aplikaci kontrastní látky proplachuje žíla nebo samotná kanyla, aby se smyly zbytky Kl. Ideální je pak zahřívát KL na tělesnou teplotu, abychom snížili viskozitu na polovinu. Průměrně se podává 1 ml/1 kg (např. 100-120 ml. celkové dávky u CT angiografie) při koncentraci 200-

400 mg J. Po aplikaci KL je potřeba zhotovit akvizici s KL v určité fázi. Ty se rozlišují podle toho, kde se v určité době KL nachází. Rozlišují se: arteriální fáze (20–30s po aplikaci), venózní fáze (30–45s), parenchymatózní (70s) a odložené (delayed) skeny (několik minut.) (NEKULA, 2014)

6.7 Postprocessingové metody

Získaný základní obraz je pro potřeby diagnostiky možno různými způsoby upravit a získat podrobnější informace. Jedná se o:

Multiplanární rekonstrukce (MPR), která tvoří automatickou součást MDCT a umožňuje nám zobrazit sagitální a koronární roviny.

MIP (maximum intensity projection), zvýrazní struktury, které mají vyšší denzitu – tedy cévy, které obsahují kontrastní látku nebo kalcifikace, a zároveň jsou potlačeny denzity měkkých tkání. **MinIP** (Minimum intensity projection), má potom opačnou vlastnost, tedy zvýrazní se malé denzity (zobrazení plicního parenchymu.) **Volume rendering technic (VRT)**, praktické využití má v rychlém vyhledávání patologických nálezů s přehledným zobrazením. Umožní zobrazit 3D model objektu ve škále různých barev a upravovat si superpozici skeletu nebo cév. (NEKULA, 2014)

Virtuální endoskopie (VE). Používá se pro zobrazení lumen dutých orgánů – často k vyšetření tračníku nebo bronchů – virtuální bronchoskopie. CT obraz v tomto případě je podobný endoskopickému. Při takovém vyšetření je nutné, aby byl velký rozdíl mezi stěnou vyšetřovaného orgánu a jeho obsahem. U dýchacích cest to nebývá problém, oproti tomu do tračníku je nutné insuflovat vzduch. Předností VE je možnost vyšetření i za stenózami nebo uzávěry a dále se nám dobře zobrazuje celá plocha lumen. Nevýhodou je, že nemůžeme odebrat žádný histologický materiál, nebo udělat případný terapeutický zákrok jako u běžné endoskopie. (NEKULA, 2014)

Kalciové skóre umožňuje hodnotit počet a velikost tepenných kalcifikací, předejít tím možnému vzniku ischemie. Jako prevenci infarktu myokardu se velmi často využívá vyšetření koronárních tepen. **4D analýza** dokáže zohlednit změny, které proběhly v čase (postup plnění cév a srdečních oddílů) – využití převážně v kardiologii a prenatální diagnostice. **Perfúzní zobrazení** - vyšetření perfúzní metodou využíváme především u hodnocení stupně infarktu mozku. Hodnotí se průtokové parametry KL (jodové). Pomocí softwaru jsou vyhodnoceny změny denzity tkáně, tepen a žil a konstruuji se perfúzní barevné mapy. (NEKULA, 2014)

7 VYBRANÉ TECHNOLOGIE VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

7.1 CT dual energy

Využívá se ozařování objektu ze dvou zdrojů rtg záření (dvě rentgenky). Na každém zdroji je nastavena jiná hodnota energie záření (70 a 130 kV). Tento rozdíl v energiích lze využít k posuzování chemického složení zejména konkrementů, ale i tkání a to pomocí matematické analýzy. Metoda nám dále umožňuje detailně diferencovat jód obsažený ve tkáni v rámci kontrastního vyšetření. Díky lepšímu zobrazení koronárních tepen (možnost v krátkém intervalu vydávat záření ze dvou ohnisek) je uplatnění duálního CT i v kardiologii. (NEKULA, 2014)

7.2 CT Somatom Definition flash

I nejpokročilejší CT s jedním zdrojem záření má limitaci v rychlosti skenování. Je zde vždy maximální faktor stoupání (pitch), který nemůže být překročen pro kontinuální akvizici dat. Pitch pod 1,7 zajistí pokrytí bez mezer po ose z. Pokud pitch zvýšíme, objeví se mezery, které zpomalují rekonstrukci. Výrobce uvádí, že pomocí jejich technologie je možné jít za hranice těchto možností s příchodem duálního zdroje záření, kdy je možné i s vyšší hodnotou pitch vyplnit vzniklé mezery způsobené jejím zvýšením. Gantry s rotací 0,28s a stolem, který zvládne posun 458 mm/s, umožňuje ultra rychlé přenosy dat právě pomocí Flash spirálního skenování. (Siemens Healthcare, 2016)

S technologií ADMIRE (Siemens advanced modeled iterative reconstruction – pokročilá opakovaná rekonstrukce) je možné hladce použít nízko-dávkové protokoly a zachovat vysokou kvalitu obrazu za denní rutiny. Dále je možno zachovat vysoké rozlišení na hranicích orgánů a zvýšené vymezení okrajů. Širší vrstvy jsou rekonstruovány tak, že obraz působí více přirozeně i při velmi nízkých dávkách. (Siemens Healthcare, 2016)

Spirální flash umožňuje pořídit EKG gated datový set do 1 sekundy i bez potřeby pacienta zdržovat dech a dovoluje udržet dávky pod 5 mSv oproti běžnému CT, kde se můžeme pohybovat v řádech 25 mSv. Další benefit je možnost použití nízkého objemu kontrastní látky (40ml) – to je velký přínos pro pacienty s renální insuficiencí. Somatom

definition flash nabízí 2x 38,4 mm pokrytí detektorů v ose z. Pro pitch 3,4 je posun stolu 458 mm/s s časovým rozlišením 75 ms pro každý řez. To umožňuje pokrýt řezy srdce do 0.25 s, tedy čtvrtina srdečního úderu. Související publikace dokazují, že spolehlivě CTAG je realizovatelné s dávkou pod 1mSv i u pacientů nad 90 kg. (Siemens Healthcare, 2016)

7.3 CT Somatom Drive

Přístroj je postaven na pokročilé technologii, které kombinuje architekturu druhé generace DSCT (SOMATOM definition flash) s třetí generací DSCT (SOMATOM Force) a je designovaný pro nízkodávková vyšetření, která zajišťují dvě MS Sigma rentgenové trubice a Sigma generátory, přičemž kvalitu obrazu zajišťují Stellar detektory. (Siemens Healthineers, 2018)

Velký podíl na redukci dávky tvoří cínové filtry, které odfiltrují nízkoenergetické fotony rtg záření, které se jinak absorbují v pacientovi. Spektrum je potom tvořeno vyššími energiemi a je vhodné pro vyšetření s vysokým kontrastem. Hodí se tedy pro vyšetření karcinomu plic nebo paranasálních dutin. Naopak méně vhodné je pro vyšetření s kontrastní látkou. Generátor sigma a Straton MX sigma tube – umožňuje precizní výstup napětí s odchylkou přesnosti 1 %. Napětí je tedy lépe přizpůsobeno pacientově anatomii, přičemž některé studie potvrzují nižší dávky na pacienta. Některé studie prokazují nižší dávky, například díky možnosti úpravy napětí o 10 kV zaznamenali uživatelé průměrnou dávku 9,5 mSv při referenčním proudu 180 mAs v porovnání s modelem SOMATOM Sensation 64, kde průměrná hodnota dávky byla 12,0 mSv. Díky velké přesnosti Generátor sigma a Straton MX sigma tube je možné dosáhnout vysokého proudu při nízkém napětí. Tedy při vyšetření s kontrastní látkou je možnost snížit radiační zátěž nebo zátěž kontrastní látkou. K tomu je ale zapotřebí dostatek energie, zvláště u větších pacientů. To zajišťují energetické moduly s redukovanými ztrátami v Sigma generátoru, umožňující vyšší katodový proud a tedy vyšší výstup energie při nízkém napětí. Duální zdroje záření umožňují časové rozlišení 75 ms. Pro obraz zrekonstruovaný kombinací dat ze dvou detektorů ze čtvrtiny rotace bude potřeba 93 mAs při 70 kV, kdy každý zdroj poběží při katodovém proudu 650 mA. V porovnání s jedním zdrojem záření, kdy by zdroj záření potřeboval přes polovinu otáčky za použití 650 mA pro dosažení 93 mAs pro jeden řez (časové rozlišení by bylo 142 ms). (FABY, 2016)

8 KLINICKÁ DOZIMETRIE

Pro vhodnou ochranu osob před ionizujícím zářením je zapotřebí řídit se stanovenými standardy a předpisy. Je nutné neustále vést monitorování a ověřovat, zda dochází k plnění stanovených požadavků v radiační ochraně. Pro zajištění takového monitorování je využíváno detektorů či dozimetrů, případně jiných senzorů a čidel ionizujícího záření – takováto zařízení spolu některými dalšími přístroji musí být schopna získávat informace o expozici přímého záření nebo kontaminace. Pro možnou prezentaci výsledků měření nebo monitorování v radiační ochraně je nutné pracovat s relevantní veličinou. Takováto veličina musí být přísně definována, aby bylo možné naměřené hodnoty správně interpretovat a přiřadit k patřičné veličině. Veličiny v radiační ochraně potom mohou reprezentovat: vlastnosti zdrojů záření, radiačního pole, charakter interakcí záření s látkou. Díky nim je možno definovat absorpci energie záření pomocí konkrétní hodnoty. Dále jsme schopni díky těmto veličinám posoudit biologický účinek záření na člověka. (KUBINYI, a další, 2018)

8.1 Výčet některých veličin radiační ochrany

Dávkový ekvivalent (ekvivalentní dávka) – ve tkáni je součinem absorbované dávky D v daném místě a jakostního faktoru Q – jednotkou je Sievert [Sv]. Obdržená dávka 1 Sv kteréhokoliv záření, bude mít stejný účinek jako dávka 1 Gy rentgenového či gama záření (mají stejný jakostní faktor 1). Jde o veličinu, která v kombinaci s radiační dávkou a druhem záření určuje míru vlivu daného záření na živou tkáň oproti fotonovému záření. (ULLMANN)

Osobní dávkový ekvivalent H_p nám potom umožňuje monitorovat jednotlivé osoby. Jde o dávkový ekvivalent v daném místě pod povrchem těla v určité hloubce ve měkké tkáni. A lze ho přepočtem naměřené dávky jakostním faktorem a pomocí energie daného záření spočítat.

Citlivost k záření jednotlivých tkání a orgánů je různá a poškození jím způsobené může mít odlišné následky pro celý organismus. Každý orgán a tkáň má zavedený vlastní koeficient rizika vzniku poškození zářením, díky němuž můžeme stanovit (odhadnout) riziko poškození organismu.

Efektivní dávka – veličina, která byla zavedena pro účely v radiační ochraně. Jde o součet vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v tkáních či orgánech lidského těla.

$$D_{ef} [Sv] = \sum w_T \cdot H_T$$

H_T = je ekvivalentní dávka v dané tkáni T, w_T = je tkáňový váhový faktor. w_T = tkáňový (orgánový) váhový faktor, w_T = jedná se o relativní podíl daného orgánu či tkáně T na celkovém poškození způsobené rovnoměrnou expozicí; součet všech těchto faktorů je roven 1 ($\sum w_T = 1$). Příslušné hodnoty jednotlivých tkáňových váhových faktorů najdeme v tabulkách. Při výpočtu efektivní dávky použijeme příspěvky ekvivalentních orgánových dávek H_T všech ozářených tkání, přičemž musíme každou orgánovou ekvivalentní dávku H_T vynásobit svým tkáňovým váhovým faktorem w_T . Pomocí efektivní dávky jsme schopni jedním číslem vyjádřit radiační zátěž, i pokud došlo k nerovnoměrnému ozáření nebo ozáření pouze některých orgánů. Díky tomu můžeme porovnat radiační zátěž u osob, kde došlo k ozáření, a to z různého zdroje (přírodní zdroj záření, lékařské ozáření). Tyto hodnoty se vztahují na stochastické účinky a jde pouze o přibližné odhady (zejména pokud se pohybujeme v nízkých dávkách okolo 0,1Gy).

Tato veličina nám ukazuje míru zdravotního rizika pro osobu, která byla vystavena určitému druhu záření. Každý druh záření má různý biologický účinek na tkáně a orgány, které jsou různě citlivé na ozáření – veličina tato fakta zohledňuje. Je nutné brát v potaz, že efektivní dávka je hodnota vyjadřující hrubý odhad biologického účinku záření na organismus. Jde pouze o odhad a mohou se zde nacházet chyby a nepřesnosti. Absorbovaná radiační dávka [mGy] a velikost ozářené oblasti [cm³] je úměrná pravděpodobnosti výskytu stochastických účinků. (ULLMANN)

Mezi CT zobrazováním a planární radiografií, jsou dva hlavní rozdíly, proč potřebujeme dodatečné specifické CT veličiny. Rozdíl je v akviziční geometrii, která je proměnlivá v čase, tedy že při CT snímání nám zdroj záření konstantně obíhá kolem zobrazované oblasti, a tedy vstup RTG záření se soustavně mění. Z toho vyplývá, že rozložení dávky skrze axiální plochu vyšetřované oblasti bude velmi odlišné. Víme, že dávka v místě vstupu RTG záření bude vyšší než dávka v místě výstupu. U CT však, díky rotaci gantry (za předpokladu homogenního kompozice vyšetřované tkáně), je distribuce

dávky symetrická a rozdíl v dávkách na povrchu a v hlouběji uložených tkáních závisí na šířce a kompozici zobrazované oblasti a na použitém spektru záření. Další rozdíl mezi CT a radiologickou dozimetrií je relativní podíl rozptýleného záření k celkové absorbované dávce. U běžné skiografie je základní pole záření dlouhé v průměru 20-40 cm a tkáň, která se nachází mimo primární záření, je sekundárním zářením zasažena relativně málo, pokud vypočítáváme dávku pro konvenční radiografii, tato dávka se mimo primární svazek záření nezahrnuje. U CT, je ve většině případů, primární pole široké 10-40 mm. Výsledkem je poměrně velký objem tkáně, který je vystaven rozptýlenému záření, takže při výpočtu dávky pro CT je nutné zahrnovat části sekundárně ozářených tkání, které se nacházejí za šířkou primárně ozářené tkáně. (SHAW, 2014)

CTDI - Pro výpočty dávek na CT se začalo užívat veličiny CT dávkový index (CTDI), abychom byli schopni posoudit dávku při CT scanu. Samotné CTDI je pouze ukazatelem dávky v určitém fantomu o určité délce a neměli bychom na tuto hodnotu tedy pohlížet jako na odhad dávky pro určitého pacienta. Hodnota, která se je mnohem více používána, je $CTDI_{VOL}$, která udává dávku pro celkový snímaný objem pro jedno otočení gantry kolem pacienta Tato hodnota je stále hodnota dávky ve fantomu, ale umožňuje například porovnání pro jednotlivé techniky a protokoly CT. (SHAW, 2014)

DLP - Pro získání skutečné dávky, kterou pacient celkově při vyšetření obdržel během CT skenu, musíme zahrnout ve výpočtech celkovou délku skenované oblasti. Tato hodnota je definována jako: $DLP = CTDI_{VOL} \cdot \text{celková délka skenu}$. Jednotkou je $mGy \cdot cm$. (SHAW, 2014)

K vypočtení **efektivní dávky** pro CT je nutné provést součin zprůměrovaného tkáňového váhového E_{DLP} faktor struktur v ozářené oblasti. (ULLMANN)

$$D_{ef} = E_{DLP} \cdot DLP$$

PRAKTICKÁ ČÁST

9 CÍLE

Cíl 1: Porovnání dávek při CT angiografii aorty na CT Flash (Siemens), CT Drive (Siemens) a CT Brilliance (Philips).

Cíl 2: Porovnání rozdílu dávek CT angiografii karotid na CT Flash (Siemens), CT Drive (Siemens) a CT Brilliance (Philips).

Cíl 3: Porovnání rozdílů dávek u CT angiografie aorty a karotid na CT Flash (Siemens), CT Drive (Siemens) a CT Brilliance (Philips).

Hypotéza 1: CT Brilliance (Phillips) bude vykazovat užití větších dávek oproti ostatním CT při vyšetření aorty.

Hypotéza 2: CT Brilliance (Phillips) bude vykazovat užití větších dávek oproti ostatním CT při vyšetření karotid.

Hypotéza 3: Vyšetření aorty bude mít značně vyšší hodnoty dávek než vyšetření karotid a dávka se bude odvíjet od hmotnosti pacienta.

10 METODIKA

Statistická data k mé práci jsem sbíral na pracovišti Kliniky zobrazovacích metod ve FN Plzeň a radiodiagnostickém oddělení Karlovarské krajské nemocnice (KKN). Před samotným sběrem jsem žádal o povolení u obou nemocnic, načež byly obě žádosti schválené. Do praktické části jsem zapisoval hodnoty DLP, kV a mAs při vyšetření aorty a karotid. Od každého přístroje (CT Flash, CT Drive a CT Brilliance) jsem nasbíral 40 vzorků (zvláště karotidy a aorta). Ve FN Plzeň jsem byl připuštěn k systému medicalc a v KKN do systému PACS.

11 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

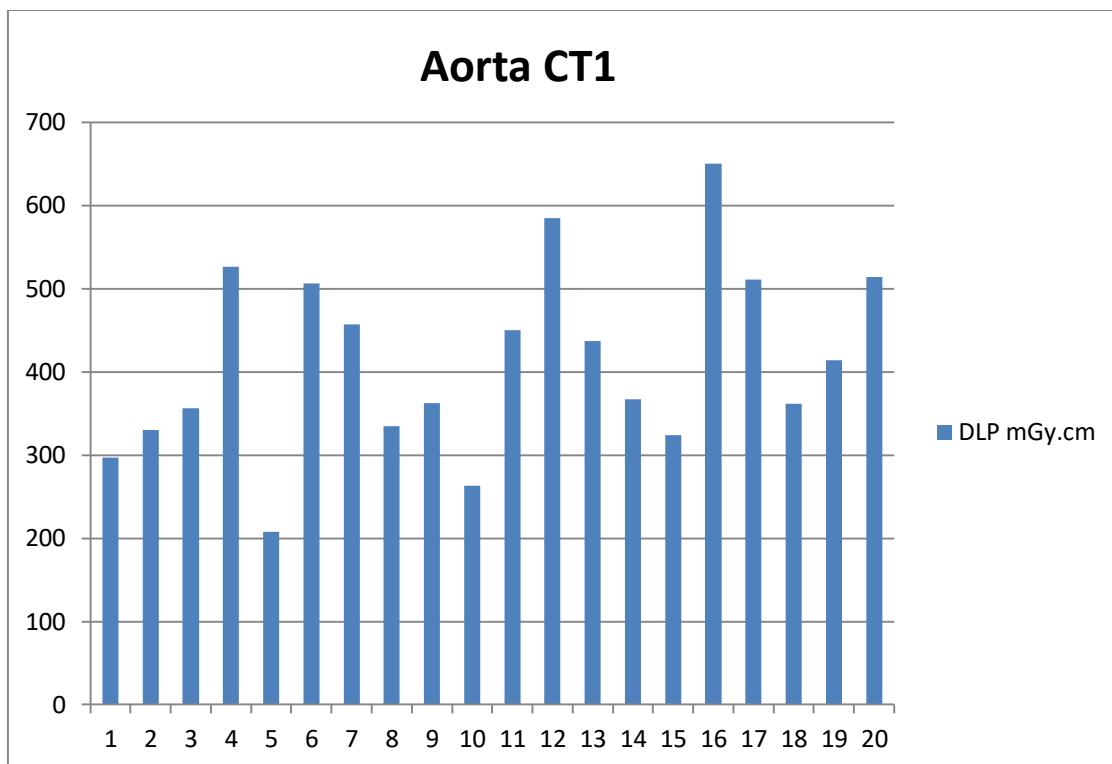
11.1 Cíl 1: Porovnání dávky při CT angiografii aorty na CT Flash a CT drive a CT Brilliance

V tabulkách 1, 2 a 3 jsou zaznamenány hodnoty kVp, mAs a DLP na CT Flash (CT1), CT Drive (CT2) a CT Brilliance u jednotlivých pacientů po CT angiografii aorty. Celková dávka představuje součet dávek pro topogram, premonitoring, monitoring a samotný sken aorty. Ke každé tabulce je graf vyjadřující tyto hodnoty (Graf 1, 2, 3)

Tabulka 1: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT1

Aorta		
CT1		
kVp	mAs	DLP mGy.cm
80	113	297,2
80	120	330
80	137	356
80	142	526
80	154	208
80	178	506,1
80	88	216
80	117	335
80	138	362,6
80	101	263
80	121	450
80	168	585
80	134	437
80	105	367
80	105	324
80	166	650
80	151	511
80	112	362
80	115	414
80	144	514

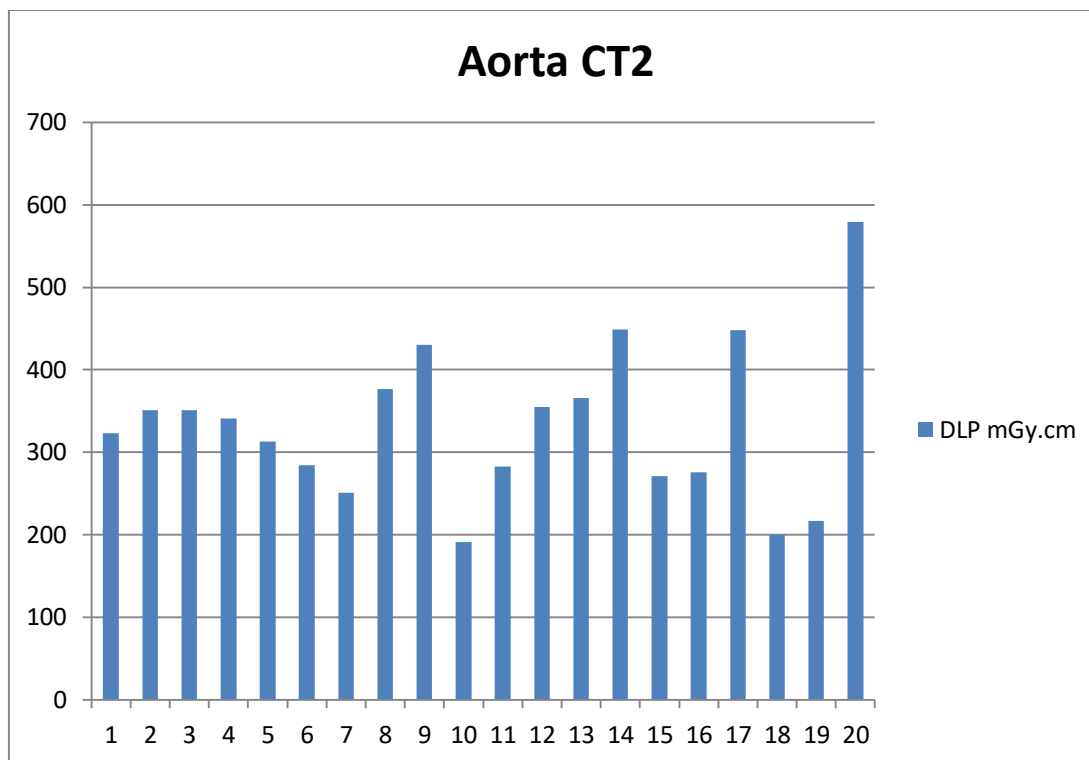
Graf 1: Grafické znázornění hodnot DLP na CT1 (aorta)



Tabulka 2: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT2

Aorta		
CT2		
kVp	mAs	DLP mGy.cm
80	107	323
80	117	351
80	128	351
80	109	341
100	198	313
80	96	284
80	88	251
80	121	377
80	126	430
80	126	191
90	88	283
80	112	355
80	113	366
80	150	449
80	91	271
80	91	276
80	155	448
80	117	200
80	95	217
100	169	579

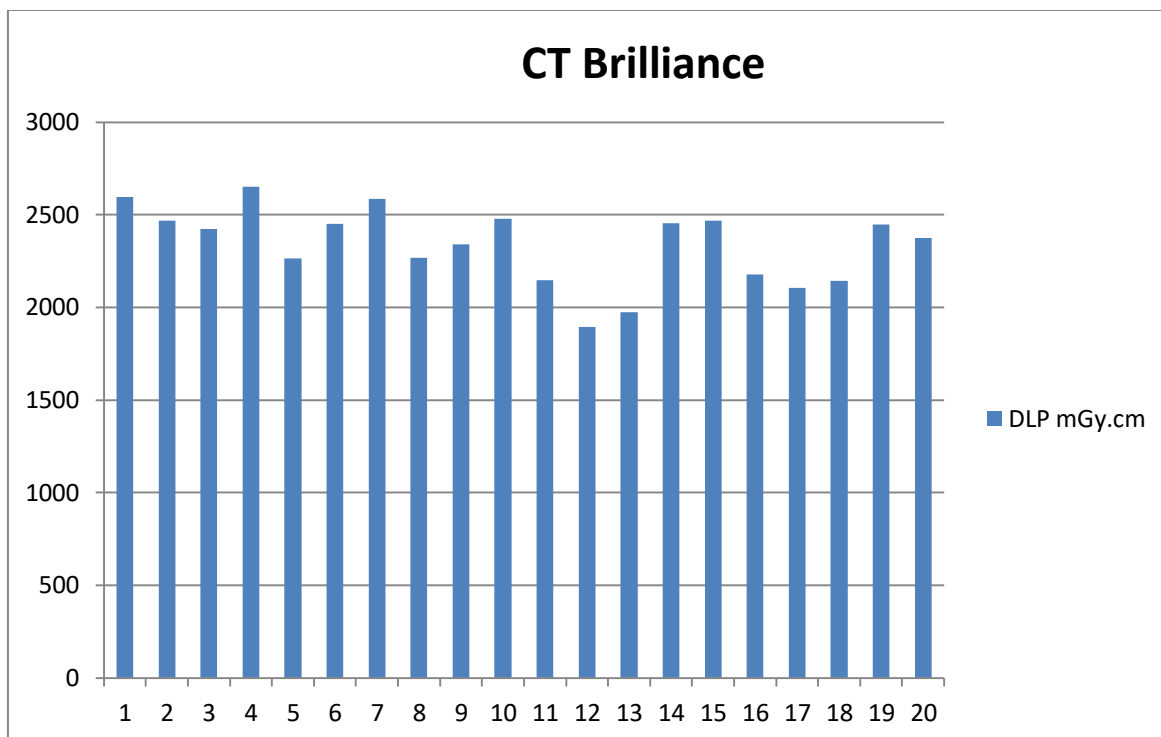
Graf 2: Grafické znázornění hodnot DLP na CT2 (aorta)



Tabulka 3: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT Brilliance

Aorta		
CT Brilliance		
kV	mAs	DLP mGy.cm
120	591	2597
120	592	2470
120	592	2423
120	591	2651
120	594	2265
120	592	2450
120	591	2587
120	594	2268
120	594	2341
120	592	2480
120	596	2146
120	594	1896
120	594	1974
120	592	2456
120	592	2470
120	600	2180
120	600	2106
120	600	2144
120	597	2448
120	592	2377

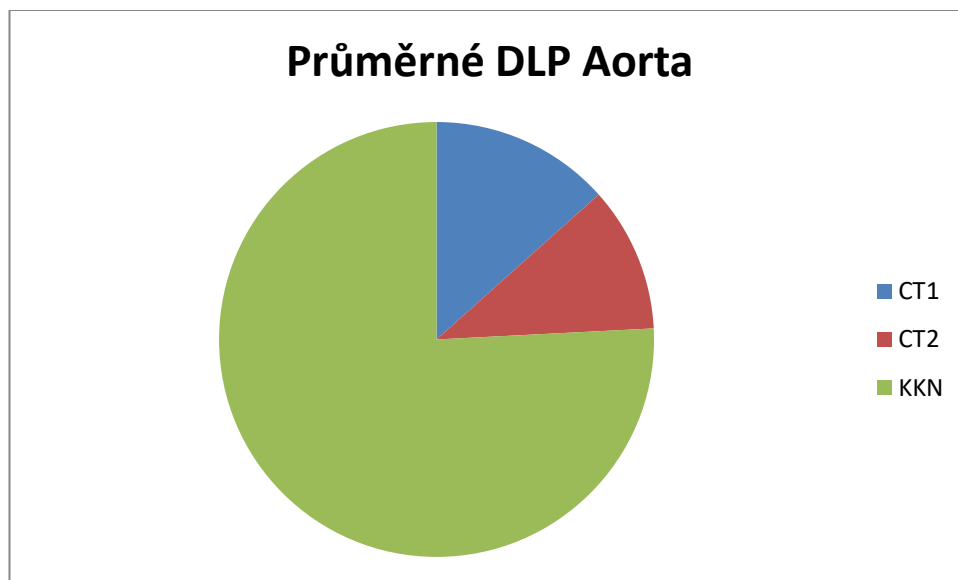
Graf 3: Grafické znázornění hodnot DLP na CT Brilliance (aorta)



Tabulka 4: Zápis průměrného DLP, mAs a kV při CT aorty na jednotlivých pracovištích

	průměrné DLP	průměrné mAs	kV
CT1	412,745	132,8	80
CT2	332,8	119,85	80/120
KKN	2336,45	594	120

Graf 4: Grafické znázornění průměrného DLP daných pracovišť (aorta)

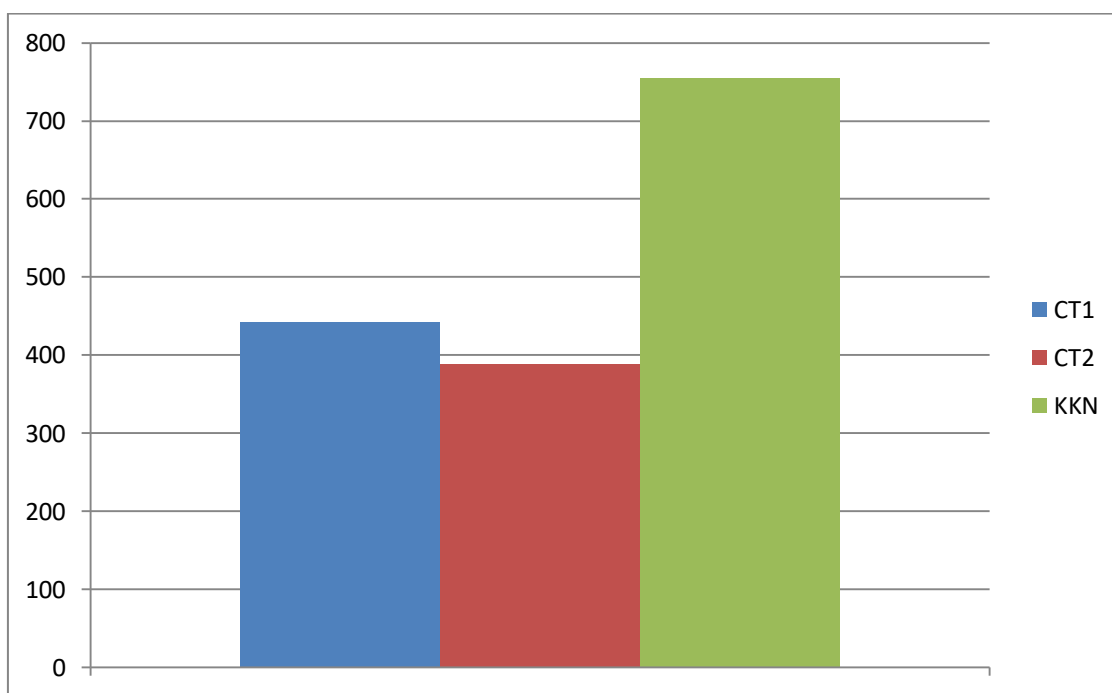


V tabulce 5 jsou vyjádřeny hodnoty: maximální DLP, minimální DLP, rozdíl průměrné hodnoty DLP oproti KKN a rozdíl maximální a minimální hodnoty DLP při vyšetření aorty.

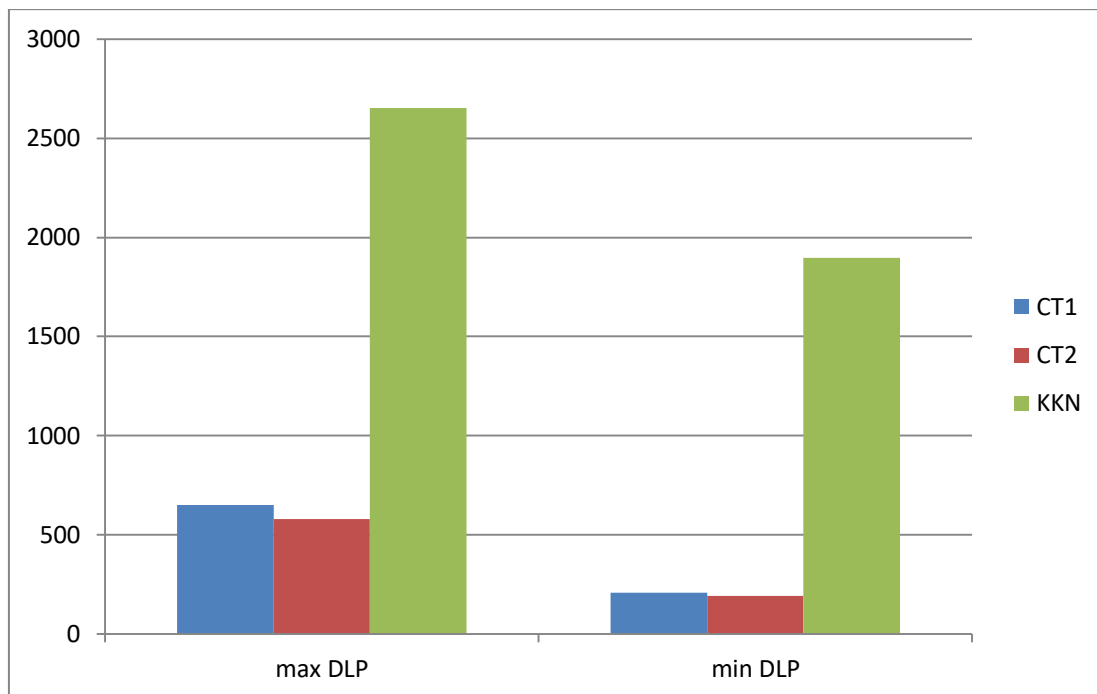
Tabulka 5: Max. DLP, min. DLP, rozdíl průměrného DLP oproti KKN při vyšetření aorty

	max. DLP	min. DLP	rozdíl oproti KKN	rozdíl max. a min. DLP
CT1	650	208	1923,705	442
CT2	579	191	2003,65	388
KKN	2651	1896		755

Graf 5: Rozdíl max. a min. DLP při vyšetření aorty



Graf 6: Maximální a minimální hodnoty DLP na jednotlivých pracovištích při vyšetření aorty



11.2 Cíl 2 : Porovnání rozdílu dávek CT angiografii karotid na CT Flash a CT drive a CT bez této technologie

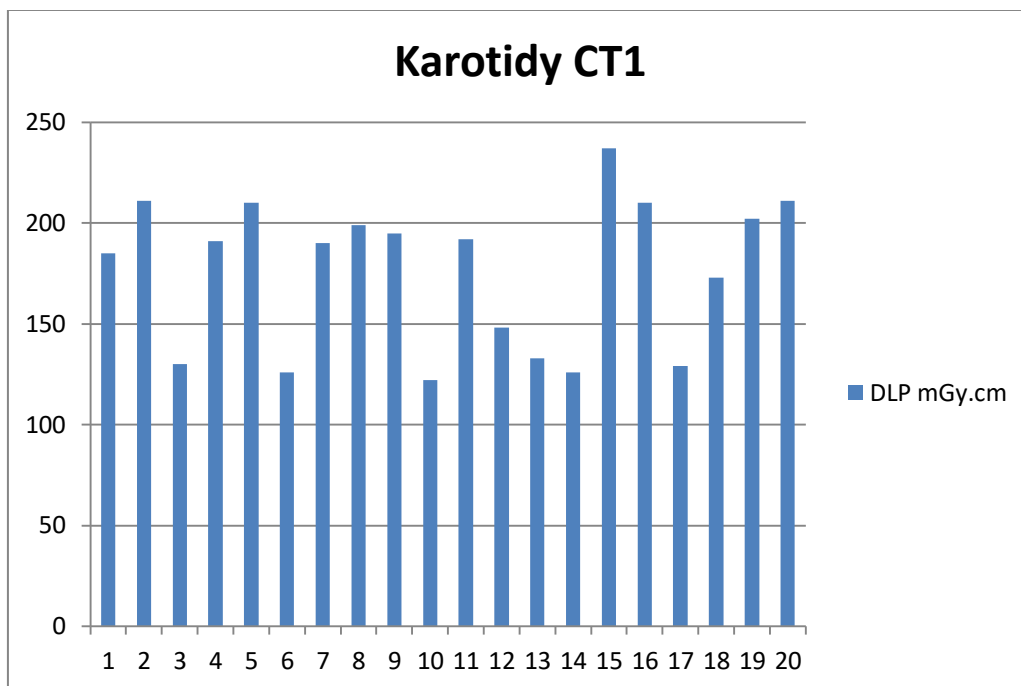
V tabulkách 5, 6 a 7 jsou zaznamenány hodnoty DLP na CT Flash (CT1), CT Drive (CT2) a CT Brilliance u jednotlivých pacientů po CT angiografii karotid.

Celková dávka představuje součet dávek pro topogram, premonitoring, monitoring a samotný sken karotid.

Tabulka 6: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie karotid na CT1

Karotidy		
CT1		
kVp	mAs	DLP mGy.cm
100	94	185
100	93	211
80	128	130
100	101	191
100	98	210
80	130	126
100	100	190
100	98	199
100	89	195
80	120	122
100	97	192
80	144	148
80	126	133
80	126	126
100	107	237
100	107	210
80	113	129
100	94	173
100	97	202
100	104	211

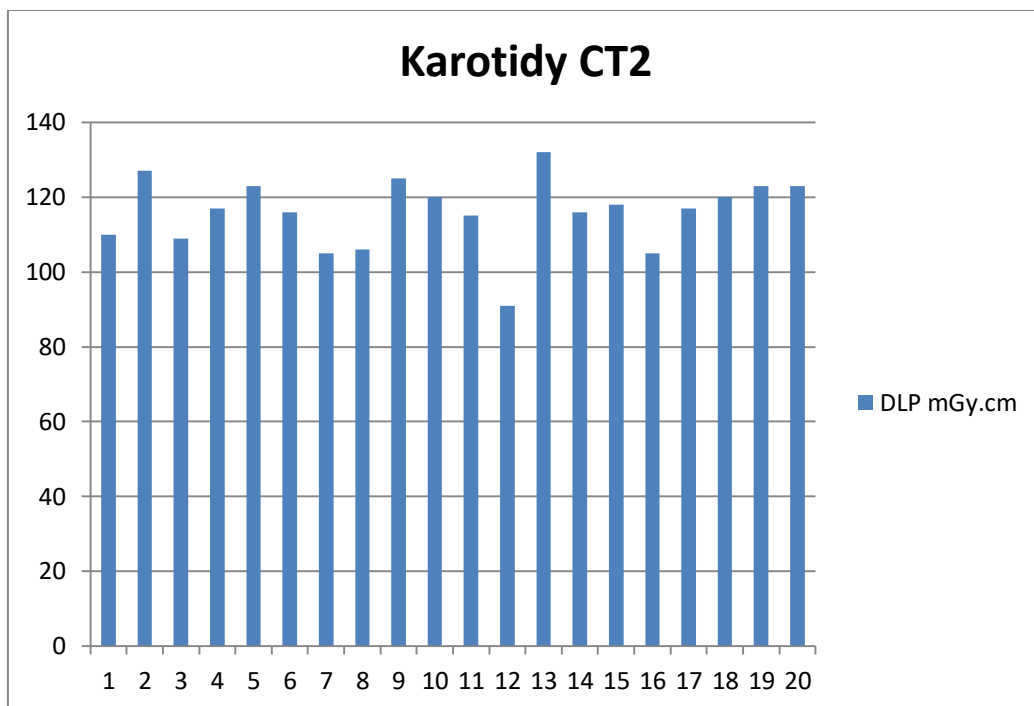
Graf 7: Grafické znázornění hodnot DLP na CT1(karotidy)



Tabulka 7: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie karotid na CT2

Karotidy		
CT2		
kVp	mAs	DLP mGy.cm
80	50	110
80	143	127
80	122	109
80	140	117
80	136	123
80	149	116
80	129	105
80	132	106
80	157	125
80	154	120
80	149	115
80	118	91
80	155	132
80	139	116
80	140	118
80	120	105
80	132	117
80	142	120
80	139	123
80	107	123

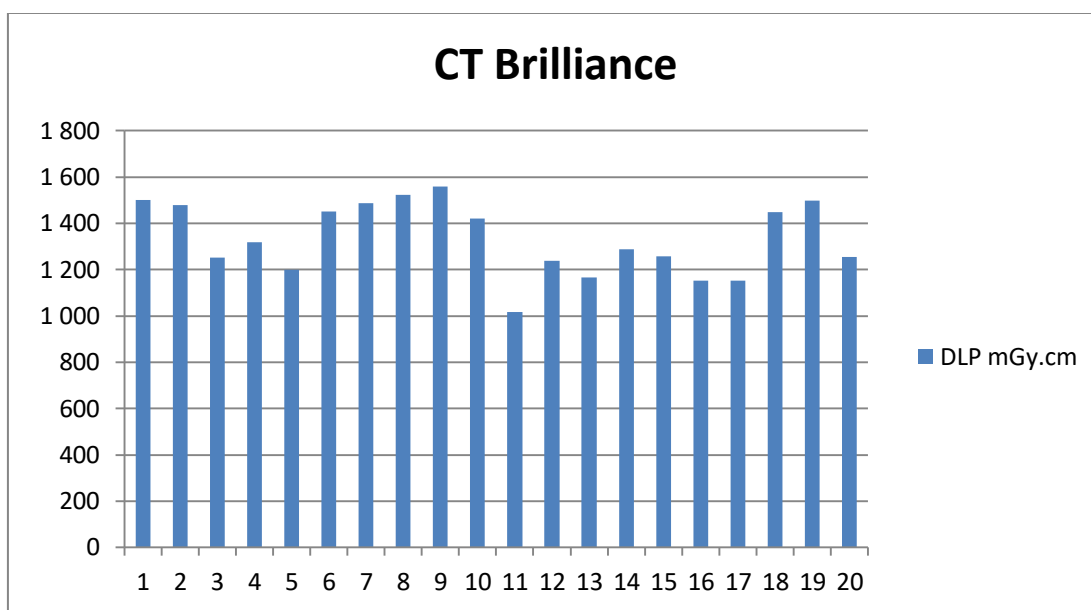
Graf 8: Grafické znázornění hodnot DLP na CT2 (karotidy)



Tabulka 8: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT Brilliance

Karotidy		
CT Brilliance		
kV	mAs	DLP mGy.cm
120	250	1 500
120	250	1 480
120	250	1 251
120	212	1 319
120	214	1 200
120	210	1 451
120	250	1 488
120	250	1 523
120	250	1 559
120	250	1 420
120	250	1 018
120	250	1 237
120	250	1 167
120	250	1 289
120	250	1 258
120	250	1 152
120	250	1 153
120	250	1 448
120	250	1 497
120	250	1 255

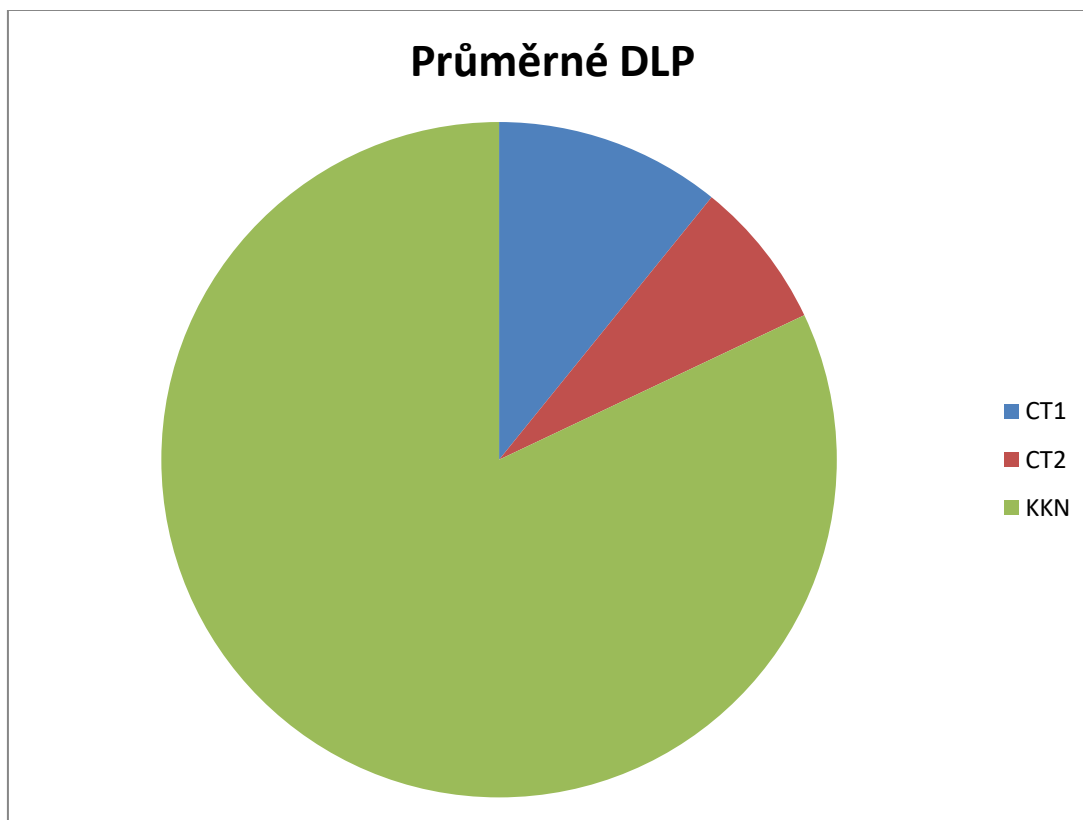
Graf 9 : Grafické znázornění hodnot DLP na CT Brilliance (karotidy)



Tabulka 9: Zápis průměrného DLP, mAs a kV při CT karotid na jednotlivých pracovištích

	průměrné DLP	průměrné mAs	kV
CT1	176	108,3	80/120
CT2	115,9	132,65	80
KKN	1 333	244,3	120

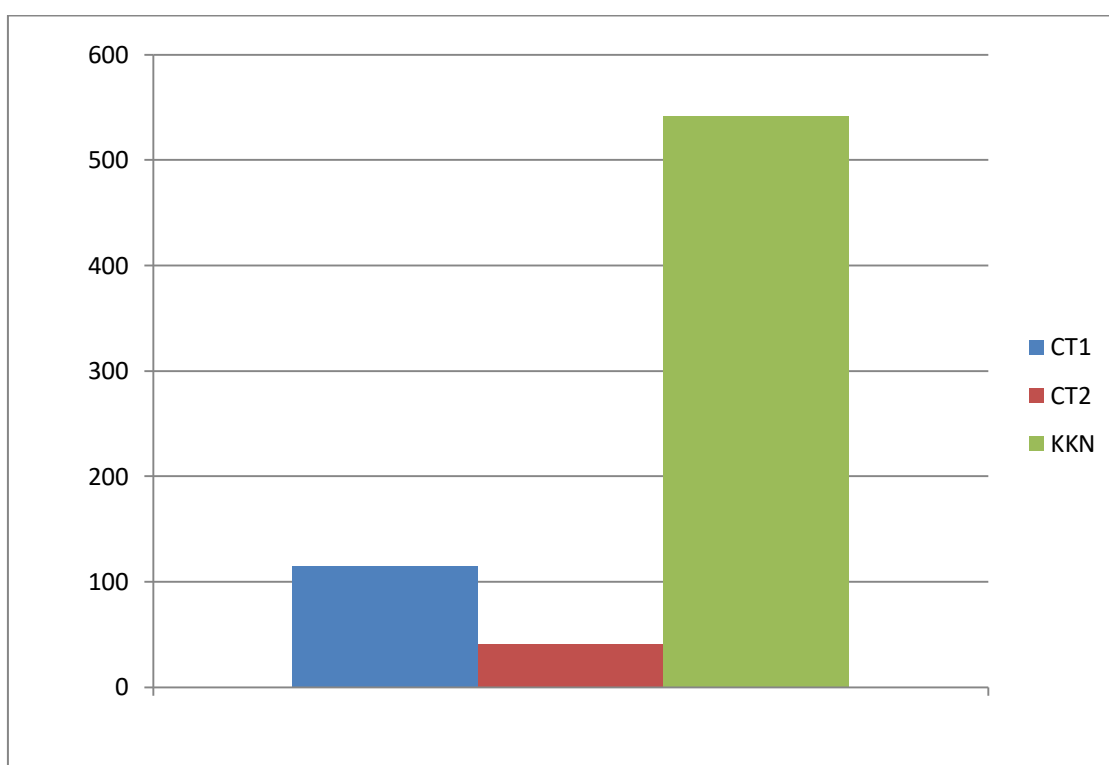
Graf 10: Grafické znázornění průměrného DLP daných pracovišť (karotidy)



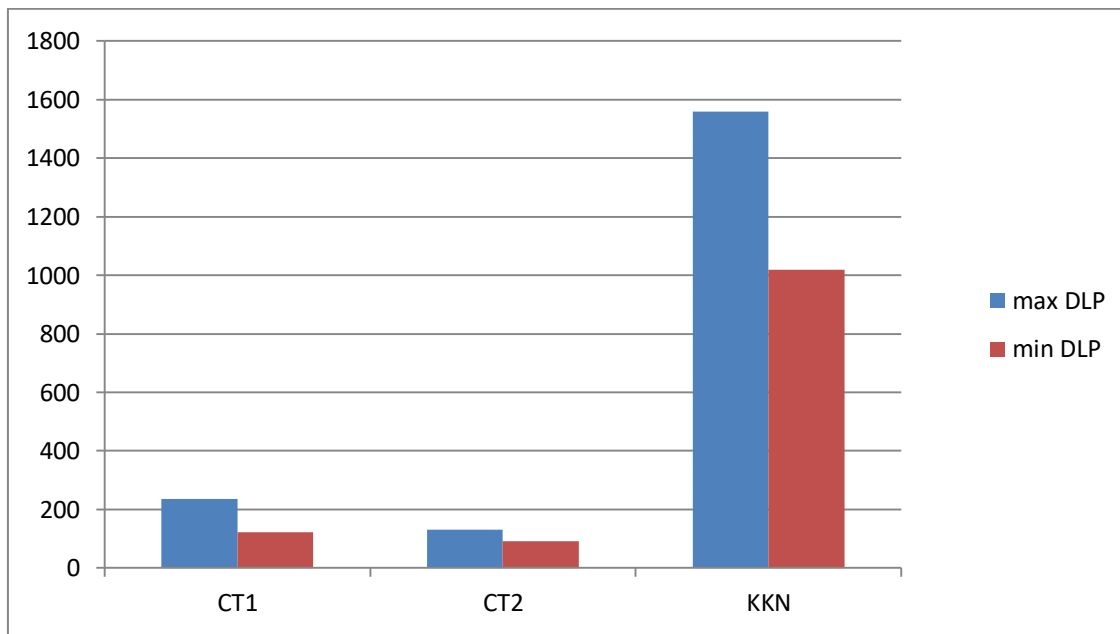
Tabulka 10: max. DLP, min. DLP, rozdíl průměrného DLP oproti KKN při vyšetření karotid

	max. DLP	min. DLP	rozdíl prům. DLP oproti KKN	rozdíl max. a min. DLP
CT1	237	122	1 157	115
CT2	132	91	1 217	41
KKN	1 559	1 018		541

Graf 11: Rozdíl max. a min. DLP při vyšetření karotid



Graf 12: Maximální a minimální hodnoty DLP na jednotlivých pracovištích při vyšetření karotid.



11.3 Cíl 3 : Porovnání rozdílů dávek u CT Angiografie aorty a karotid

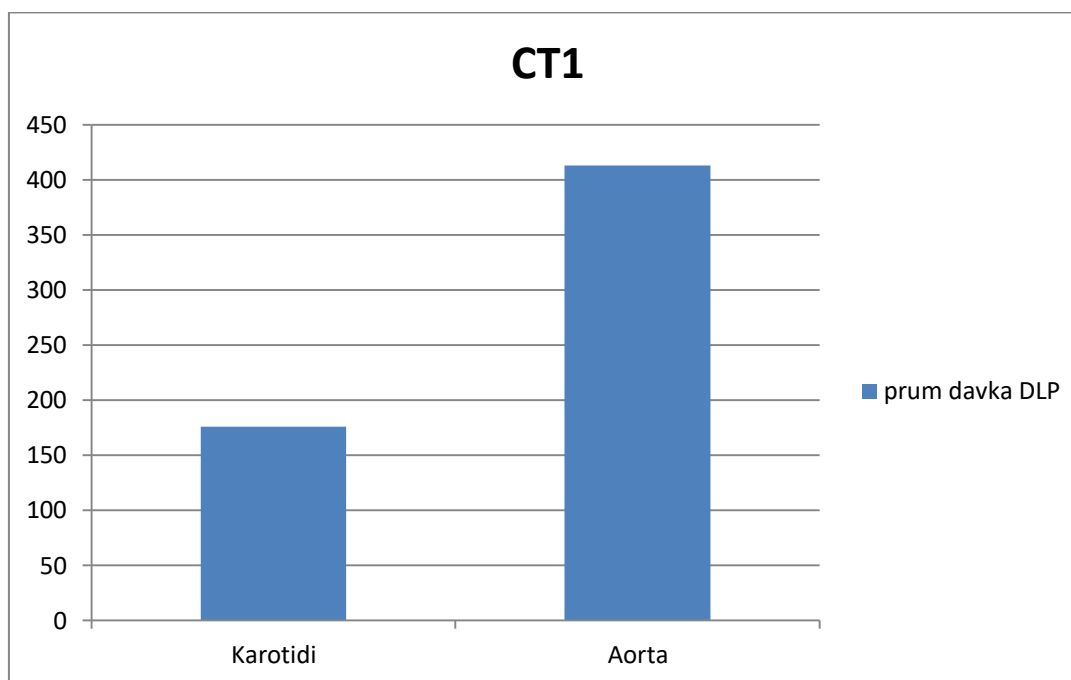
Tabulka 11: Průměrná dávka DLP na CT1 – aorta a karotidy

CT1	prům. dávka DLP
Karotidy	176
Aorta	412,745

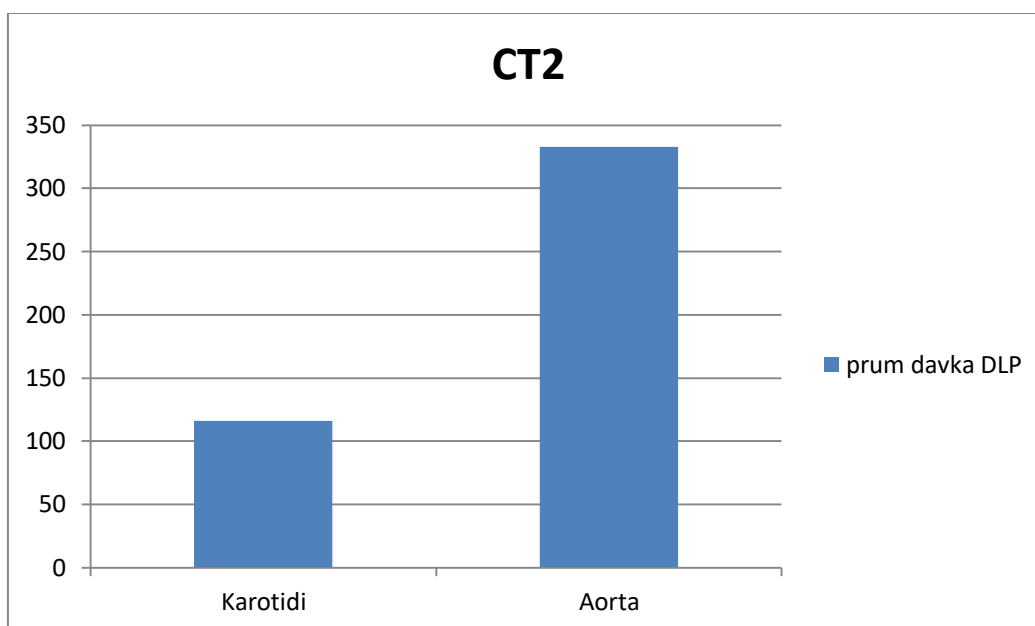
Tabulka 12: Průměrná dávka DLP na CT2 – aorta a karotidy

CT2	prům. dávka DLP
Karotidy	115,9
Aorta	332,8

Graf 13: Grafické vyjádření průměrné dávky DLP na CT1 – aorta a karotidy



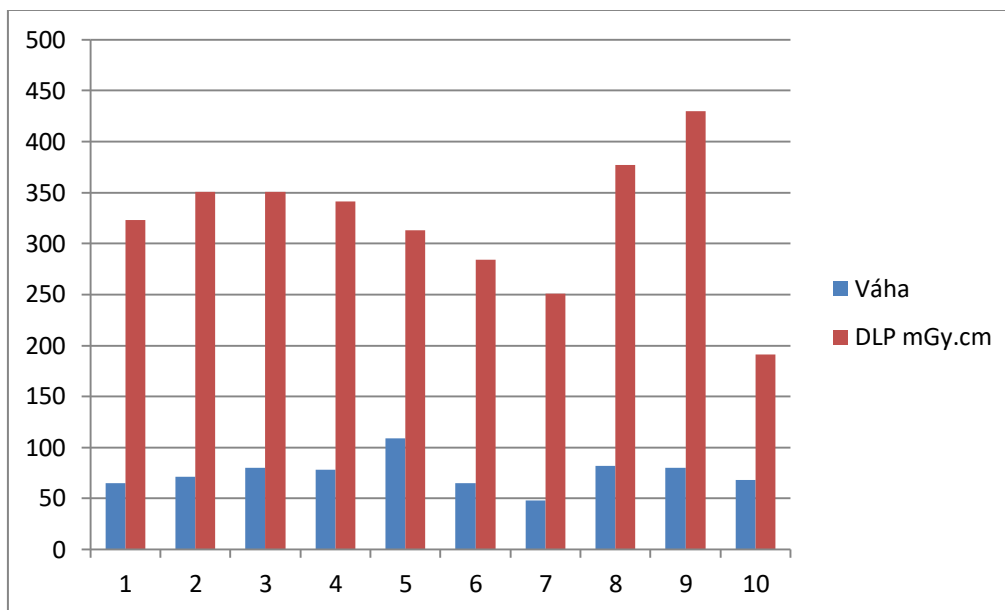
Graf 14: Grafické vyjádření průměrné dávky DLP na CT2 – aorta a karotidy



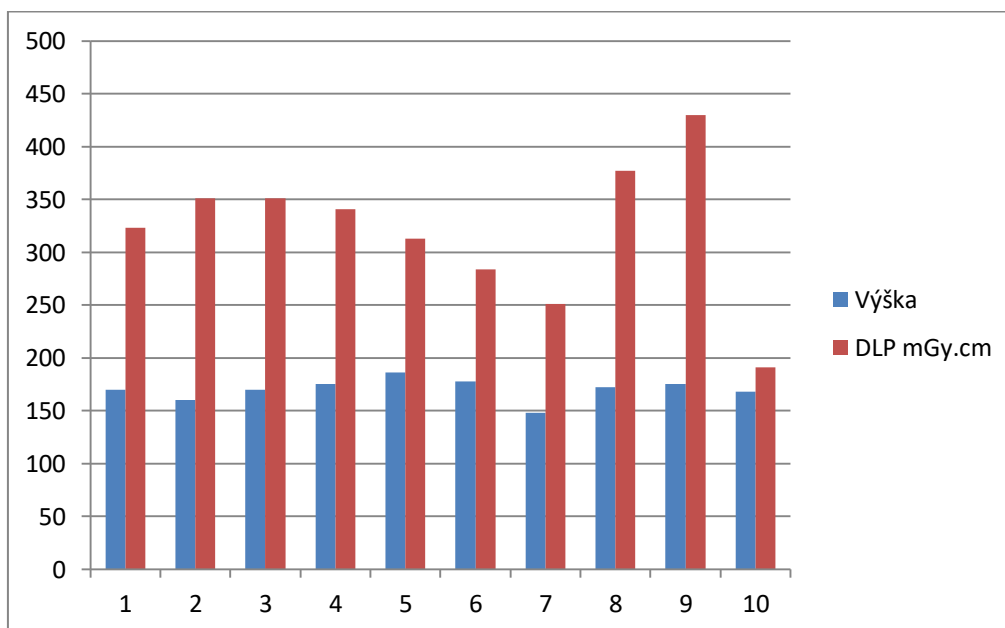
Tabulka 13: Údaje: výška, váha, kVp a mAs a DLP

Aorta					
CT2					
výška	váha	kVp	mAs	DLP mGy.cm	
170	65	80	107	323	
160	71	80	117	351	
170	80	80	128	351	
175	78	80	109	341	
186	109	100	198	313	
178	65	80	96	284	
148	48	80	88	251	
172	82	80	121	377	
175	80	80	126	430	
168	68	80	126	191	

Graf 15: Porovnání váhy a DLP



Graf 16: Porovnání výšky a DLP



DISKUZE

Cílem mé práce bylo porovnat radiační zátěž na různých CT pracovištích. Jednotlivá pracoviště disponují různými typy výpočetní tomografie a bylo pravděpodobné, že se radiační zátěž bude určitým způsobem lišit. Byla zde sbírána data ze tří přístrojů a to konkrétně: Fakultní nemocnice Plzeň CT1 – SOMATOM Definition Flash od firmy Siemens – jde o druhou generaci v architektuře těchto přístrojů. Druhý přístroj se nachází také ve Fakultní nemocnici Plzeň na CT2 – SOMATOM Definition Drive od firmy Siemens - zde se jedná o kombinaci druhé a třetí generace (Somatom Force) – u obou modelů výrobce zaručuje nízko-dávková vyšetření s vysokou kvalitou obrazu. V Karlovarské krajské nemocnici se nachází přístroj PHILIPS Brilliance 128 – tento přístroj byl zaveden do provozu v březnu 2010.

Dávky na jednotlivých pracovištích byly dále upraveny pro potřeby statistiky. Byla spočítána průměrná hodnota dávky na jednotlivých pracovištích u vyšetření aorty a karotid. Zaznamenány byly také nejvyšší a nejnižší dávky a rozdíl průměrné dávky oproti PHILIPS Brilliance a dále rozdíl nejvyšší a nejnižší dávky.

Z hodnot, které jsou uvedené v tabulce 4, lze konstatovat, že nejvyšší průměrnou hodnotu DLP při vyšetření aorty (hrudní a břišní) jsem zaznamenal v Karlovarské krajské nemocnici s hodnotou DLP 2336,45 mGy.cm, kde je používán přístroj značky CT Brilliance. Na druhém místě je přístroj Somatom Flash (Siemens) na CT1 s hodnotou DLP 412,74 mGy.cm. Nejnižší dávky jsem zaznamenal na CT2 Somatom Drive (Siemens), kde průměrná hodnota dosáhla 332,8 mGy.cm. V grafu 4 je rozdíl průměrných dávek dobře viditelný.

Z grafu 1 můžeme vyčíst, že hodnoty DLP na CT1 při vyšetření aorty jsou různorodé. Nevyšší hodnota DLP na CT1 je 650 mGy.cm. Nejnižší hodnota DLP dosahovala 208 mGy.cm a rozdíl maximální a minimální hodnoty je 442 mGy.cm (tabulka 6). Z grafu 2 vidíme proměnlivost hodnot DLP také a maximální hodnota DLP na CT2 byla 579 mGy.cm a minimální 191 mGy.cm. Rozdíl těchto hodnot je 388 mGy.cm (tabulka 6). Graf 3 znázorňuje hodnoty DLP zaznamenané v KKN, a maximální hodnota byla 2651 mGy.cm a minimální hodnota 1896 mGy.cm a jejich rozdíl je 755 mGy.cm (tabulka 6). Rozdíl dávky na CT2 a v KKN při vyšetření aorty a je 2003,65 mGy.cm. Na CT1 jde

o rozdíl 1923,70 mGy.cm (tabulka 6). V obou případech lze říct, že rozdíl těchto hodnot je poměrně markantní.

Vyšetření karotid mělo výsledek podobný jako aorta. Hodnota průměrného DLP při vyšetření karotid na CT1 176 mGy.cm. CT2 mělo hodnotu 115,9 mGy.cm a v KKN hodnota činila 1333 mGy.cm (tabulka 9).

Nejvyšší dávka při vyšetření karotid na CT1 byla 237 mGy.cm a nejnižší 122 mGy.cm. Rozdíl maximální a minimální hodnoty DLP potom činil 115 mGy.cm (tabulka 10). Graf 7 ukazuje proměnlivost hodnot DLP na CT1. Na CT2 šlo o nejvyšší hodnotu 132 mGy.cm a nejnižší hodnotu 91 mGy.cm. Rozdíl maximální a minimální hodnoty byl 41 mGy.cm (tabulka 10). KKN mělo nejvyšší hodnotu 1559 mGy.cm, nejnižší 1018 mGy.cm a jejich rozdíl byl 541 mGy.cm (tabulka 10). Rozdíl průměrných hodnot DLP na CT1 oproti KKN při vyšetření karotid byl 1 157 mGy.cm. CT2 mělo rozdíl 1217 mGy.cm. (tabulka 10)

V grafech 5, 6, 11 a 12 je znázorněn rozdíl maximální a minimální dávky, který je na jednotlivých pracovištích možný. Z hlediska množství získaných dat nemusí být tento údaj zcela přesný, ale i přesto velmi dobře poukazuje, kam je možné posouvat hranice v redukci dávky.

Na pracovišti v Karlových Varech, oddělení radiodiagnostiky, je v provozu CT Brilliance, které je ze sledovaných CT nejstarší – zde byly udány hypotézy 1 a 2, že radiační zátěž při CT aorty a karotid bude vyšší.

Tyto hypotézy se díky porovnání s ostatními CT potvrdily a ukázalo se, že zde je radiační zátěž nejvyšší. Na pracovišti ve FN Plzeň na CT1 je přístroj Somatom Flash od společnosti Siemens. V mé statistice tento přístroj prokázal menší radiační zátěž oproti staršímu modelu v KKN. Tento typ disponuje technologií dual energy, což umožňuje nasbírat více dat za jedno otočení gantry kolem pacienta a umožní tak zkrácení vyšetření a šetření dávky. Skutečnost je taková, že při vyšetření angiografie se této technologii na pracovišti FN Plzeň nevyužívá, ale i přes to jsou dávky markantně nižší než u předchozího přístroje.

Poslední CT Somatom Drive – Siemens na pracovišti CT2 je v provozu také ve FN Plzeň. Je zde zahrnuta kombinace z druhé generace Somatom Definition Flash a třetí generace Somatom Force. Ze všech tří přístrojů v mé statistice, co se týče průměrné

hodnoty DLP, se tento přístroj umístil nejlépe. Z údajů, které uvádí výrobce, je patrné, že cínové filtry, které používá Somatom Drive, velmi efektivně zamezují průnikům měkkého záření do pacienta, a tedy výsledná dávka je nižší než u ostatních přístrojů. V porovnání s předchozí generací dávka není o tolik menší jako v porovnání s KKN, ale přesto zde rozdíl je a ukazuje na neustálý posun této technologie.

Předpoklad z hypotézy 3 byl, že dávka bude přímo ovlivněna hmotností pacienta. Z tabulky 13 a grafů 15 a 16 vyplývá, že váha pacienta neměla na výslednou dávku tak velký dopad, jak by se dalo předpokládat. Například u pacienta s váhou 109 kg (výška 186 cm) byla dávka 313 mGy.cm, oproti tomu pacient s váhou 71 kg (160 cm) měl dávku 351 mGy.cm. Tedy dávka u lehčího pacienta byla vyšší než u pacienta s vyšší hmotností. Toto může být způsobeno několika faktory: opakováním části expozice – pacient obdržel větší dávku po opakované expozici; dále spíše než samotná váha, bude na výslednou dávku mít vliv somatotyp pacienta. Pokud se podíváme na rozdíl hodnot v tabulce 11 a 12, je vidět velký rozdíl dávek. Poměrně samozřejmé bylo, že dávky u vyšetření karotid budou nižší. Konkrétně tato hodnota rozdílu byla 236,745 mGy.cm na CT1 a 216,9 mGy.cm na CT2. Tento rozdíl nám říká, že velmi záleží na strukturách, kterými záření prochází a že somatotyp pacienta bude hrát větší roli v dávce pacienta. Tedy hypotéza 3 se zčásti nepotvrdila. Dávka při vyšetření karotid nižší byla, ale hmotnost pacienta výslednou dávku ovlivnila málo. V tomto případě by byl na místě větší vzorek pacientů pro lepší porovnání, bohužel ne z u každého pacienta se mi podařila tato informace dohledat.

ZÁVĚR

Tato práce podle mého názoru poukazuje na pokračující vývoj technologií zobrazovacích metod. V této oblasti za posledních několik desetiletí nastal obrovský skok a tento rozvoj dále nestagnuje. I přes to, že mé srovnání dávkového zatížení ukázalo, že moderní technika má prokazatelně pozitivní vliv na redukci dávek ve výpočetní tomografii, je nutné zdůraznit, že ne každé pracoviště jí může disponovat. Pořizovací náklady na přístroj, jako je ve Fakultní nemocnici Plzeň, mohou být pro pracoviště, jako je Karlovarská krajská nemocnice, příliš vysoké. I přes velký přínos těchto technologií bude pravděpodobně ještě určitou dobu trvat, než se takovými pokročilými přístroji bude operovat více na pracovištích v České republice. Z mé statistiky názorně vyplývá, že investice do této technologií je výhodná z hlediska redukce dávky na pacienta a velké pokrytí technologií s redukcí dávky by měly mít pozitivní dopad na ozáření v populaci.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ČEŠKA, Richard a kolektiv, a. 2010. Příprava k vyšetření kontrastní látkou. *medicabaze*. [Online] 2010. [Citace: 2. Únor 2020.] http://medicabaze.cz/index.php?sec=term_detail&categId=33&cname=Vnit%C5%99n%C3%AD+1%C3%A9ka%C5%99stv%C3%AD&what=full&termId=3475&tname=P%C5%99%C3%ADprava+k+vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD+kontrastn%C3%AD+1%C3%A1tkou&h=empty#jump.

ČIHÁK, Radomír. 2013. *Anatomie 3., upr. a dopl. vyd.* Praha : Grada, 2013. str. 552. 978-80-247-3817-8.

FABY, Sebastian. 2016. *healthcare.siemens.com*. [Online] 2016. [Citace: 22. 2 2020.] https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mda2/ntm5/~e_disp/siemens-healthineers_ct_somatom-sessions_36-03538964.pdf#page=68.

FERDA, Jiří, Hynek Mírka, Jan Baxa a Alexander Malán. 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha 5 : Galén, 2015. str. 148. 978-80-7492-164-3.

FERDA, Jiří, Novák, Milan a Kreuzberg, Boris. 2002. *Výpočetní tomografie*. místo neznámé : Galén, 2002. 80-246-0567-8.

HERMAN, Jiří, Dalibor, Musil a kolektiv, a. 2011. *Žilní onemocnění v klinické praxi*. místo neznámé : Grada Publishing a.s., 2011. 978-80-247-3335-7.

HSIEH, Jiang. 2003. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. Bellingham, WA : SPIE Optical Engineering Press, 2003. str. 387. ISBN 0819444251..

KRAJINA, Antonín a kolektiv, Jan H. Peregrin a. 2005. *Intervenční radiologie*. Hradec Králové : Olga Čermáková, 2005. 80-86703-08-8.

KUBINYI, Jozef, Sabol, Josef a Vondrák, Andrej. 2018. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha 7 : Grada publishing, a.s, 2018. 978-80-271-0168-9.

LÜLLMANN, Heinz, Mohr, Klaus a Wehling, Martin. 2004. *Farmakologie a toxikologie*. místo neznámé : Grada Publishing a.s., 2004. 80-247-0836-1.

MALÍKOVÁ, Hana a kolektiv. 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha : Univerzita Karlova, 2019. 978-80-246-4036-5.

NEKULA, Josef, Jana Chmelová. 2007. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí.* Ostrava : Zdravotně sociální fakulta Ostravské univerzity v Ostravě, 2007. str. 68. 978-80-7368-335-1.

NEKULA, Josef, Petr Krupa, Jiří Kozák, Dana Houserková. 2014. *Klinická radiologie.* Ostrava : Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. str. 263. 978-80-7464-564-8.

ROSINA, Jozef,, a další. 2013. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory.* místo neznámé : Grada Publishing a.s., 2013. 978-80-247-4237-3.

SEIDL, Zdeněk, Burgetová, Andrea a Hoffmanová, Eva. 2012. *Radiologie pro studium i praxi.* Praha : Grada Publishing, a.s., 2012. 978-80-247-4108-6.

SHAW, Chris C. 2014. *Cone Beam Computed Tomography.* místo neznámé : Taylor & Francis, 2014. str. 273. 978-1-4398-4627-8.

Siemens Healthcare. 2016. *SOMATOM definition Flash Brochure.* Německo : Siemens Healthcare GmbH, 2016. [cit. 2019-11-14]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/cz/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash>.

Siemens Healthineers. 2018. *Somatom Drive Brochure.* Německo : Siemens Healthcare GmbH, 2018. [cit. 2019-11-13]. Dostupné z: https://www.siemens-healthineers.com/cz/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-drive#ADD_INFO.

ULLMANN, Vojtěch. Biologické účinky ionizujícího záření. [Online] [Citace: 2. Únor 2020.] <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>.

VOMÁČKA, Jaroslav, Nekula Josef, Kozák Jiří. 2013. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty.* Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci (UPOL), 2013. str. 160. 978-80-244-3126-0.

SEZNAM ZKRATEK

CT – Computed tomography (výpočetní tomografie)

MR – Magnetická rezonance

USG – Ultrasonografie

DSA – Digitální subtrakční angiografie

MDCT – Multiple detector computed tomography (multidektorové CT)

KL – Kontrastní látka

CTAG – Computed tomography angiography (Angiografie výpočetní tomografií)

MRAG – Magnetic resonance angiography (Angiografie magnetickou rezonancí)

GIT – Gastrointestinální trakt

RTG – Rentgen, rentgenové

CMP – Cévní mozková příhoda

HU – Hounsfield unit (hounsfieldovy jednotky)

EKG – Elektrokardiografie

VRT – Virtuální endoskopie

MIP – Maximum intensity projection

CTDI – CT dose index (CT dávkový index)

DLP – Dose Length Product

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT1	39
Tabulka 2: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT2	41
Tabulka 3: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT Brilliance	43
Tabulka 4: Zápis průměrného DLP, mAs a kV při CT aorty na jednotlivých pracovištích.....	44
Tabulka 5: Max. DLP, min. DLP, rozdíl průměrného DLP oproti KKN při vyšetření aorty	46
Tabulka 6: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie karotid na CT1	48
Tabulka 7: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie karotid na CT2	50
Tabulka 8: Hodnoty kVp, mAs, DLP v rámci CT angiografie aorty na CT Brilliance	52
Tabulka 9: Zápis průměrného DLP, mAs a kV při CT karotid na jednotlivých pracovištích.....	53
Tabulka 10: max. DLP, min. DLP, rozdíl průměrného DLP oproti KKN při vyšetření karotid	55
Tabulka 11: Průměrná dávka DLP na CT1 – aorta a karotidy.....	57
Tabulka 12: Průměrná dávka DLP na CT2 – aorta a karotidy.....	57
Tabulka 13: Údaje: výška, váha, kVp a mAs a DLP	58

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Grafické znázornění hodnot DLP na CT1 (aorta)	40
Graf 2: Grafické znázornění hodnot DLP na CT2 (aorta)	42
Graf 3: Grafické znázornění hodnot DLP na CT Brilliance (aorta)	44
Graf 4: Grafické znázornění průměrného DLP daných pracovišť (aorta)	45
Graf 5: Rozdíl max. a min. DLP při vyšetření aorty	46
Graf 6: Maximální a minimální hodnoty DLP na jednotlivých pracovištích při vyšetření aorty	47
Graf 7: Grafické znázornění hodnot DLP na CT1(karotidy)	49
Graf 8: Grafické znázornění hodnot DLP na CT2 (karotidy)	51
Graf 9 : Grafické znázornění hodnot DLP na CT Brilliance (karotidy)	53
Graf 10: Grafické znázornění průměrného DLP daných pracovišť (karotidy)	54
Graf 11: Rozdíl max. a min. DLP při vyšetření karotid	55
Graf 12: Maximální a minimální hodnoty DLP na jednotlivých pracovištích při vyšetření karotid.	56
Graf 13: Grafické vyjádření průměrné dávky DLP na CT1 – aorta a karotidy	57
Graf 14: Grafické vyjádření průměrné dávky DLP na CT2 – aorta a karotidy	58
Graf 15: Porovnání váhy a DLP	59
Graf 16: Porovnání výšky a DLP	59

SEZNAM PŘÍLOH

Obrázek 1 Žádost o sběr dat ve FN Plzeň.....	70
Obrázek 2 Žádost o sběr dat v KKN	71
Obrázek 3 CT Brilliance na oddělení radiodiagnostiky v KKN	72

PŘÍLOHY



FAKULTNÍ NEMOCNICE PLZEŇ
Útvar náměstka pro ošetrovatelskou péči
Edvarda Benšše 13, 306 09 Plzeň - Bory
alej Svobody 80, 304 60 Plzeň - Lachotín
IČO 00669806 tel.: 377 401 111, 377 103 111

Vážený pan
Robert Babický
Student oboru Radiologický asistent
Fakulta zdravotnických studií - Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví
Západočeská univerzita v Plzni

Povolení sběru informací ve FN Plzeň

Na základě Vaší žádosti Vám jménem Útvaru náměstkyně pro ošetrovatelskou péči FN Plzeň **uděluji souhlas** se sběrem informací o zobrazovacích metodách, používaných u pacientů *Kliniky zobrazovacích metod (KZM)* FN Plzeň. Informace budete získávat v souvislosti s vypracováním Vaší bakalářské práce s názvem „*Přínos moderních přístrojů v redukci dávky při CT angiografii*“.

Podmínky, za kterých Vám bude umožněna realizace Vašeho šetření ve FN Plzeň:

- Vrchní radiologický asistent KZM souhlasí s Vaším postupem.
- Vaše šetření osobně povedete.
- Vaše šetření nenaruší chod pracoviště ve smyslu provozního zajištění dle platných směrnic FN Plzeň, ochrany dat pacientů a dodržování Hygienického plánu FN Plzeň. Vaše šetření bude provedeno za dodržení všech legislativních norem, zejména s ohledem na platnost zákona č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování, v platném znění.
- Sběr informací pro Vaši bakalářskou práci budete provádět v době Vašich, školou schválených, praktik, **pod přímým vedením MUDr. Heidenreicha Filipa, lékaře KZM FN Plzeň.**
- Obrazové, popř. i další údaje ze zdravotnické dokumentace pacientů, které budou uvedeny ve Vaší práci, musí být zcela anonymizovány.
- Po zpracování Vámi zjištěných údajů poskytnete zdravotnickému oddělení / klinice či organizačnímu celku FN Plzeň závěry Vašeho šetření, pokud o ně projeví oprávněný pracovník ZOK / OC zájem a budete se aktivně podílet na případné prezentaci výsledků Vašeho šetření na vzdělávacích akcích pořádaných FN Plzeň.

Toto povolení nezakládá povinnost zdravotnických pracovníků s Vámi spolupracovat, pokud by spolupráce s Vámi narušovala plnění pracovních povinností zaměstnanců, jejich soukromí, či pokud by spolupráce s Vámi zaměstnanci pocítovali jako újmu. Účast zdravotnických pracovníků na Vašem šetření je dobrovolná.

Přeji Vám hodně úspěchů při studiu.

Mgr. Bc. Světluše Chábrová
manažerka pro vzdělávání a výuku NELZP
zástupkyně náměstkyně pro oš. péči

Útvar náměstkyně pro oš. péči FN Plzeň
tel.: 377 103 204, 377 402 207
e-mail: chabrovass@fnplzen.cz

7. 11. 2019

Žádost o sběr dat v KKN na radiodiagnostickém oddělení

Žádám o možnost nahlížet do systému PACS a sbírat data v KKN na radiodiagnostickém oddělení pro mou bakalářskou práci.

Jméno a příjmení studenta: Robert Babický

Úplný název vysoké školy: Fakulta zdravotnických studií ZČU Plzeň

Katedra: Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Studijní obor / ročník: radiologický asistent / 3.ročník

Název bakalářské práce: Přínos moderních přístrojů v redukci dávky při CT angiografii

Vedoucí práce : MUDr.Filip Heidenreich

Kontakt na vedoucího práce: heidenreich@fnplzen.cz, 37710 3467

Cíl mé bakalářské práce – Kvantitativní výzkum: Porovnání dávek při CT angiografii na radiodiagnostickém oddělení v KKN s dávkami při CT angiografii ve FN Plzeň.

Metoda empirické části práce

Vypracováním analýzy:

Žádám o možnost poskytnutí informací o:

- zobrazovacích metodách (DLP, mAs, kV)

Moje šetření nenaruší chod pracoviště ve smyslu provozního zajištění dle platných směrnic KKN, ochrany dat pacientů. Moje šetření bude provedeno za dodržení všech legislativních norem, zejména s ohledem na platnost zákona č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování, v platném znění.

Prohlašuji, že údaje pacientů ze systému PACS, které budou uvedeny v mé práci, budou zcela anonymizována. Po zpracování mnou zjištěných údajů poskytnu zdravotnickému oddělení / klinice či organizačnímu celku KKN závěry mého šetření, pokud o ně projeví oprávněný pracovník zájem.

Kontakt: robert.babicky.b@gmail.com

Babický Robert

- SOUHLASÍM S
SBĚREM DAT

Karlovarský krajský nemocniční a.s.
nemocnice v
Radouchovské ul. 102, 43008
Plzeň
Národní ústřední úřad pro lékařská povolání
č. 353 115 203
2. 12. 2019

Obrázek 2 Žádost o sběr dat v KKN



Obrázek 3 CT Brilliance na oddělení radiodiagnostiky v KKN (zdroj: fotografie pořizená v KKN)