

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav radiologických metod

Bc. David Mec

**Vliv expozičních parametrů při CT angiografii mozkových tepen na
radiační zátěž pacienta a kvalitu obrazu**

(Effect of exposure parameters during CT angiography of cerebral arteries on patient
radiation dose and image quality)

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. MUDr. Miroslav Heřman, Ph.D.

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 19.5.2023

Bc. David Mec

Poděkování

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

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Technické aspekty CT vyšetření

Název práce: Vliv expozičních parametrů při CT angiografii mozkových tepen na radiační zátěž pacienta a kvalitu obrazu

Název práce v AJ: Effect of exposure parameters during CT angiography of cerebral arteries on patient radiation dose and image quality

Datum zadání: 28. 1. 2022

Datum odevzdání: 18. 5. 2022

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. David Mec

Vedoucí práce: prof. MUDr. Miroslav Heřman, Ph. D

Oponent práce: Mgr. Bc. Tomáš Tichý

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce je popsat a porovnat, jaký vliv mají vstupní skenovací parametry na radiační zátěž pacienta a obrazovou kvalitu při CTA mozkových tepen. Vstupními skenovacími parametry, které byly porovnávány, byly kV, μ As a As. Radiační dávka byla uváděna prostřednictvím objemového kermového indexu výpočetní tomografie (CTDI_{VOL}). Obrazová kvalita byla porovnávána pomocí hodnot šumu, který vycházel ze směrodatné odchylky. Vyšetření se provádělo na přístrojích CT Revolution Apex od GE Medical Systems a CT Revolution CT od GE Medical Systems. V teoretické části byly úvodní kapitoly věnovány anatomii a patologiím mozkových tepen, dále byla popsána výpočetní tomografie a metody synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat, CTA mozkových tepen, radiační ochrana a veličiny a jednotky. Poslední kapitoly pojednávaly o skenovacích a obrazových parametrech. Výzkumný soubor ve výzkumné části tvořili pacienti, kterým byla provedena CTA mozkových tepen ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Celkem bylo do výzkumného souboru zařazeno 100 pacientů. Sběr dat probíhal retrospektivně za pomoci systému PACS, data byla vyhodnocována metodou popisné a statistické analýzy. Při vyhodnocování výsledků

bylo zjištěno, že parametr $CTDI_{VOL}$ je u přístroje CT Revolution Apex vyšší o 14,3 % než u přístroje CT Revolution CT od GE Medical Systems, u těchto hodnot byl prokázán signifikantní rozdíl. Hodnoty μAs a hodnoty šumu vykazovaly signifikantní rozdíl pouze v některých případech.

Abstrakt v AJ: The aim of this thesis is to describe and compare the influence of the input scanning parameters on the radiation burden of the patient and image quality during CTA of cerebral arteries. The input scan parameters that were compared were kV, μAs and As. Radiation dose was reported by computed tomography volume index of kerma ($CTDI_{VOL}$). Image quality was compared using noise values based on standard deviation. Examinations were performed on GE Medical Systems' CT Revolution Apex and GE Medical Systems' CT Revolution CT machines. In the theoretical part, the introductory chapters were devoted to the anatomy and pathologies of the cerebral arteries, followed by computed tomography and methods of synchronization of contrast agent application and data acquisition, CTA of the cerebral arteries, radiation protection, and quantities and units. The last chapters discussed scanning and imaging parameters. The research population in the research part consisted of patients who underwent CTA of the cerebral arteries at the University Hospital in Olomouc. A total of 100 patients were included in the research population. Data collection was performed retrospectively using the PACS system, data were evaluated by descriptive and statistical analysis. When the results were evaluated, it was found that the $CTDI_{VOL}$ parameter was 14,3 % higher in the CT Revolution Apex than in the CT Revolution CT from GE Medical Systems, and a significant difference was found in these values. The μAs and noise values showed a significant difference only in some cases.

Klíčová slova v ČJ: CT angiografie mozkových tepen, výpočetní tomografie, obrazová kvalita, radiační dávka, radiační zátěž

Klíčová slova v AJ: CT angiography of cerebral arteries, computed tomography, image quality, radiation dose

Rozsah: 91 s.

Obsah

Úvod.....	9
1 Historie	12
2 Anatomie mozkových tepen	13
3 Tepny mozku.....	14
3.1 Patologie tepen mozku	16
3.1.1 Aneurizma.....	16
3.1.2 Arteriovenózní malformace.....	16
3.1.3 Ateroskleróza.....	16
3.1.4 Disekce	17
3.1.5 Kavernom	17
4 Žíly mozku.....	18
5 Výpočetní tomografie.....	20
5.1 Součásti CT přístroje	20
5.2 Princip vzniku obrazu.....	20
5.2.1 Filtrovaná zpětná projekce	21
5.2.2 Iterativní rekonstrukce.....	22
6 CT angiografie	23
6.1 Intravenózní aplikace kontrastní látky.....	23
6.1.1 Fyziologické aspekty.....	23
6.1.2 Cílová denzita	23
6.1.3 Místo aplikace a cévní přístup	23
6.1.4 Koncentrace kontrastní látky.....	24
6.1.5 Průtok.....	24
6.1.6 Objem.....	24
6.1.7 Problémy při aplikaci kontrastní látky.....	24
6.2 Metody správné synchronizace aplikace KL a akvizice dat	25
6.2.1 Bolus tracking	25
6.2.2 Bolus timing.....	25
7 CT angiografie mozkových tepen	26
7.1 Příprava pacienta.....	26
7.2 Provedení vyšetření.....	26
7.3 Indikace.....	27
7.4 Kontraindikace.....	27
8 Radiační ochrana	28

8.1	Principy radiační ochrany.....	28
8.2	DLP a CTDI	29
8.2.1	Stanovení hodnot CTDIVOL a DLP	30
9	Veličiny a jednotky	31
10	Skenovací parametry.....	33
10.1	Doba rotace rentgenky	33
10.2	Proud rentgenky	33
10.3	Napětí rentgenky	34
10.4	Pitch faktor	34
10.5	Tloušťka rekontruovaného řezu	35
10.6	Konfigurace detektoru	35
11	Obrazové parametry.....	37
11.1	Matrix.....	37
11.2	Rekonstrukční algoritmus/kernel	37
11.3	FOV	37
11.4	Překrytí vrstev	38
12	Kvalita obrazu.....	39
12.1	Šum	39
12.2	Kontrast.....	40
12.3	Poměr signál šum a kontrast šum	40
12.4	Prostorové rozlišení	41
13	Výzkumná část	42
13.1	Výzkumné cíle a hypotézy.....	42
13.2	Charakteristika výzkumného souboru	43
13.3	Metoda sběru dat	45
13.4	Realizace výzkumu.....	49
13.5	Přístroje použité pro výzkum	49
13.6	Metody zpracování dat	49
13.7	Výsledky	51
13.7.1	CTDIVOL	51
13.7.2	Hodnoty mA, As a kV.....	52
13.7.3	Šum	56
13.7.4	Správné načasování podání kontrastní látky a akvizice dat	62
13.8	Diskuse	64
13.9	Limity a další návrhy pro výzkum	69
13.10	Závěr	71

SEZNAM TABULEK.....	72
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	73
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	74
REFERENČNÍ SEZNAM	78
SEZNAM PŘÍLOH	84

Úvod

Výpočetní tomografické (CT) přístroje mají široké spektrum využití v diagnostice, hojně se využívají i k terapeutickým výkonům. Jedná se o radiologickou metodu umožňující zobrazení vnitřních orgánů pomocí rentgenového záření. Počet CT přístrojů v ČR neustále narůstá, společně s ním roste také počet provedených výkonů. V roce 2006 bylo v ČR 134 CT přístrojů, na kterých se provedlo celkem 743 000 výkonů, v roce 2014 bylo v ČR již 159 CT přístrojů, celkem na nich bylo provedeno 1 022 000 výkonů a v roce 2020 stoupl počet CT přístrojů v ČR na 174, přičemž počet provedených výkonů byl 1 155 000. Meziroční nárůst provedených vyšetření činí 5-10 %. Co se týká CT mozku, které je jedno z nejvíce prováděných vyšetření na CT, i zde je patrný nárůst počtu provedených vyšetření, v roce 2009 bylo zaznamenáno v ČR 313 000 provedených CT mozku, roku 2019 již došlo ke vzestupu na 487 000, což je nárůst o více než 50 %. Zobrazovací technologie jsou odvětví medicíny, které se velmi rychle vyvíjí a ve kterém dochází k neustálému pokroku v jejich využití v medicíně. V současné době je rostoucí trend provedených vyšetření, narůstá také kolektivní dávka z lékařského ozáření. Radiační dávka na jednotlivá vyšetření však dlouhodobě klesá, což může souviset s vývojem rekonstrukčních algoritmů. Je tedy otázkou, zda moderní CT přístroje nabízejí lepší obrazovou kvalitu při současném snížení radiační dávky na vyšetření. (ÚZIS, 2006, s. 6) (ÚZIS, 2009, s. 6) (ÚZIS, 2010, s. 5) (ÚZIS, 2020, s. 3) (ÚZIS, 2021 s. 5,11) (Súkupová, 2018, s. 137)

Tato práce bude pojednávat o vlivech expozičních parametrů při CT angiografii mozkových tepen na radiační zátěž pacienta a kvalitu obrazu. Jako výzkumné pracoviště byla zvolena Radiologická klinika Fakultní nemocnice v Olomouci. I zde je snaha snižovat radiační zátěž pacientů na jednotlivá vyšetření. Nemělo by však zároveň docházet ke snížení obrazové kvality vyšetření, ba naopak, zde je snaha mít obraz co nejkvalitnější. V teoretické části diplomové práce bude popsána CT angiografie mozkových tepen, budou popsány skenovací parametry, od nichž se odvíjí radiační dávka, kterou pacient obdrží. V jednotlivých kapitolách je také probírána radiační ochrana a obrazová kvalita.

Rešeršní činnost

Základními prameny pro tvorbu diplomové práce byla následující literatura, která byla nastudována před provedením rešeršní činnosti.

1. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
2. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG.,2002. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, 663 s. ISBN 8072621726.
3. KALENDER, Willi A.,2011. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. 3rd revised edition. Erlangen: Publicis Publishing, 354 s. ISBN 978-3-89578-317-3.
4. ROMANS, Lois E., 2011. Computed tomography for technologists: a comprehensive text. Philadelphia, Pennsylvania, United States: Wollters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-7751-3.
5. SÚKUPOVÁ, 2018. Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi. Praha: Grada. ISBN 978-0-944838-53-2.
6. SZCZYKUTOWICZ, Timothy.,2020. The CT handbook: optimizing protocols for today's feature-rich scanners. Madison, WI: Medical Physics Publishing, xv, 570 s. ISBN 978-0-944838-53-2.

Rešerši byla prováděna v databázích PubMed, Google Scholar a Science Direct. V těchto databázích byly vyhledávány studie a odborné články, zadána byla vždy stejná klíčová slova v anglickém jazyce i českém jazyce. Jako klíčová slova v českém jazyce byla použita: CT angiografie mozkových tepen, výpočetní tomografie, obrazová kvalita, radiační dávka, radiační zátěž. Jako klíčová slova v anglickém jazyce byla použita: CT angiography of cerebral arteries, computed tomography, image quality, radiation dose.

Ve všech třech databázích bylo nalezeno celkem 574 článků. Z toho 275 v databázi PubMed, 189 v databázi Google Scholar a 110 v databázi Science Direct. Následně bylo zúženo vyhledávací období na roky 2000-2022, přičemž se počet článků v databázi PubMed zúžil na 117, v databázi Google Scholar na 72 a v databázi Science Direct na 54. Po vyřazení duplicitních článků bylo dohledáno v databázi PubMed 67 článků, v databázi Google Scholar 36 článků a v databázi Science Direct 17 článků. Posledním kritériem bylo, aby bylo možné zobrazit plný rozsah článků či studií. Celkem ze všech tří databází bylo dohledáno 37 článků. S ohledem na popisovanou a zkoumanou problematiku bylo použito 17 odborných článků,

studií a knih. Pro tvorbu rešerše bylo použito celkem 17 veřejně přístupných dokumentů. Celkem bylo pro tvorbu diplomové práce použito 58 odborných zdrojů.

Legislativa týkající se popisované problematiky je dostupná na internetových stránkách Státního úřadu pro jadernou bezpečnost.

1 Historie

Počátky historie angiografie sahají až do roku 1923, kdy proběhla první úspěšná aplikace kontrastní látky lipiodolu živému člověku. Aplikaci provedl patolog a lékař Jacques Forestier a Jean Athanase Sicard. Téhož roku byla tato aplikace provedena pacientce s peritonitidou, které bylo možné díky této aplikaci diagnostikovat infikovaný trombus, lokalizovaný v arterii brachialis. Dále byla metoda použita pro vyšetření arterie femoralis před amputací dolní končetiny. Byly zaznamenávány první úspěchy této metody. (Procházka, 2012, s. 3) (Krajina, 1999, s. 5)

Roku 1953 byla objevena Seldingerova metoda, která je v současné době hojně využívána například při digitální subtrakční angiografii nebo jiných intervenčních výkonech. (Procházka, 2012, s. 3) (Krajina, 1999, s. 5)

Velmi významný byl rok 1987, v němž byl objeven a vyvinut slip ring, tzv. klouzající prstenec, který je v současné době již neodmyslitelnou součástí každého výpočetního tomografu. Prstenec umožňuje tok informací a energie současně s nezávislým pohybem rotoru vůči statoru bez spojení kabely. Skenování tak bylo možné provádět spirálním způsobem, což podstatně zkrátilo dobu vyšetření a zlepšilo výsledný obraz. (Ferda, 2004, s.1)

V dalších letech byl vyvinut software pro trojrozměrnou reformaci transverzálních obrazů a byly vyvinuty různé algoritmy zobrazení, například maximum intensity projection (MIP) nebo volume rendering technique (VRT). (Ferda, 2004, s.1)

V polovině devadesátých let došlo ke zdvojení detektorového systému a v roce 1998 již bylo vyvinuto technické řešení detektorové soustavy o více řadách, které vytvořilo základ pro multidetektorový výpočetní tomograf. Revolučním přístrojem se stalo 16řadé CT, které začalo umožňovat submilimetrové kolimace a izotropní zobrazení prostoru. V roce 2005 bylo vyvinuto CT s duální energií, rok 2013 přinesl dvouvrstvé CT detektory. (Ferda, 2004, s.1)

V současné době probíhají první instalace CT s photon-counting detektory, které pracuje s fotonovými detektory. Tento nový systém přináší lepší kontrast snímku, lepší rozlišení, nižší dávky a lepší spektrální citlivost (informace z více energetických hladin). První prototypy CT s photon-counting detektory byly instalovány v Plzni a v Rochesteru v USA. V současnosti jsou tato CT již komerčně dostupná a v Česku jsou v provozu v Plzni a v Praze v Institutu klinické a experimentální medicíny. (Ferda, 2020, s. 159-164) (Siemens healthineers)

2 Anatomie mozkových tepen

Tepny tvoří část cévního řečiště, která dodává okysličenou krev ze srdce do tkání. Mezi jejich hlavní vlastnosti patří pevnost a zároveň pružnost.

Tepny, které probíhají podél hlavního kmene, nebo se v jeho směru napojují, nazýváme kolaterály, jinými slovy větve pobočné. Pokud dojde v tepně k přerušení toku, pak mohou tyto bočné větve zajišťovat kolaterální průtok. Tepny mezi sebou mohou vytvářet spojky, tzv. anastomózy, které mohou být mezi větvemi různých tepen nebo mezi větvemi jedné tepny. Tepny, které anastomózy netvoří, nazýváme funkčně konečné. Pokud v nich dojde k přerušení toku, dojde k nekróze. Řadíme zde tepny zásobující mozek nebo sítnici. (Čihák, 2016, s. 69,70)

Stěna tepny je složená ze tří vrstev: vrstva vnitřní, střední a zevní.

Vnitřní vrstva (tunica intima) se skládá z endotelu, vaziva a elastických vláken a blanek, nazývajících se membrana elastica interna.

Střední vrstva (tunica media) je nejsilnější vrstva tepenné stěny. Skládá se z kolagenních a elastických vláken a z hladké svaloviny. Podle typu vláken můžeme tepny dělit na tepny svalového typu a tepny elastického typu. Tepny elastického typu jsou velké tepny, např. arteriae carotides, mají schopnost rozpínat se při systole a při diastole se vracet do původního stavu, protože u nich převažuje elastická složka. Tepny středně velké mají elastickou i svalovou složku v rovnováze, s větvením na menší tepny přibývá svaloviny a tepny malé jsou již čistě svalového typu a mají schopnost regulovat průtok krve změnou svého průsvitu. (Čihák, 2016, s. 69,70)

Zevní vrstva (tunica externa) je tvořena povrchem cévy. Obsahuje vazivo s kolagenními i elastickými vlákny. Zevní vrstva přechází do vaziva v nejbližším okolí cévy, čímž ji pružně fixuje k okolí. Od střední vrstvy je oddělena vrstvou membrana elastica externa.

Tunica media a tunica externa je okysličována a vyživována podélně probíhajícími tepénkami, tzv. vasa vasorum, které vznikají buď přímo z tepny, kterou zásobují, nebo ze sousedních tepen. Tunica interna je živena difúzí z nitra tepny. (Čihák, 2016, s. 69,70)

3 Tepny mozku

Cévní zásobení mozku tvoří pravá a levá arteria (a.) carotis interna společně s pravou a levou a. vertabralis. Z nich společně s dalšími tepnami vzniká Willisův okruh. Arterie vertebrales vytvářejí nepárovou a. basilaris, která pokračuje až ke kraniálnímu konci Varolova mostu, zde se pak dělí na dvě aa. cerebri posteriores dextra et sinistra. Tyto tepny zásobují koncový mozek.

Rozlišujeme dva typy do mozku vstupujících tepen, prvním typem jsou větve korové, někdy nazývané také krátké, které zásobují mozkovou kůru nacházející se uprostřed tloušťky šedé hmoty, druhým typem jsou větve medulární, někdy nazývané také dlouhé, které zásobují bílou hmotu a částečně přispívají také do korové sítě krátkých větví.

A carotis interna se rozšiřuje v sinus caroticus, poté pokračuje jako sinus cavernosus. Podle toho, jak tepna probíhá, se a. carotis interna dělí na pars cervicalis, pars petrosa, pars cavernosa a pars cerebellaris. A carotis interna v pars cervicalis nevysílá žádné větve. V pars petrosa vysílá aa. caroticotympanicae a a. canalis pterygoidei. Pars cavernosa má větve (rr.) zásobující okolní útvary, jsou to rr. ganglii trigeminalis, rr. nervorum, r. meningeus, r. basalis tentorii, r. marginalis tentorii, r. sinus cavernosi a a. hypophysialis inferior.

Poslední částí a. carotis interna je pars cerebellaris, která má nejbohatší větvení. První větví je a. hypophysialis superior, zásobující hypofýzu, následuje a. ophthalmica, jež přivádí zásobení pro celý obsah očníce, oční víčka hřbetu nosu a kůži čelní krajiny. Vysílá tyto větve: a. centralis retinae, a. lacrimalis, aa. ciliares et musculares, a. supraorbitalis, a. ethmoidalis posterior, a ethmoidalis anterior – z níž vystupuje ještě větev r. meningeus anterior zásobující tvrdou plenu, aa. palpebrales mediales, a. supratrochlearis a a. dorsalis nasi.

A. carotis interna vysílá v pars cerebellaris dále a. choroidea anterior, která se pak dále větví v plexus choroideus ventriculi lateralis – zásobuje postranní komory mozku.

Další větví a. carotis interna je a. cerebri anterior, která zásobuje orbitální plochu lobus frontalis, gyrus (g.) frontalis superior, g. praecentralis, g. postcentralis, g. cinguli a praecuneus – pravá a levá větev a. cerebri anterior jsou spojeny a. communicans anterior, která dělí tuto tepnu na pars precommunicalis a pars postcommunicalis. V pars precommunicalis odstupují aa. centrales anteromediales a a. communicans anterior. V pars precommunicalis odstupují a. striata medialis distalis, a. frontobasalis medialis, a. polaris frontalis, a. callosomarginalis a a. pericallosa.

Mezi další větve a. carotis interna v pars petrosa řadíme a. cerebri media, a. communicans posterior a a. cerebri posterior. A. cerebri media zásobuje insulární kůru, capsulu externa,

claustrum, capsulu externa, g. frontalis medius et inferior, lobus parietalus, lobus occipitalis, g. temporalis superior a medius a temporální pól. Dělí se na pars sphenoidalis, pars insularis, rami terminales inferiores a rami terminales superiores. V pars sphenoidalis tepna vysílá aa. centrales anterolaterales, a. polaris temporalis a a. temporalis anterior. V pars insularis vysílá pouze aa. insulares. Rami terminales inferiores je koncový úsek a. cerebri media a větví se na r. temporalis anterior, r. temporalis medius, r. temporalis posterior, r. temporooccipitalis, r. gyri angularis. Rami terminales superiores se rozděluje na a. frontobasalis lateralis, a. prefrontalis, a. sulci precentralis, a. sulci centralis, a. sulci postcentralis, a a. parietalis anterior et posterior.

Z tepny a. carotis interna v pars cerebralis odstupuje dále a. cerebri posterior, která zásobuje mediální plochu temporálního a occipitálního laloku a dělí se na pars precommunicalis, pars postcommunicalis, a. occipitalis lateralis a a. occipitalis medialis. Pravá a levá a. cerebri posterior jsou spojeny a. communicans posterior. Pars precommunicalis vysílá aa. centrales posteromediales, aa. circumferentiales breves, a. thalami perforans, a. collicularis. V pars postcommunicalis odstupují aa. centrales posterolaterales, a. thalamogeniculata, rr. choroidei posteriores mediales et laterales a rr. pedunculares. Z a. occipitalis lateralis odstupují pouze rr. temporales. A. occipitalis medialis vysílá tyto ramena: r. corporis callosi dorsalis, r. parietalis, r. parietooccipitalis a r. calcarinus. Přehled mozkových tepen je vyobrazen v přílohách 1-3. (Čihák, 2016, s. 89-95, 306) (Naňka, 2009, s. 415-417) (Netter, 2016, s.140-143)

3.1 Patologie tepen mozku

Mezi základní patologie mozkových tepen řadíme aneuryzma, arteriovenózní malformace, aterosklerózu, disekci a kavernom.

3.1.1 Aneuryzma

Aneuryzma je ohraničené rozšíření cévní stěny nad 1,5násobek původní šíře. Příčinou je vrozené nebo získané zeslabení stěn, nebo hemodynamický stres, který způsobuje rozdílné namáhání stěn vaku vířivým tokem v tepně. Rozlišujeme aneuryzmata krvácející a nekrvácející, nekrvácející dále dělíme na symptomatická a asymptomatická. Aneuryzma může postihovat celý obvod stěny tepny, pak ho nazýváme fusiformní, nebo se může vyklenovat a rozštěpovat stěnu tepny, takové aneuryzma nazýváme disekující. V oblasti mozku se aneuryzmata vyskytují daleko častěji než na tepnách jinde v těle, na mozkových tepnách je největší výskyt v oblasti Willisova okruhu. Největším rizikem aneuryzmatu je jeho ruptura a následné krvácení. Dalšími méně klinickými projevy jsou útlak struktur v okolí, uvolnění trombu při trombóze vaku a embolizace mateřské tepny. Léčba aneuryzmat se provádí endovaskulárně, zavedením kovové spirály do vaku aneuryzmatu nebo chirurgicky. (Seidl, 2004 s. 280) (Ferda, 2004 s. 72.) (Krajina, 2007, s. 264–269)

3.1.2 Arteriovenózní malformace

Jedná se o vrozené poruchy cévního systému, kdy krev odtéká z tepen rovnou do žil, kapiláry jsou z oběhu vynechány a zcela chybí. Žíly jsou vystavovány vysokému tlaku, na který není žilní stěna stavěná. U Arteriovenózních malformací je hlavním rizikem protržení stěny a následné masivní krvácení. Nejčastěji se vyskytují periferněji v povodí mozkových cév (ve frontálním a parietálním laloku) a v povodí arteria cerebri media. (Ferda, 2004, s. 80) (Seidl, 2004, s. 278)

3.1.3 Ateroskleróza

Ateroskleróza je onemocnění, které postihuje intimu středních a velkých tepen. Zdravá cévní stěna je hladká, zatímco aterosklerotická cévní stěna má zdrsňený povrch, což napomáhá hromadění lipidů cholesterolu a buněčného odpadu. Dochází tedy k postupnému hromadění látek v cévním lumen, což má za následek omezení průtoku cévou a v pozdějším stádiu pak akutní či chronický uzávěr cévního lumen. V cévě je porušen krevní průtok, jehož důsledkem je nedostatečné zásobení cílových orgánů. Aterosklerózou jsou obecně postihovány tepny

v místech větvení a zakřivení, nejčastěji však vzniká v extrakraniálních a intrakraniálních tepnách, nejčastější lokace je v místě odstupu a. carotis interna. (Dufek, 2003, s. 16-21)

Ve spojitosti s tímto onemocněním mohou vznikat stenózy mozkových tepen, které mohou způsobovat cévní mozkové příhody (CMP). CMP může vznikat třemi mechanismy.

Objemný plát může způsobit stenózu, čímž dojde ke snížení krevního průtoku a hypoperfuzi mozku.

Může vzniknout fragilní plát, dojde k jeho ruptuře a exulceraci, čímž dojde k embolizaci.

Trombóza v místě plátu může způsobit akutní stenózu, uzávěr tepny nebo embolizaci trombu distálně. (Seidl, 2004, s. 270)

3.1.4 Disekce

Příčinou disekce je krvácení do stěny tepny, které naruší její celistvost, stěna se rozštěpí a krev se tak vlivem vysokého tlaku dostává mezi jednotlivé vrstvy cévy. Vzniknou dvě paralelní lumen cévy, jimiž proudí krev. Štěpení stěny může probíhat do různé vzdálenosti od místa vzniku. Cévní stěna je velmi ztenčená, při změně tlaku v tepně hrozí její prasknutí. (Seidl, 2004, s. 272-275) (Šercl, 2020, s. 131-138)

3.1.5 Kavernom

Kavernom je pravidelná, malá, tenkostěnná cévní dutina. Může být různě velká, od několika milimetrů až do několika centimetrů. Kavernomem protéká krev, kterou přivádějí drobné tepénky a odvádí ji drobné žíly. Riziko je v jeho prasknutí a v následném vylití krve do okolí mozkové tkáně, což způsobuje až smrt. Nejčastěji jsou lokalizovány v pontu, pedunkulech a v mozečkových hemisférách. (Seidl, 2004, s. 278)

4 Žíly mozku

Žíly mají stejné tři vrstvy stěny jako tepny. Avšak najdeme zde jisté rozdíly. Nejtenčí žíly nazýváme venuly. Stěna těchto žil se skládají již ze tří vrstev. Vnitřní vrstva (tunica intima) obsahuje tenkou vazivovou subendotelovou vrstvu, ve které ale není obsažena membrana elastica interna. Střední vrstva (tunica media) je složena z tenké vrstvy hladkých svalových buněk, bez elastických vláken. Zevní vrstva (tunica externa) je tvořena vrstvou vaziva s převážně podélně orientovanými kolagenními vlákny. Venuly se sbíhají a vytvářejí žíly. (Čihák 3, s. 74-76)

Žíly (venae) mají tenčí stěny než tepny. Stěny žil se skládají ze stejných tří vrstev jako tepny, odlišnost najdeme v jejich tloušťce a poměru zastoupení jednotlivých tkáňových složek. Membrana elastica interna je vytvořena až u středních a větších žil. Tunica media je tenčí a obsahuje méně svaloviny než na stěnách tepen. Tunica externa obsahuje vazivo, které umožňuje určitou pohyblivost cév vůči jejímu okolí. (Čihák 3, s. 74-76)

Mozkové žíly dělíme na dvě skupiny, povrchové a hluboké. Povrchové mozkové žíly ústí do žilních splavů (sinus durae matris) a jsou uloženy v řasách tvrdé pleny mozkové. Patří sem vv. cerebri superiores, které ústí do sinus sagitalis, dále vv. cerebri mediae, které ústí přes sinus sphenoparietalis do sinus cavernosus. Do skupiny povrchových žil patří také vv. cerebri inferiores, které ústí do sinus cavernosus, sinus petrosus a do sinus transversus.

Hluboké žíly většinou doprovázejí tepny i nervy a odvádějí krev do v. magna cerebri. Řadíme zde v. cerebri interna, která vzniká soutokem v. septi pellucidi anterior, v. choroidea superior a v. thalamostriata superior. Do hlubokého žilního systému se řadí také v. magna cerebri, do které se vlévá v. basilaris a ústí do sinus rectus.

Mezi žíly kmenové a cerebellární se řadí vv. cerebelli superiores (vlévají se do v. cerebri magna, sinus transversus a sinus petrosus superior) a vv. cerebelli inferiores (vlévají se do sinus transversus, sinus sigmoideus a sinus petrosus superior). Vv. mesencephalicae jsou napojeny na vv. cerebelli, na vv. basales a na míšňí žíly.

Mozkové splavy jsou žilní kanály, které jsou uloženy mezi periostálním a meningeálním listem tvrdé pleny mozkové. Odvádějí krev do v. jugularis interna z dutiny lební. Splavy nemají chlopně a chybí jim svalová vrstva, tudíž nemůže být odtok krve regulován. Sinus sagitalis superior se se sinus rectus spojuje v confluens sinuum. Sinus sagitalis inferior se spojuje s v. cerebri magna a přechází v sinus rectus. Sinus rectus vzniká soutokem v. cerebri magna a sinus sagitalis superior a otevírá se do confluens sinuum. Sinus occipitalis vstupuje do confluens sinuum. Sinus transversus probíhá laterálně vpravo i vlevo od confluens sinuum,

Krev z něj odtéká do v. jugularis interna. Sinus sigmoideus je pokračováním sinus transversus, přechází do bulbus superior v. jugularis interna. Sinus petrosus superior navazuje na sinus sigmoideus a na sinus cavernosus. Sinus petrosus inferior probíhá od sinus cavernosus k foramen jugulare a ústí do bulbus superior v. jugularis interna. Sinus cavernosus je párový, oba sinus cavernosi jsou propojeny příčnou spojkou a vytvářejí okolo tureckého sedla venosní prstenec. Sinus sphenoparietalis je velmi drobný a ústí do sinus cavernosus. Plexus brachialis je žilní pleteň, která obkružuje foramen magnum, je napojen na sinus cavernosus a na sinus petrosus inferior. Spojuje se s plexus venosus vertebrales páteřního kanálu.

Vena jugularis interna navazuje na sinus sigmoideus a prostupuje přes foramen jugulare, rozšiřuje se kaudálně v bulbus venae jugularis inferior. Ústí do v. brachiocephalica společně s v. subclavia. Do v. brachiocephalica ústí také vena vertebralis, která vzniká z plexus venosus suboccipitalis. (Čihák, 2016, s. 73-77)

5 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) krátce po svém objevení v sedmdesátých letech 20. století ovládla radiologii. Má široké spektrum využití v diagnostice, hojně se využívá i k terapeutickým výkonům. Jedná se o metodu, která pomocí rentgenového záření umožňuje zobrazit vnitřní orgány člověka. Umožňuje provádět virtuální 3D nebo dynamické 4D vystření například v kardiovaskulární diagnostice. (Vomáčka, 2015, s. 42, 43)

5.1 Součásti CT přístroje

Součástí každého CT přístroje je gantry, ve kterém je uložena rentgenka společně se soustavou detektorů, chladícím systémem a dalšími zařízeními. Tato soustava rotuje okolo pacienta. Dalšími součástmi CT přístroje je posuvný vyšetřovací stůl, tlakový injektor pro aplikaci kontrastní látky nebo anesteziologický přístroj. Součástí celého CT pracoviště je také pracovní stanice pro zpracování specializovaných programů. (Vomáčka, 2015, s. 43)

5.2 Princip vzniku obrazu

Výpočetní tomografie je metoda, která je založena na měření absorpce rentgenového záření v tkáních lidského těla s následným počítačovým zpracováním obrazu. Pracuje na denzitometrickém principu. Zdrojem záření je rentgenka, která emituje úzce kolimovaný svazek záření. Rentgenka společně s detektory během expozice rotuje okolo pacienta, doba jedné rotace systému je 0,23 s - 2 s. Používá se mnoho expozičních projekcí, které nesou informaci o míře absorpce záření. Vyšetření se tedy skládá z velkého množství sousedních vrstev. Skeny mohou mít šíři od 0,5 mm do 5 mm, v závislosti na vyclonění svazku rtg záření.

Vycloněný svazek záření prochází tělem, jímž je oslabován, poté je registrován sadou detektorů proměňujících prošlá kvanta záření na elektrický signál. Detektory jsou uloženy naproti rentgence do kruhové výseče. Elektrický signál je digitalizován a následně je dále zpracováván. Detektor tedy měří denzitu lidského těla v jednotlivých projekcích ve zvolené axiální rovině. Za pomoci superprojekce a výpočtu založeném na Fourierově transformaci dokážeme určit míru zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru. Vznikne matice bodů, pixelů, jež snímají trojrozměrný objekt, jedná se tedy o voxely, hranoly, jejichž výšku určuje kolimace. Jeden řez se tedy skládá z čtyřrozměrné matice voxelů, první a druhý rozměr nám udává polohu v ose X a Z, třetí rozměr nám udává výšku voxelu (šíře kolimace) a čtvrtý rozměr je míra zeslabení záření v konkrétním bodě. Při MDCT (multidetktorové výpočetní tomografii) jsou detektory uloženy do několika řad (minimálně 4) a náběr dat probíhá zároveň v několika vrstvách. Pokud chceme získat izotropní voxely, je vhodné mít matici bodů 512 x 512. Izotropní

voxely umožňují rekonstruovat obraz v jakékoliv rovině bez ztráty informace. (Heřman, 2014, s. 22) (Ferda, 2002, s. 13) (Mayo-Smith, 214, s. 658-659)

Z digitalizovaných údajů se pak rekonstruuje číselná síť, matice. Matice nám dává údaje o poloze daného obrazového bodu, pixelu, kterému je přiřazen Haunsfieldův absorpční koeficient. Podle něj je pak danému bodu přiřazen odstín šedi. Šířka vrstvy je pak dána kolimací primárního svazku záření. (Heřman, 2014, s. 21-22) (Vomáčka, 2015, s. 42)

Jak už jsem výše uváděl, CT dokáže určit denzitu tkáně. Denzita je vyjádřena matematicky v Hounsfieldových jednotkách – HU. CT dokáže rozlišit 4096 odstínů šedi, výchozími hodnotami jsou hodnoty -1000HU, která odpovídá denzitě vzduchu a 0, která odpovídá denzitě vody. Většina měkkých orgánů však vykazuje denzity v relativně úzkém rozmezí. Aby byl obraz přehledný pro lidské oko, které dokáže běžně rozlišit okolo 20 až 30 odstínů šedi, můžeme rozsah snímaných absorpčních koeficientů a jejich následný převod na stupně šedi upravit tzv. CT oknem (CT window). Podle toho, jaké tkáně chceme zobrazit, volíme úroveň okna, window level (WL), synonymem je též window center, střed okna (WC). Dále můžeme volit šíři okna, window width (WW), která určuje denzitní rozmezí struktur, které chceme zobrazit. Různá okna jsou používána pro různé vyšetření, jiné pro CT mozku, jiné pro vyšetřování skeletu nebo plic. Radiologický asistent pak při postprocessingu vyhotovuje výsledné obrazy v různých denzitních oknech. (Vomáčka, 2015, s. 42-43.) (Kalender, 2011, s. 69-80)

5.2.1 Filtrovaná zpětná projekce

Filtrovaná zpětná projekce je analytická metoda získávání CT obrazu. Skener sbírá během rotace kolem objektu projekční data z každé úhlové projekce, která jsou poté zpětně promítnuta do hrubého obrazu objektu. Tyto projekce budou konstruktivně interferovat na strukturách objektu, které osbaly rentgenový svazek. Při zpětné projekci však dochází k četným hvězdickovitým artefaktům v obrazu v místech, které neodpovídají reálným strukturám vyšetřovaného objektu. K odfiltrování těchto hvězdicovitých artefaktů se používá high-pass filtr. Po filtraci již chybí jen vyřešit soustavy lineárních integrálů, což je matematicky velmi rychlá operace. (Žižka, 2011, s. 170-172) (Súkupová, 2018, s. 1) (Hsieh Jiang, 2003, s. 53-56)

Nevýhodou této metody je skutečnost, že technika filtrované zpětné projekce funguje přesně pouze s přesnými daty, obraz z CT skenerů však obashuje signifikantní podíl šumu, který je navíc při použití filtrů během filtrace obrazu ještě zesilován. Výsledkem je, že při snížení

dávky (mAs nebo kV) velmi narůstá obrazový šum, což vede k nedignostickému výsledku. (Žižka, 2011, s. 170-172) (Súkupová, 2018, s. 1)

5.2.2 Iterativní rekonstrukce

První CT skenery pracující na principu iterativní rekonstrukce se začaly objevovat již v 70. letech 20. století. Technika iterativní rekonstrukce je postup, kdy v jednotlivých krocích postupujeme metodu pokus/omyl, zpočátku od velmi hrubého odhadu struktury objektu až po výsledný obraz, který co nejpřesněji odpovídá hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů zachycených z různých projekcí. Velkou výhodou této techniky je, že se zvětšujícím se počtem iterací (kroků, odhadů) se obraz velmi přibližuje originálu a zároveň se potlačuje obrazový šum. Mezi hlavní nevýhody patří extrémní nároky na výpočetní výkon a také poměrně dlouhý rekonstrukční čas. (Žižka, 2011, s. 170-172) (Hsieh Jiang, 2003, s.90-97)

S nástupem vícejádrových procesorů a prudkým rozvojem výpočetní techniky se výpočetní časy snížily, bylo však nutné vynalézt další, propracovanější principy iterace. (Žižka, 2011, s. 170-172) (Súkupová, 2018, s. 1) (Wang, 2018, s.1)

6 CT angiografie

CT angiografie je neinvazivní metoda, díky níž dokážeme velmi dobře zobrazit kardiovaskulární soustavu. K tomu, aby mohla být kardiovaskulární soustava odlišena od okolních tkání, potřebujeme zvýšit denzitu cévních struktur, minimálně nad 250 HU. K tomu se používají kontrastní látky. Aby byly cévy zobrazeny přehledně, je potřeba také dostatečné prostorové rozlišení. (Ferda, 2004, s. 3,4)

6.1 Intravenózní aplikace kontrastní látky

6.1.1 Fyziologické aspekty

Při aplikaci kontrastní látky je důležité vždy respektovat prostorové umístění vyšetřované cévy v cévním řečišti a funkční umístění této cévy v kardiovaskulárním systému. Vzdálenost od místa intravenózního podání kontrastní látky k zobrazované cévě po trajektorii směrem cirkulace je velmi důležitá z hlediska načasování podání kontrastní látky. (Ferda, 2004, s. 4)

6.1.2 Cílová denzita

Celé množství podané kontrastní látky vytváří bolus, což je vlna zvýšené denzity šířící se v cévním systému. Při CTA je pro dostatečné odlišení cévy od okolních struktur vhodné zvýšit denzitu cévního lumen nad 250 HU. Velmi důležitou roli hraje načasování podání kontrastní látky a akvizice dat tak, aby při zachycení cílové oblasti dosahovala denzita v celém vyšetřovaném prostoru optimálních hodnot. (Ferda, 2004, s. 4)

6.1.3 Místo aplikace a cévní přístup

Standardně se pro intravenózní podávání kontrastní látky používají žíly na horní končetině, konkrétně periferní žíly na předloktí. Pokud má pacient zaveden centrální žilní katétr, je možné podat kontrastní látku přímo do něj, dochází však ke zkrácení doby cirkulace kontrastní látky do skenovaného objemu. Pokud není možné aplikovat kontrastní látku do žíly na předloktí, lze použít i žíly na přednoží nebo femorální žílu, zde je třeba počítat s nárůstem objemu aplikované kontrastní látky a prodloužením doby cirkulace kontrastní látky do skenovaného objemu. (Ferda, 2004, s. 4)

Použitá kanyla musí mít tlakovou odolnost a průsvit odpovídající nárokům na požadovaný průtok kontrastní látky a musí být zavedena do žíly, která je schopna aplikovanou kontrastní látku pojmout. Obvykle se používá kanyla šíří 18 G (gauge), která je dostačující až do průtoku 5 ml/s. Před samotnou aplikací kontrastní látky se musíme

přesvědčit, že je kanyla zavedena správně a že žíla vydrží vysoký průtok, vystříknutím 10 až 20 ml fyziologického roztoku. (Ferda, 2004, s. 4)

6.1.4 Koncentrace kontrastní látky

Koncentrace kontrastní látky ovlivňuje stoupaní denzity a maximální denzitu v dané cévě. Obecně můžeme říct, že se vyšší koncentrace kontrastní látky (350 mgI/ml a více) využívají všude tam, kde je krátký akviziční čas nebo je potřeba získat vysokou denzitu v cévách o malém průsvitu a komplikovaném plnění, tedy i při CTA mozkových tepen. K zobrazení cévního systému se obvykle používají kontrastní látky Visipaque, Iomeron nebo Ultravist. Pro pomalé akvizice se využívají kontrastní látky s koncentrací 300 mgI/ml. (Ferda, 2004, s. 4)

6.1.5 Průtok

Průtok kontrastní látky ovlivňuje strmost stoupaní denzity v zobrazované oblasti. Nejvyšší průtoky se používají při perfuzních vyšetřeních, průtok se zde pohybuje okolo 10 ml/s. Průtoky okolo 5 ml/s se využívají při krátké době akvizice a při vyšetření srdce a věnčitých tepen s EKG. Pro delší akviziční časy se používá průtok 3-4 ml/s. (Ferda, 2004, s. 4)

6.1.6 Objem

Objem kontrastní látky, který potřebujeme k udržení dostatečné denzity v cévě, se vypočítá vynásobením doby skenování a průtoku. Při intravenózní aplikaci KL však dochází k přeplňování kapacitního venózního systému, můžeme tedy místo malé části KL použít fyziologický roztok, který použijeme k proplachu žilního systému na závěr aplikace KL. Tím se redukuje množství použité KL, objem tohoto proplachu bývá obvykle 50–60 ml, nicméně objem vlastní kontrastní látky nelze redukovat pod 50–60 ml. K synchronizaci aplikace kontrastní látky a proplachu se používá přetlakový injektor se dvěma nástřikovými válci. (Ferda, 2004, s. 4)

6.1.7 Problémy při aplikaci kontrastní látky

Aplikace kontrastní látky intravenózně přináší i řadu komplikací. Kontrastní látka může být podána paravaskulárně. Takovéto komplikaci lze předejít pečlivou kanylací a sledováním iniciační fáze nástřiku jemnou palpací. Pravděpodobnost vzniku nežádoucích účinků vzniklých z aplikace kontrastní látky lze snížit správnou premedikací kortikoidy nemocných s alergií a taktéž dobrou hydratací. Vhodné je také co nejvíce snížit objem aplikované kontrastní látky (především u pacientů se sníženou funkcí ledvin, či u pacientů, kteří jsou ohroženi renální

insuficiencí). Pravděpodobnost špatně načasované synchronizace aplikace KL a akvizice dat lze snížit správným načasováním začátku akvizice dat. (Ferda, 2004, s. 4)

6.2 Metody správné synchronizace aplikace KL a akvizice dat

Existuje několik způsobů, jakými je možná správná synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat. Je důležité, aby akvizice dat probíhala v okamžiku, kdy je céva dostatečně naplněná kontrastní látkou. Doba, za kterou se do vyšetřované cévy dostane kontrastní látka, se nazývá cirkulační čas. Ten lze stanovit třemi způsoby: empirická metoda, která při CTA mozkových tepen není vhodná, další dvě jsou bolus tracking a bolus timing. (Ferda, 2004, s. 6)

6.2.1 Bolus tracking

Ke správnému načasování spuštění skenování se obvykle používá bolus tracking. Bolus tracking je metoda správné synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat. Monitorování vývoje denzity probíhá při aplikaci vlastního bolusu kontrastní látky během vlastního vyšetření CTA. Princip spočívá v tom, že se na plánovacím skenu určí úroveň monitorování a zvolí se požadovaná céva. Do cévy se následně umístí vzorkovací objem a stanoví se určitá prahová denzita, po jejímž dosažení CT přístroj automaticky spustí akvizici dat. (Ferda, 2004, s. 6)

6.2.2 Bolus timing

Bolus timing se používá méně často. Pro stanovení cirkulačního času se před zahájením vlastního vyšetření nejprve aplikuje bolus kontrastní látky o malém objemu, a to takovým průtokem, jakým bude podávána kontrastní látka při vlastním vyšetření cév. Pro monitorování vývoje denzity ve sledované cévě v jediném místě se používají nízkodávkové skeny s periodou 1-2 s. Tím zjistíme dobu maximálního vzestupu denzity, z čehož pak určíme cirkulační čas pro akvizici CTA. Mezi hlavní nevýhody této metody patří zvýšení objemu aplikované kontrastní látky během celého vyšetření a nepřesnosti ve stanovení cirkulačního času, jelikož při aplikaci většího množství kontrastní látky stejným průtokem může docházet ke změně cirkulačních parametrů. (Ferda, 2004, s. 6)

7 CT angiografie mozkových tepen

CT angiografie mozkových tepen je neinvazivní metoda zobrazující cévní systém mozku pomocí výpočetní tomografie po intravenózní aplikaci kontrastní látky.

7.1 Příprava pacienta

Pacient musí před vyšetřením 4 hodiny lačnit. Lékař nebo radiologický asistent odebere pacientovi alergologickou anamnézu, aby zjistil další případná závažná onemocnění. Dále je potřeba znát kvalitu renálních funkcí, hodnotu kreatininu. Pacienti s pozitivní alergologickou anamnézou jsou adekvátně premedikováni podáním např. Prednisonu či Hydrocortisonu, případně se vyšetření provádí za přítomnosti anesteziologa (je přítomen u neklidných a nespolupracujících pacientů, kdy je nutné provádět vyšetření v analgosedaci nebo celkové anestezii). Před zahájením vyšetření pacient podepíše informovaný souhlas. (Ferda, 2004, s. 53) (Radiologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně)

7.2 Provedení vyšetření

Pacient je na vyšetřovací stůl ukládán tak, aby vyšetřované orgány (hlava a krk) byly v ose probíhající kolmo na rovinu gantry. Před intravenózní aplikací kontrastní látky je pacientovi zavedena kanyla a je napojena na tlakový injektor s kontrastní látkou, na kterém nastavíme množství a rychlost aplikace kontrastní látky. Pokud má pacient zaveden centrální žilní katétr, kontrastní látka se aplikuje do něj. Pacientovi zafixujeme hlavu. Pomocí zaměřovacích laserů nastavíme pacienta na oblast vyšetření a zhotovíme topogram, na kterém se nastaví rozsah skenované oblasti od vertexu po aortu. Dále nastaví radiologický asistent akviziční data, tedy expozici, rychlost posunu stolu, kolimaci, rychlost otáček. (Ferda, 2004, s. 53) (Krajina, 1999, s. 54)

CT angiografii provádíme vždy až po provedení nativního CT mozku. Používáme co nejužší (submilimetrové) kolimace při zachování podmínky přijatelné akviziční doby, skenovací čas je do 20 s. Výjimkou je zobrazení žilních splavů a magistrálních tepen, zde postačuje kolimace 2,5 mm. Pro zobrazení intrakraniálních cév je vhodný velmi měkký algoritmus pro CTA. Při spuštění skenování do 15 s se kontrastní látka aplikuje rychlostí 4 ml/s přetlakovým injektorem. Nad 15 s je pak dostačující průtok 3 ml/s. Minimální objem aplikované kontrastní látky pro zobrazení mozkových tepen činí 60 ml. Důležitý je také proplach fyziologickým roztokem, díky němuž dojde k omezení artefaktů v oblasti horní hrudní apertury a zároveň redukuje objem podávané kontrastní látky až o třetinu. (Ferda, 2004, s. 53) (Radiologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně)

Při CTA mozkových tepen se vzorkovací objem umísťuje do oblouku aorty, skenování se spustí při zvýšení denzity v oblasti zájmu o 100 HU. Vzorkovací objem při bolus trackingu se umísťuje do oblouku aorty tehdy, pokud se společně vyšetřuje oblouk aorty, krk a intrakraniální cévy. Pokud se provádí samostatné vyšetření pouze na intrakraniální cévy, umísťuje se vzorkovací objem bolus trackingu do společné krkavice a prahovou hodnotu je vhodné snížit na 70 HU. Standartní zpoždění akvizice je u krku okolo 25 s, u intrakraniálního řečiště je hodnota vyšší o 2-3 s. Vhodný rekonstrukční inkrement je s překryvem o třetinu. Snímkování probíhá spirální technikou. (Ferda, 2004, s. 53)

Po provedení skenování je možné data rekonstruovat postprocessingem. Pokud chceme co nejlépe zobrazit krční cévy, je nejvhodnější použít MIP rekonstrukce, především vrstvé v sagitální orientaci. Dobře se zobrazují také na VRT zobrazení s natočením vhodného úhlu pohledu. Intrakraniální tepny je velmi dobře vidět při stínovaném prostorovém zobrazení pomocí VRT. Takto zpracovaný obraz umožňuje znázornit prostorové vztahy a také zobrazit povrch aneuryzmat, pomáhá také znázornit prostorové uspořádání arteriovenózní malformace. Měření probíhá na rovinných či tenkovrstvých zobrazeních. Při hodnocení lebeční báze se obvykle používají axiální obrazy. (Ferda, 2004, s. 53)

7.3 Indikace

Při použití submilimetrové kolimace je u MDCT systémů možné zobrazit jakékoliv patologické stavy s postižením cév kromě mikroangiopatií. Indikací k CTA mozkových tepen jsou však především aneuryzmata, včetně zobrazení při akutním subarachnoideálním krvácení, zobrazení akutních ischemických cévních příhod, zobrazování cévních malformací a nádorů. Jedná se o vyšetření sloužící k diagnostice i k navigaci endovaskulárních výkonů či stereotaktických chirurgických zákroků. (Ferda, 2004, s. 63) (Adrabou)

7.4 Kontraindikace

Kontraindikace jsou spojené s podáním kontrastní látky a s těhotenstvím. Kontraindikací k provedení CT angiografie je závažná alergoidní reakce po předchozím podání KL, těžká funkční porucha ledvin a jater (kreatinin nad 300 mikromol/l), tyreotoxikóza, mnohočetný myelom a léčba a vyšetření radioaktivními izotopy jódu (jódová kontrastní látka nesmí být podána 2 měsíce před léčbou a izotopovým vyšetřením štítné žlázy). (Peterová, 2010, s. 91) (Vomáčka, 2015, s. 44) (Adrabou)

8 Radiační ochrana

V České republice je radiační ochrana a použití ionizujícího záření upravována zákonem č. 263/2016 Sb., který zpracovává příslušné předpisy Evropského společenství pro atomovou energii. Dále o radiační ochraně pojednává vyhláška č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. Hlavními cíli radiační ochrany je co nejvíce snížit riziko vzniku stochastických účinků na úroveň, která je přijatelná pro jednotlivce i obyvatelstvo a vyloučit vznik deterministických účinků. Účinky stochastické jsou bezprahové, jsou vyvolané změnami v genetické informaci. Jejich pravděpodobnost výskytu se zvyšuje s rostoucí efektivní dávkou. Mezi stochastické účinky patří vznik zhoubných novotvarů či genetické mutace, v obou případech mluvíme o účincích pozdních. Účinky nestochastické jsou vyvolané smrtí nebo ztrátou schopnosti dělení velkého počtu ozářených buněk. Jsou to účinky prahové, po překročení dávky roste závažnost účinků. Mezi nestochastické účinky patří různé formy nemoci z ozáření, radiační poškození kůže, poškození plodnosti či poškození oční čočky. (Švec, 2014, s. 59-61) (Státní úřad pro jadernou bezpečnost) (Zákon č. 263/2016 Sb.) (Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje 422/2016 Sb.)

8.1 Principy radiační ochrany

Existují čtyři principy radiační ochrany.

Prvním je princip zdůvodnění, který říká, že každá metoda v lékařství využívající ionizující záření by měla poskytovat dostatečně velký benefit pro ozářeného pacienta tak, aby došlo k vyvážení újmy způsobené ozářením. Indikující lékař musí před žádostí o vyšetření s použitím ionizujícího záření zvážit, je-li možné získat požadovanou diagnostickou informaci i bez použití ionizujícího záření. (Súkupová, 2018, s. 23-25)

Druhým principem je princip optimalizace, který zajišťuje, aby velikost individuálních dávek, počet jednotlivců vystavených ozáření a pravděpodobnost ozáření, byly, pokud možno, co nejnižší s přihlédnutím k současným odborným znalostem a hospodářským a sociálním faktorům. Hovoříme o systematickém procesu, jež neustále analyzuje možnosti snížení dávek. Platí zde princip ALARA, jedná se o akronym „As Low As Reasonably Achievable“, který nám říká, že bychom se měli snažit dávku snížit tak moc, jak je to nejvíce možné, ale zároveň tak málo, abychom měli dostatečně kvalitní diagnostickou informaci. Optimalizace se určuje podle DRÚ – Diagnostická referenční úroveň. Jsou to úrovně dávek v lékařských radiodiagnostických nebo intervenčních radiologických činnostech pro typické

vyšetření skupiny standardních pacientů. Pokud jsou DRÚ často překračovány, je nezbytné prošetřit příčinu vysoké zátěže pacientů a v případě potřeby provést nápravná opatření.

Třetím principem je princip limitování dávek. Limity jsou určeny pro radiační pracovníky a obyvatelstvo, nikoliv pro pacienty, jelikož by byl omezený možný zdravotní přínos.

Posledním principem je princip bezpečnosti zdrojů, který nařizuje pravidelné kontroly všech ionizujících zdrojů. Provádějí se zkoušky přejímací, dlouhodobé stability a provozní stálosti. (Súkupová, 2018, s. 23-25) (Švec, 2014, s. 59-62)

8.2 DLP a CTDI

Podle národních radiologických standardů se stanovením dávky rozumí postup, při kterém se ze zaznamenaných údajů o lékařském ozáření stanoví hodnoty veličin, kterými je možné hodnotit dávku pacientů, kupříkladu porovnáním s DRÚ. Na CT skenerech se používá veličina DLP (Dose Length Product), který vyjadřuje součin kermy a délky pro CT. Druhou používanou veličinou je objemový kermový index výpočetní tomografie ($CTDI_{VOL}$). Obě tyto hodnoty jsou zobrazovány na ovládacích konzolích CT skenerů okamžitě po provedení CT výkonu. Ovšem jako takové neslouží pro stanovení dávky pacientům, jelikož nezohledňují skutečnou velikost pacienta, ale jen radiační výstup CT skeneru. (Súkupová, 2015, s. 194-199) (Cohen, 2006, s. 1741-1744)

Veličina $CTDI_{VOL}$ dává informaci o tom, jak intenzivně je daný referenční fantom skenován. $CTDI_{VOL}$ udává velikost dávkového výstupu z rentgenky pro daný referenční fantom a daný vyšetřovací protokol. Tato hodnota tedy udává dávku, kterou by byl ozářen pacient, pokud by měl referenční velikost, ale již nepodává informaci o tom, co ozáření způsobí pacientovi, který referenční velikost nemá. (Súkupová, 2015, s. 194-199) (Cohen, 2006, s. 1741-1744)

Veličina DLP odpovídá součinu $CTDI_{VOL}$ a délky skenovaného objemu. Má vztah k celkové energii ionizujícího záření, která je dodána do referenčního fantomu.

Parametr $CTDI_{VOL}$ je stanoven pro cylindrický polymethylmetakrylátový fantom (PMMA) o průměru 16 nebo 32 cm. Velikost 16 cm se používá pro vyšetřovací protokoly hlavy, 32 cm pro vyšetřovací protokoly těla. Jeho hodnota není nijak ovlivněna aktuální velikostí skenovaného objemu. (Súkupová, 2015, s. 194-199) (Tsalafoutas, 2010, s. 264-265)

8.2.1 Stanovení hodnot CTDI_{VOL} a DLP

Parametr CTDI_{VOL} vychází z parametru CTDI_w, který je založený na již změřených hodnotách CTDI_{100,c} a CTDI_{100,p}. Tyto dva parametry se měří 100mm dlouhou tužkovou ionizační komorou, která je umístěna do děr uvnitř fantomu PMMA. Parametry se měří buď ve středu fantomu (CTDI_{100,c}), nebo na periferii fantomu (CTDI_{100,p}). Vztah pro výpočet je následující:

$$CTDI_{VOL} = \frac{\frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}}{pitch}$$

Veličina DLP, jak jsem již výše uváděl, se vypočítá jako součin CTDI_{VOL} a délky skenovaného objemu. Obě veličiny jsou citlivé na změny skenovacích parametrů, jako například proud rentgenky, pitch faktor nebo použitý bow-tie filter. (Súkupová, 2015, s. 194-199) (Tsalafoutas, 2010, s. 265)

9 Veličiny a jednotky

Během lékařského ozáření obdrží pacienti různě velké dávky záření, jejichž velikost se odvíjí od typů vyšetření a použité zobrazovací modalit. K tomu, abychom mohli stanovit velikost absorbované dávky u tkání a orgánů a tím i účinky záření na organismus, je potřeba provádět patientskou dozimetrii. Druhým důvodem, proč stanovujeme dávku, kterou pacient obdrží, je optimalizace zobrazení u jednotlivých modalit z hlediska dávky a obrazové kvality.

Stanovení dávek pacientům se provádí na základě zapsaných údajů o lékařském ozáření a za použití fyzikálně-technických parametrů se určí hodnota veličiny, pomocí které je možné hodnotit patientskou dávku a vzájemně je porovnávat. (Súkupová 2018, s. 151, 211)

Veličiny, které se týkají radiační ochrany, jsou popsány ve vyhlášce SÚJB č. 422/2016.

Absorbovaná dávka je první základní veličinou. Je to podíl střední sdělené energie $d\varepsilon$ předané ionizujícím zářením látce a hmotnosti dm této látky. Charakterizuje působení ionizujícího záření na látku. Označuje se D a její jednotkou je joule na kilogram ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$), jinak nazývaný Gray (Gy). Je výchozí veličinou pro posuzování biologických účinků záření na organismus i tkáně, je dobře měřitelná, avšak nepostačuje ke stanovení biologických účinků záření, důležité je také stanovit druh záření a dávkový příkon. (Seidl, 2012, s. 83)

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

Ekvivalentní dávka se značí H_T a je to střední dávka $D_{T,R}$ v tkáni nebo orgánu, která je zprůměrovaná přes daný orgán nebo tkáň T , vynásobená radiačním váhovým faktorem w_R . Lze ji použít pouze pro potřeby radiační ochrany, nikoliv pro odhad účinků vysokých dávek. Udává, jak moc jsme ozářili daný orgán a určuje velikost deterministických účinků. Její jednotkou je ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$), jinak také Sievert (Sv). Při výpočtu se používá následující vzorec. (Seidl, 2012, s. 83) (Sabol, 2011)

$$H_T = \sum_T w_R \cdot D_{T,R}$$

Radiační váhový faktor w_R udává relativní biologickou účinnost záření. Hodnota w_R je pevně stanovená. Pro fotony a elektrony je w_R roven jedné, pro neutrony se pohybuje v rozmezí mezi 2-20, pro protony se udává hodnota 5 a pro těžká jádra 20. V praxi se však při lékařském ozáření setkáváme s rentgenovým zářením, zářením gama či elektrony. (Súkupová, 2018, s. 160) (Seidl, 2012, s. 83) (Sabol, 2011)

Efektivní dávka je veličina, která umožňuje ozáření části těla či orgánu převést na celotělové ozáření, čímž umožňuje porovnávat různá ozáření mezi sebou, například CT nebo zobrazení dvou různých částí těla. Je to jediná veličina, která umožňuje stanovit míru ozáření lidského těla. Tato veličina zohledňuje ozářené orgány v kombinaci s jejich radiosenzitivitou. Jedná se o součet ekvivalentních dávek pro jednotlivé orgány vážené tkáňovým váhovým faktorem pro příslušný orgán nebo tkáň. Vypočítá se jako suma ekvivalentních dávek H_T vynásobená příslušným tkáňovým váhovým faktorem w_T . Označuje se E a její jednotkou je sievert. (Súkupová, 2018, s. 84) (Seidl, 2012, s. 160)

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

Kerma se používá pouze pro popis primárního záření v daném subjektu a sama o sobě není měřitelná. Využívá se pro popis interakce fotonů, které jsou v dané látce zeslabovány a tím předávají svou energii, čímž vznikají nabitě částice. Vypočítá se jako poměr podílu součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic dE_k , které jsou uvolněny nenabitými částicemi nepřímo ionizujícího záření v uvažovaném objemu dm . Označuje se K a její jednotkou je 1 Gray. Výpočet se provádí následovně:

$$K = dE_k/dm$$

Jelikož Kerma není přímo měřitelná, používá se přímoměřitelné veličiny, mezi které se řadí Kerma ve vzduchu K_i a Vstupní povrchová kerma K_e . K_i je kerma ve vzduchu od rtg svazku měřená na centrální ose svazku v místě vstupu do pacienta, zpětný rozptyl zde není započítán. K_e je kerma ve vzduchu od rtg svazku měřená na centrální ose svazku v místě vstupu do pacienta, zahrnuje však zpětný rozptyl B . Vztah mezi nimi je $K_e = K_i \cdot B$. Přímoměřitelnou veličinou je také součin kermy a plochy P_{KA} . Vypočítá se jako integrál kermy ve vzduchu K_i přes plochu rtg svazku v rovině kolmé k ose rtg svazku. (Hušák, 2009, s. 17) (Súkupová, 2018, s.153-155.)

10 Skenovací parametry

Mezi skenovací parametry můžeme zařadit dobu rotace rentgenky, proud rentgenky, napětí rentgenky, pitch faktor, tloušťku rekonstruovaného řezu a konfiguraci detektoru. (Romans, 2011, s. 58) (Súkúpová, 2018, s. 123, 124)

10.1 Doba rotace rentgenky

Doba jedné rotace rentgenky je doba, za kterou provede rengenka v gantry rotaci o 360°. U modernějších CT dosahuje doba rotace 0,25 s. Pomalejší rotace umožňuje použít větší množství fotonů v daném objemu pacienta, což vede ke snížení šumu v obraze a k lepšímu rozlišení při nízkém kontrastu. Delší doba rotace rentgenky však prodlužuje celkový čas vyšetření. Optimální doba rotace rengenky je u CT angiografie ta nejkratší možná, která ještě umožňuje získat CT obraz dostatečné kvality. S kratším časem rotace rentgenky je kladnen vyšší nárok na výkon CT skeneru, protože je potřeba vyšší produkce rtg fotonů. Při nejkratších rotačních časech je právě výkon CT skeneru limitující faktor, který nedovoluje použít ještě kratší dobu skenování. (Súkúpová, 2018, s. 124)

10.2 Proud rentgenky

Proud rentgenky je proud, který protéká mezi katodou a anodou rengenky. Velikost šumu v obraze je nepřímo úměrná druhé odmocnině počtu fotonů, tudíž zvýšením hodnoty proudu zlepšíme rozlišení při nízkém kontrastu a zmenšíme hodnotu šumu. Hodnota proudu je velice důležitá z hlediska radiační ochrany pacienta. Radiační zátěž pacienta je přímo uměrná hodnotě proudu. Při zvojnásobení hodnoty proudu dojde ke zdvojnásobení dávky pacientovi, ačkoliv šum v obraze se sníží pouze o 40%. Maximální možný použitelný proud závisí na kapacitě genrátoru a na zvolené hodnotě napětí. Hodnoty proudu je možné měnit manuálně. Avšak hojně využívaná je automaticky řízená expozice (AEC). Jedná se o software, jehož funkcí je automatické snižování hodnoty mA tam, kde dochází k nižší absorpci záření a zvyšování mA v oblasti s vyšší absorpci záření. AEC předchází podexponování či přexponování určitých oblastí a reguluje radiační zátež pacienta. (Súkúpová, 2018, s. 124.) (Raman, 2013, s. 841-842.)

Hodnoty kV jsou voleny manuálně, expoziční parametr mAs v současné době není volen manuálně. Je volen automaticky za pomoci speciální expoziční automtiky, které se říká automatická modulace proudu (ATCM). Principem je ukončení expozice ihned, když detektor zaznamená dostatečné množství záření. Pokud ozařujeme větší objem, CT skener si automaticky zvýší proud, jelikož je ve větším objemu záření více zeslabováno. Při ozařování menších objektů je naopak proud automaticky snížen. (Súkúpová, 2018, s. 135-137)

ACTM se využívá především při skenování nehomogenních objektů. Velmi důležitá je zde správná centrace pacienta. ACTM moduluje proud různými způsoby. Prvním způsobem je modulace ve směru osy Z, tzn. v závislosti na anatomii pacienta. Tuto modulaci nazýváme podélná modulace. Další modulace probíhá při rotaci rentgenky. Principem je, že při AP (předozaďní) či PA (zadopřední) projekci je proud o něco nižší než v LAT (bočné) projekci. Nazýváme ji úhlová modulace a dochází při ní k oscilaci proudu. Výsledkem je, že na detektor dopadá z jakékoliv projekce přibližně stejné množství záření. (Súkupová, 2018, s. 135-137) (Lee, 2009, s. 1-6)

Součin proudu a času se nazývá elektrické množství. Při zvyšování elektrického množství se dávka zvyšuje lineárně. (Súkupová, 2018, s. 124.) (Raman et al. 2013. s. 841-842.)

10.3 Napětí rentgenky

Napětí rentgenky je rozdíl elektrických potenciálů mezi anodou a katodou rentgenky. Napětí udává maximální energii v rtg spektru, energetickou distribuci a celkový výstup z rentgenky. Používají se hodnoty 80-140 kV. Změnou napětí docílíme změnu absorpce fotonů v jednotlivých materiálech. Napětí ovlivňuje taktéž střední energii spektra, jež ovlivňuje lineární součinitel zeslabení. Fotony s vyšší energií mají lepší penetraci, mají menší pravděpodobnost interakce. U nižších energií se zlepšuje kontrast obrazu, jelikož mají materiály vyšší lineární součinitel zeslabení (v pacientovi se absorbuje více fotonů). Znamená to však i vyšší radiační dávku, kterou pacient obdrží. Z toho důvodů je nutné pro dostatečnou dávku na výstupu pacienta nutné zvýšit dávku na vstupu do pacienta. (Raman et al., 2013, s. 845) (Súkupová, 2018, s. 126.)

Dávka, kterou pacient obdrží roste exponenciálně s maximální hodnotou napětí. Šum v obraze klesá exponenciálně se snížením napětí. Pokud snížíme napětí ze 120 kV na 100 kV, dojde ke snížení dávky o 33 %, při snížení napětí na 80 kV pak dojde ke snížení dávky o 65%. V praxi to znamená, že při snížení napětí se zvyšuje hodnota proudu, aby byla zachována dostatečná kvalita obrazu. (Raman et al., 2013, s. 845)

10.4 Pitch faktor

O pitch faktoru hovoříme při spirálním skenování. Pitch faktor je definován jako poměr posunu stolu (v mm) na jednu rotaci rentgenky a celkové kolimace rtg svazku (v mm). U MDCT celková kolimace odpovídá aktivní šířce detektorů. Pitch faktor vypočítáme takto:

$$\text{Pitch faktor} = \frac{\text{posun stolu na 1 rotaci (mm/rotace)}}{\text{počet paralelně nabíraných řezů} \cdot \text{tlouška nabíraných řezů}}$$

Při větším pitch faktoru se bude rychleji posouvat stůl (bude kratší doba skenování). Při rychlejším posunu stolu bude každý řez vystaven menšímu množství fotonů, čímž dojde ke zvýšení šumu v obraze a poklesu rozlišení při nízkém kontrastu. Zároveň pacient obdrží menší dávku. U současných CT skenerů je náběr dat optimalizován tak, aby se při zvýšení pitch faktoru zvýšil taktéž proud a naopak, aby byla zachována dostatečná kvalita obrazu. Zvětšení pitch faktoru tedy nevede automaticky ihned ke snížení dávky pacientovi.

Pokud je pitch faktor menší než jedna, dochází k překrývání obrazu, pokud je pitch faktor větší než 1, jsou mezi sousedními vrstvami mezery. Při pitch faktoru 1 nedochází ani k překrývání vrstev ani k mezerám, akvizice jsou souvislé. (Súkupová, 2013, s. 124-125) (Raman et al., 2013, s. 845)

10.5 Tloušťka rekonstruovaného řezu

Víceřadé spirální CT skenery nabírají data jako volumetrická, data nejsou nabírána po jednotlivém řezu, ale po bloku. Z nich se rekonstruují řezy v různých rovinách, nejčastěji v axiální, ale i koronární či sagitální. Platí zde však fakt, že řez není možné zrekonstruovat o šířce menší, než je šíře detekčního elementu. Při velikosti detekčního elementu 0,5 mm tedy nelze zrekonstruovat řezy menší než 0,5 mm, ale je možné rekonstruovat řezy o tloušťce 0,5 mm nebo tlustší. (Súkupová, 2018, s. 125-128) (Bushberg, 2011, s. 366)

Čím je menší tloušťka rekonstruovaného řezu, tím je detekováno méně rtg fotonů, což má za následek více šumu v obraze. Tenší rekonstruované řezy jsou více rozšuměné. Pokud má CT skener automatické nastavování expozičních parametrů tak, abychom získali dostatečně kvalitní obraz, může výrazně vzrůst dávka pacientovi.

Čím je rekonstruovaný řez tenší, tím je také menší projev částečného artefaktu. (Súkupová, 2018, s. 125-128)

10.6 Konfigurace detektoru

Obvykle mají CT skenery více řad detektorů ve směru osy Z (v podélné ose CT skeneru). Konfigurace detektoru zohledňuje efektivní tloušťku datových kanálů a celkový počet takovýchto kanálů v ose Z. Signály z detekčních elementů jsou přenášeny datovými kanály k dalšímu zpracování. Počet těchto datových kanálů obvykle odpovídá maximálnímu možnému počtu nabíraných řezů (neplatí pro CT skenery s plovoucím ohniskem, které může nabírat dvojnásobný počet řezů díky dvojitému vzorkování). Různé tloušťky řezů znamenají různou kolimaci. Datovému kanálu neboli velikosti detekčního elementu odpovídá nejmenší tloušťka řezu (efektivní tloušťka detektoru). Součin efektivní tloušťky řezu a celkového počtu datových kanálů udává celkovou kolimaci svazku v izocentru gantry. Velikost kolimovaného svazku

je důležitá z hlediska dávky, která je ekvivalentní kolimaci svazku. Z výše uvedeného vyplývá, že například konfigurace detektoru $64 \times 0,5$ mm znamená použití 64 datových kanálů v ose Z, z nichž každý má efektivní tloušťku 0,5 mm. V tomto případě bude kolimovaný svazek široký 32 mm v izocentru gantry. Ve skutečnosti bude paprsek o něco širší v důsledku polostínu, což má za následek o něco vyšší dávku pacientovi a taktéž vyšší množství nevyužitého záření. Dávka pacientovi je tím vyšší, čím je kolimace svazku menší. U konfigurace detektoru $4 \times 0,5$ mm bude znatelnější příspěvek neúčinného záření z polostínu. (Súkupová, 2018, s. 129) (Raman et al., 2013, s. 840-841)

Tloušťka řezu ovlivňuje celkovou kolimaci, tedy i dobu skenu. Čím je tloušťka řezu větší, tím je větší i celková kolimace a tím pádem je skenována větší oblast během jedné rotace rentgenky, což snižuje celkovou dobu trvání skenu. Při větší celkové kolimaci na detektor dopadá více rozptýlených fotonů, čímž dochází ke snížení rozlišení při nízkém kontrastu. Datové kanály o malé tloušťce tedy znamenají méně rozptýlených fotonů, současně však narůstá dávka pacientovi. Důležité je proto optimální nastavení mezi kvalitou obrazu a velikostí dávky. (Súkupová, 2018, s. 129) (Raman et al., 2013, s. 840-841)

11 Obrazové parametry

Obrazové parametry ovlivňují kvalitu zobrazení zadáním způsobu rekonstrukce hrubých dat. Mezi obrazové parametry patří matrix, kernel, velikost zobrazovaného pole – field of view (FOV) a překrytí vrstev. (Ferda, 2002, s. 16) (Mírka, 2015, s. 50)

11.1 Matrix

Jedná se o počet bodů, které tvoří axiální obraz. V současné době je základní matrix 512 × 512 bodů. Během rekonstrukce obrazu je tato základní matice transformována na matici přepočítávanou. Jemnější přepočítávaná matice znamená lepší geometrickou rozlišitelnost v axiálním obraze (platí v případě optimální expozice). CT skenery používají přepočítávané matice od 340 × 340 do 1024 × 1024. (Ferda, 2002, s. 16)

11.2 Rekonstrukční algoritmus/kernel

Kernel je filtr, který je aplikovaný na hrubá data (raw data) až po jejich náběru. Použití jednotlivých kernelů velmi výrazně ovlivňuje výsledný CT obraz, především to, jak velké bude v obraze vyhlazení (smoothing) nebo detaily (sharpening). Pokud použijeme vyhlazovací filtr, v obraze dojde k redukci šumu, současně však dojde k rozmazání hran (nebudou tak ostré). Při použití kernelu zvýrazňujícího detaily dojde ke zvýraznění šumu, ale i hran. Existuje velké množství kernelů, většinou mají různý poměr mezi vyhlazením a zaostřením. Mohou se používat také kernely frekvenčně závislé, které filtrují různé frekvence. CT obraz si můžeme zrekonstruovat i více kernely bez nutnosti opakování skenu, jelikož se kernely používají na hrubá data.

Obecně můžeme říct, že pokud chceme docílit při zobrazení lepšího kontrastu nízkokontrastních objektů, je vhodné použít vyhlazovací kernel. Pro lepší zobrazení objektů s vysokým kontrastem se doporučuje použít ostřicí kernel. Nejvhodnější je však provést rekonstrukci s několika kernely. (Súkupová, 2018, s. 130-133)

11.3 FOV

Field of view – FOV neboli velikost zobrazovaného pole nám říká, zda je optimálně využíván prostor pro sběr dat. Objekt by měl využívat prostor kruhu o vybraném poloměru tak, aby byly body matrix využity na sledovaný objekt (objekt zájmu), nikoliv na nezajímavé struktury či okolní prostor. Pokud budeme mít co největší pokrytí kruhu daným vlastním objektem zájmu, budeme moci optimalizovat prostorové rozlišení, naopak při příliš velkém

skenovacím prostoru, který nebude využitý na skenovaný objekt, dojde ke zvětšení velikosti pixelu a tím ke snížení rozlišovací schopnosti. (Ferda, 2002, s. 16)

11.4 Překrytí vrstev

Překrytí vrstev, jinými slovy rekonstrukční inkrement, udává, jak moc se jednotlivé CT obrazy překrývají. Optimální překrývání pro vyhotovení kvalitních trojrozměrných a multiplanárních zobrazení je okolo 50 %. (Ferda, 2002, s.16)

12 Kvalita obrazu

Kvalita obrazu nám říká, jak je získaný obraz věrohodný ve srovnání s reálným pozorovaným obrazem. Je důležité, aby získaný obraz měl takovou kvalitu, aby z něj bylo možné vyčíst potřebná klinická data a zároveň aby pacient při procesu získávání obrazu obdržel co nejmenší dávku. Kvalitu obrazu lze kvantifikovat těmito veličinami: šum, kontrast, poměr signál/šum a prostorové rozlišení. Kvalita obrazu je určena klinickou informací, kterou potřebujeme získat, to znamená, že kvalita obrazu pro stanovení konkrétních diagnóz může být různá. (Súkupová, 2018, s. 65) (Tompe, 2022)

12.1 Šum

Šum působí negativně na detekovatelnost nízkokontrastních objektů. Rozlišujeme šum elektronický, anatomický, strukturní a kvantový.

Při procesu detekce záření vznikají i elektrony, které odpovídají detekovanému signálu, jsou zde však náhodně přidány i elektrony, které nemají žádnou souvislost s detekovaným signálem. Jsou to elektrony, které vznikají například v elektronice při jejím zahřívání. Šum, který je tvořen těmito elektrony, nazýváme elektronový šum. Pokud je detekovaný signál velmi nízký, může elektronový šum hrát významnou roli, či dokonce převažovat nad hodnotou detekovaného signálu. (Súkupová, 2018, s. 77)

Každý detekční element má při vyčítání signálu svoji elektroniku, aby bylo možné načítat signál paralelně nebo ve více bodech. Tím zkrátíme potřebnou dobu pro načtení signálu. Každý detekční element má ale různé množství fotonů a různé nastavení hladiny, odpovídající signálu neozářeného detektoru. Pokud není detektor správně nastaven, dochází k různým artefaktům, které můžeme vidět při ozáření prázdného detektoru. Je tedy důležité, aby byla energetická hladina nastavena pro každý detekční element při kalibraci za pomoci speciálního algoritmu. Takovýto šum se nazývá strukturní šum. (Súkupová, 2018, s. 78) (Tompe, 2022)

Anatomický šum je tvořen neužitečným signálem v obraze, který vzniká v různých orgánech a tkáních pacienta. Jedná se o nepotřebnou složku pro získání diagnostické informace. Můžeme ho redukovat při intervenčních výkonech použitím digitální subtrakční angiografie. Eliminace anatomického šumu je velmi významná u tomografických metod, u kterých již nedochází k sumaci 3D objektu do 2D obrazu. (Súkupová, 2018, s. 78-79)

Kvantový šum je způsobený tím, že na některé detekční elementy dopadá více fotonů a na některé méně, tedy nerovnoměrným počtem dopadajících elektronů na detekční elementy. Vypočítá se jako odmocnina počtu detekovaných fotonů v určitém detekčním elementu.

Čím je větší množství detekovaných fotonů, tím je také větší hodnota kvantového šumu. V praxi se hodnota kvantového šumu vyjadřuje poměrem signálu a šumu, který roste s detekovaným počtem fotonů. To znamená, že se zvyšujícím se počtem fotonů se obraz stává více homogenní. (Súkupová, 2018, s. 78-79) (Tompe, 2022)

12.2 Kontrast

Kontrast můžeme popsat jako rozdíl v intenzitě signálu léze a okolní tkáně, vztažený k pozadí. Dobrá detekovatelnost objektu je ovlivněná také tvarem, velikostí a šumem v obrazu. Při nedostatečném kontrastu v dané oblasti je možné podat kontrastní látku, která kontrast v dané oblasti zvýší. Kontrast popisujeme těmito veličinami: poměr kontrast/šum a poměr signál/šum. (Súkupová, 2018, s. 75) (Tompe, 2022)

12.3 Poměr signál šum a kontrast šum

Poměr kontrast/šum (Contrast-to-Noise Ratio, CNR) se využívá pro popis amplitudy signálu ve srovnání s okolním šumem. Tato veličina nezávisí na velikosti objektu, tzn. signál by měl být v celé oblasti zájmu (Region Of Interest – ROI) homogenní. Vypočítá se jako rozdíl průměrného signálu oblasti zájmu a pozadí ve srovnání se směrodatnou odchylkou pozadí. Vzorec pro výpočet je následující:

$$\text{CNR} = \frac{\overline{X_s} - \overline{X_{bg}}}{\sigma_{bg}}$$

V tomto vzorečku platí, že $\overline{X_s}$ je průměrná hodnota vymezené oblasti zájmu ve stupních šedi X_{bg} je průměrná hodnota pozadí ve vymezené oblasti zájmu a σ_{bg} je směrodatná odchylka homogenního pozadí. (Súkupová, 2018, s. 75) (Kramer, 2015)

Poměr signál/šum (Signal-to-Noise Ratio, SNR) se využívá pro popis velikosti šumu vzhledem k signálu. Aby se dal tento poměr změřit, nemusí být signál v dané oblasti homogenní, avšak signál pozadí musí mít homogenní distribuci šumu. SNR si můžeme představit jako integrál signálu pokrývající celou oblast zájmu ve srovnání se šumem v obrazu. (Súkupová, 2018, s. 75) (Kramer, 2015)

Výpočet SNR se provádí tímto způsobem:

$$\text{SNR} = \frac{\sum_i (X_i - \overline{X_{bg}})}{\sigma_{bg}}$$

kde $(X_i - \overline{X_{bg}})$ je rozdíl mezi signálem pixelu v oblasti zájmu a průměrným signálem a σ_{bg} je směrodatná odchylka pozadí (homogenního). SNR lze počít i tam, kde není homogenní signál v obraze, avšak musí zde být homogenní pozadí. Oblast, ze které se stanovuje směrodatná odchylka, by měla být, pokud možno, co největší. (Súkupová, 2018, s. 75-77) (Tompe, 2022)

12.4 Prostorové rozlišení

Prostorové rozlišení udává, jak malý detail můžeme v obraze ještě rozlišit či vidět. Jinými slovy, je to schopnost zobrazovacího systému od sebe odlišit dva sousední body. Toto rozlišení můžeme nazývat také rozlišení při vysokém kontrastu. Prostorové rozlišení má také své limity, u digitálních rtg modalit je limitem velikost nejmenšího detekčního elementu. Objekt, který je menší než velikost nejmenšího detekčního elementu, nejde zobrazit. Prostorové rozlišení je ovlivněno velikostí ohniska, (čím je ohnisko větší, tím je horší prostorové rozlišení), pohybem pacienta, rozlišením detektoru a zpracováním obrazu. (Tompe, 2022)

Rozlišení při nízkém kontrastu je schopnost zobrazovacího systému rozlišit malé změny ve stupních šedi a odlišit je od šumu v obraze. (Súkupová, 2018, s. 66)

13 Výzkumná část

13.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Cílem výzkumné části bylo popsat a porovnat, jaký vliv mají vstupní skenovací (expoziční) parametry na radiační zátěž pacienta a obrazovou kvalitu při CTA mozkových tepen. Cílem bylo srovnat vstupní skenovací parametry od nichž se odvíjí radiační zátěž pacienta na dvou různých CT ve FNOL při CTA mozkových tepen.

Konkrétně byly porovnávány hodnoty kV, mAs, SD, $CTDI_{vol}$ a průměrné Haunsfieldovy jednotky v určitých, vždy stejných, anatomických oblastech. Z průměrných HU, které byly měřeny vždy ve stejné oblasti bylo možné posoudit, zda je správně synchronizována aplikace kontrastní látky a akvizice dat.

Vzhledem k cílům jsem formuloval tyto výzkumné otázky a hypotézy.

Výzkumná otázka 1: Bude rozdíl v radiační dávce mezi přístroji CT1 a CT2?

Hypotéza 1: Rozdíly v hodnotách $CTDI_{vol}$ u přístroje CT Revolution Apex od GE Medical Systems (dále jako CT1) a hodnoty $CTDI_{vol}$ u přístroje CT Revolution CT (dále jako CT2) od GE Medical Systems nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 2: Rozdíly v hodnotách kV při skenování na úrovni arcus aortae na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 3: Rozdíly v hodnotách kV při skenování na úrovni mozkových komor na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 4: Rozdíly v hodnotách mA při skenování na úrovni arcus aortae na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 5: Rozdíly v hodnotách mA při skenování na úrovni mozkových komor na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 6: Rozdíly v hodnotách μ As při skenování na úrovni arcus aortae na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 7: Rozdíly v hodnotách μ As při skenování na úrovni mozkových komor na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Výzkumná otázka 2: Bude rozdíl v kvalitě obrazu, kterou poskytuje přístroj CT1 a kvalitě obrazu, kterou poskytuje přístroj CT2?

Hypotéza 8: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v aorta ascendens na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 9: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v aorta descendes na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 10: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v truncus pulmonalis na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 11: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v arteria carotis communis dextra na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 12: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného ve vena jugularis dextra na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 13: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného sinus v transversus na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Hypotéza 14: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v postranních mozkových komorách na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Výzkumná otázka 3: Bude na přístrojích optimálně nastavena synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat?

13.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořili pacienti, kterým byla na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc provedena CT angiografie mozkových tepen s aplikací kontrastní látky v období od 1.2.2020 do 1.2.2022. Celkový reprezentativní výzkumný soubor tvořilo 100 pacientů, přičemž 50 pacientům bylo provedeno vyšetření na přístroji CT1 a 50 pacientům bylo provedeno vyšetření na CT2. U každého přístroje bylo vybráno vždy prvních 50 pacientů, mimo těch, kteří nesplňovali zařazovací kritéria či těch, kteří splňovali alespoň jedno z vylučovacích kritérií.

Do výzkumného souboru nebyli zařazováni pacienti, kteří měli v den provádění vyšetření méně než 18 let, pacienti, kterým byly nalezeny patologie v cévním systému (cévním systémem je myšleno aorta ascendens, aorta descendens, truncus pulmonalis, arteria carotis communis dextra, vena jugularis dextra, sinus transversus) a patologie v mozku zasahující do komorového systému či přímo v komorovém systému, protože by byly zkreslené výsledky měření denzity a šumu v obraze. Do výzkumného souboru nebyli zařazováni pacienti, u kterých

nebylo možné měření denzity a šumu v laterálních mozkových komorách z důvodů velice úzkých laterálních komor.

V CT obraze u některých pacientů byly nalezeny pohybové artefakty a artefakty způsobené kovovými předměty. Tito pacienti rovněž nebyli zařazeni do výzkumného souboru.

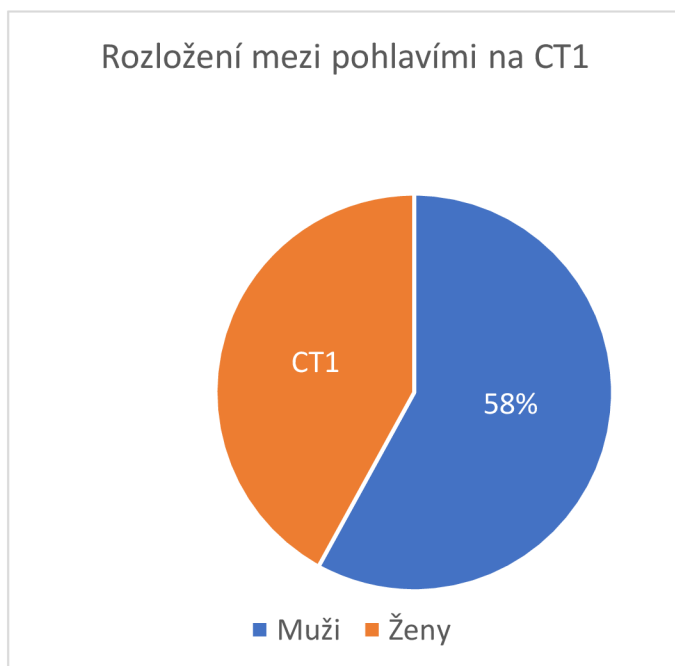
Celkem bylo do výzkumného souboru zařazeno 100 pacientů, přičemž 50 bylo vyšetřováno na přístroji CT Revolution Apex od GE Medical Systems a 50 na přístroji CT Revolution CT od GE Medical Systems.

Celkově bylo na obou přístrojích vyšetřeno 100 pacientů, z toho 42 žen a 58 mužů.

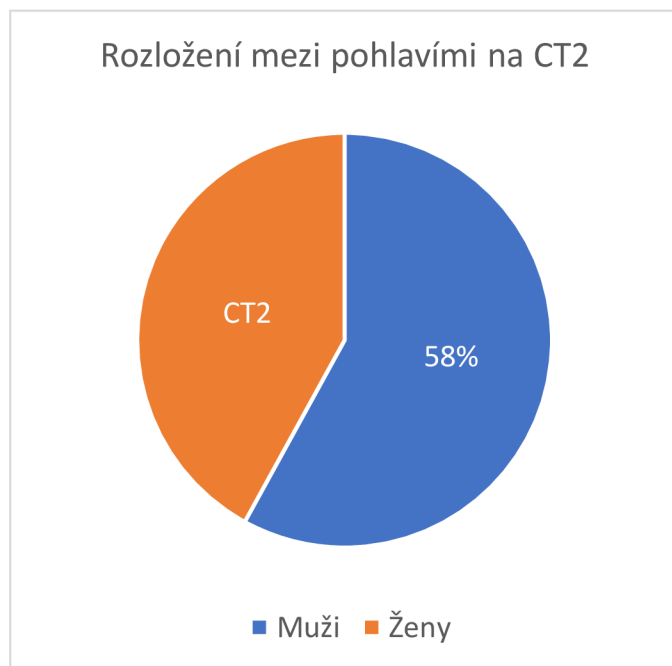
	Muži	Ženy
CT1	29	21
CT2	29	21
Celkem	58	42

Tabulka č. 1: Počet mužů a žen vyšetřených na CT1 a CT2

Na CT1 bylo rozložení 21 žen a 29 mužů, na CT2 taktéž 21 žen a 29 mužů.

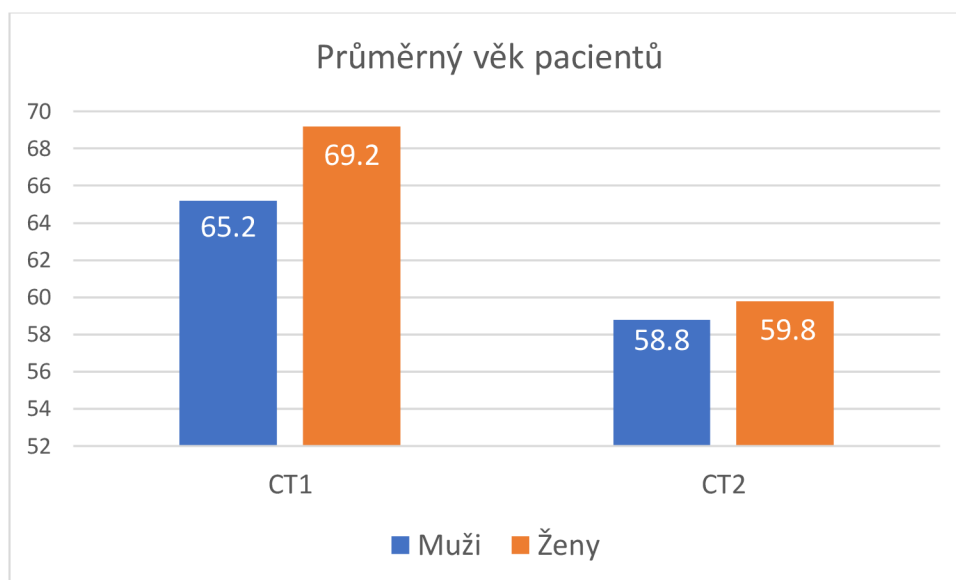


Obrázek č. 3: Rozložení mezi pohlavími pacientů vyšetřených na CT1



Obrázek č. 1: Rozložení mezi pohlavími pacientů vyšetřených na CT2

Průměrný věk pacientů byl celkově 63,5 let. Průměrný věk pacientů na CT1 byl 68,1 let a na CT2 činil průměrný věk pacientů 59,1 let. Průměrný věk žen na CT1 činil 69,2 na CT2 byl 59,8. Průměrný věk mužů na CT1 byl 65,2 a průměrný věk mužů na CT2 činil 58,8 let. Věkové rozložení znázorňuje následující graf.



Obrázek č. 5: Průměrný věk pacientů

13.3 Metoda sběru dat

Data byla získána retrospektivním sběrem numerických dat ze systému PACS ve Fakultní nemocnici Olomouc. Oba skenery měly stejný počet detektorů, využívaly stejný rekonstrukční algoritmus a vyšetření probíhala při stejných akvizičních parametrech. Data byla zaznamenána do předem vytvořené záznamové tabulky, která byla vytvořena v programu Microsoft Excel. Následně byly vyvozeny závěry a výsledky s využitím metod popisné a statistické analýzy.

U každého pacienta byly zaznamenány tyto údaje: věk, pohlaví, název CT přístroje, na kterém byl pacient vyšetřován, hodnota denzity a šumu v daných ROI, které se nacházely v aortě ascendens, aortě descendens, truncus pulmonalis (hodnoty u těchto cév jsem měřil vždy v jedné vrstvě, a to na úrovni větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra), dále probíhalo měření v arteria carotis communis na úrovni jazylky, vena jugularis na úrovni jazylky, sinus transversus (vždy vpravo od confluens sinuum) a v laterálních mozkových komorách. Při hodnocení šumu jsem vycházel ze směrodatné odchylky.

Dále jsem zaznamenával hodnoty objemového dávkového indexu $CTDI_{vol}$. Hodnoty elektrického množství (μAs), napětí (kV) a proudu (mA) byly zaznamenány pro sken na úrovni

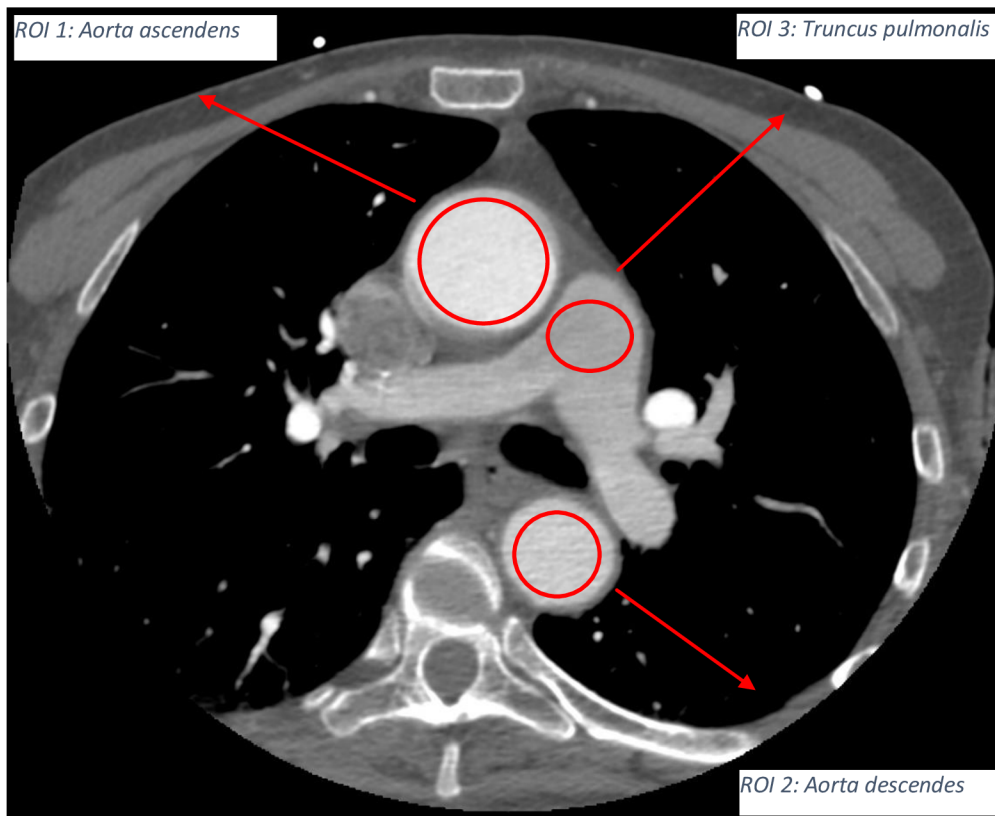
větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra a pro sken na úrovni laterálních mozkových komor.

Jak jsem již výše zmiňoval, do výzkumného souboru nebyli zařazováni pacienti, kteří měli v den provádění vyšetření méně než 18 let, pacienti, kterým byly nalezeny patologie zasahující do komorového systému či přímo v komorovém systému či patologie v cévním systému (od arcus aortae kraniálně). Do výzkumného souboru nebyli zařazováni pacienti, u kterých nebylo možné měření denzity a šumu v laterálních mozkových komorách z důvodů velice úzkých laterálních komor. Pacienti, kterým byla provedena CTA mozkových tepen více než jednou, byli do výzkumného souboru zařazeni pouze jednou.

Velikosti oblastí měření (ROI) byly voleny tak, aby byla pokryta co největší plocha, avšak zároveň tak, aby byl zachován mírný odstup od kraje cévy či mozkové komory, aby bylo měření co nejpřesnější. Vyšetření byla prováděna vždy se standardním protokolem a se stejnými parametry.

Neexistovala žádná zátěž ani rizika, které by ohrožovaly participanty, jednalo se o retrospektivní studii, která nemá na pacienty v současné době žádný vliv. Během výzkumného šetření byly dodrženy všechny etické aspekty, principy a platná legislativa týkající se práv a ochrany osobních dat účastníků výzkumu. Souhlas etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci a souhlas s Žádostí o poskytnutí informací/sběr jsou přílohou diplomové práce.

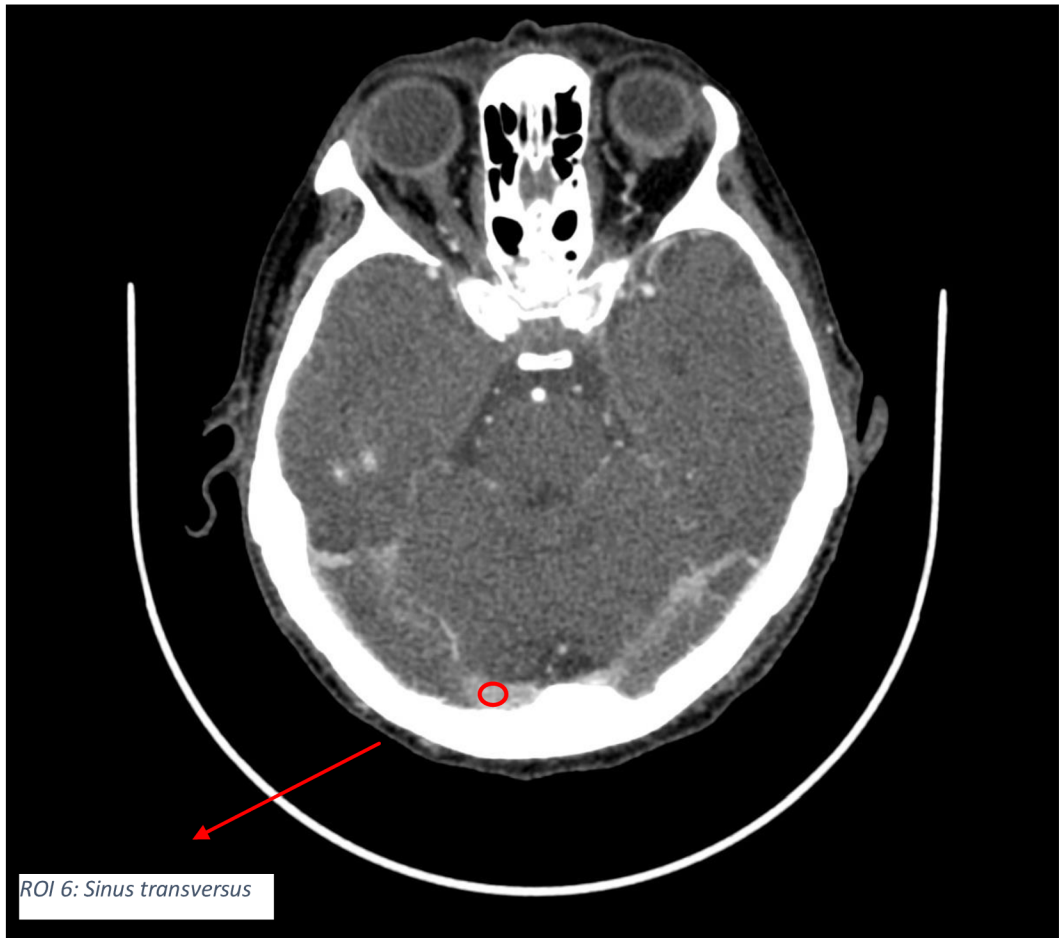
Měření se provádělo v následujících ROI:



Obrázek č. 4: CT sken při měření v ROI, které se nacházely v aorta ascendens, truncus pulmonalis a aorta descendens



Obrázek č. 5: CT sken při měření v ROI, které se nacházely v arteria carotis communis dextra a ve vena jugularis dextra



Obrázek č. 6: CT sken při měření v ROI, která se nacházela v sinus transversus



Obrázek č. 7: CT sken při měření v ROI, která se nacházela ve ventriculi cerebri

13.4 Realizace výzkumu

Před zahájením výzkumu a sběrem byla prostudována vstupní literatura, která pojednává o CT angiografii, CT angiografii mozkových tepen a radiační ochraně pacientů. Po prostudování literatury byly vytvořeny výzkumné otázky a k nim hypotézy. Poté byla podána Žádost o vyjádření Etické komise FZV UP k výzkumné části diplomové práce, která zkoumala etické aspekty výzkumu, přičemž etická komise rozhodla kladně. Dále byla pro potřebu sběru informací ve Fakultní nemocnici v Olomouci podána Žádost o poskytnutí informací pro studijní účely/sběr dat na radiologickou kliniku Fakultní nemocnice v Olomouci. Data byla sbírána retrospektivně, byl využit nemocniční informační systém PACS, ve kterém byli vyhledáváni pacienti, kterým byla provedena CTA mozkových tepen. Všechna data byla zapsána do předem vytvořené záznamové tabulky v programu Microsoft Excel. Všechna data byla anonymizována.

13.5 Přístroje použité pro výzkum

Výzkum probíhal ve Fakultní nemocnici v Olomouci na přístrojích CT Revolution Apex od GE Medical Systems a na přístroji CT Revolution CT od GE Medical Systems. Všechna CT vyšetření probíhala se stejnými parametry. Šířka skenované vrstvy byla vždy 0,625 mm, doba rotace rentgenky činila 500 ms, šíře detektorů byla 80 mm. Detektor měl 128 detektorových řad. Skenování probíhalo na obou přístrojích při pitch faktoru 0,99. Rozlišení bylo vždy 512×512 pixelů. Skenování probíhalo při napětí 120 kV. Proud byl nastavován automaticky funkcí Smart mA.

U obou CT skenerů byla kontrastní látka aplikovaná injektorem UlrichINJECT CT motion, množství podané kontrastní látky činilo 60 ml, byla podávána kontrastní látka Ultravist 370 rychlostí 4,2 ml/s. Na propláchnutí bylo použito 4 ml fyziologického roztoku.

13.6 Metody zpracování dat

Data jsem vyhledával retrospektivně prostřednictvím systému PACS. K zaznamenání zjištěných hodnot jsem použil program Microsoft Excel 356. Zaznamenával jsem:

- věk
- pohlaví
- název CT přístroje, na kterém byl pacient vyšetřován
- hodnotu objemového dávkového indexu $CTDI_{VOL}$ na celé vyšetření

- hodnoty proudu, expozičního času a napětí – pouze u skenované vrstvy na úrovni větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra a u vrstvy na úrovni laterálních mozkových komor.
- hodnotu průměrné denzity v oblastech zájmu (v HU) – měření probíhalo vždy na CT skenech ve stejné úrovni – tedy v aorta ascendens, aorta descendens a truncus pulmonalis (na úrovni větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra), dále pak v arteria carotis communis dextra na úrovni jazyčky, vena jugularis dextra na úrovni jazyčky, sinus transversus (vždy vpravo od confluens sinuum) a v laterálních mozkových komorách.
- hodnotu SD, neboli směrodatnou odchylku, která vyjadřuje míru šumu v obraze – taktéž vždy na CT skenech ve stejné úrovni – tedy v aorta ascendens, aorta descendens, a truncus pulmonalis (na úrovni větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra), dále pak v arteria carotis communis dextra na úrovni jazyčky, vena jugularis dextra na úrovni jazyčky, sinus transversus (vždy vpravo od confluens sinuum) a v laterálních mozkových komorách.

Výše uvedené parametry, které jsem zaznamenával do předem vytvořené tabulky, kterou jsem vložil do přílohy této práce.

Cílem této práce bylo odpovědět na výzkumné otázky. K zodpovězení výzkumných otázek bylo zapotřebí zvolit správné statistické metody. Z toho důvodů byla výzkumná část diplomové práce a její statistické zpracování konzultováno se statistikem - (RNDr. Eva Reiterová, Ph. D).

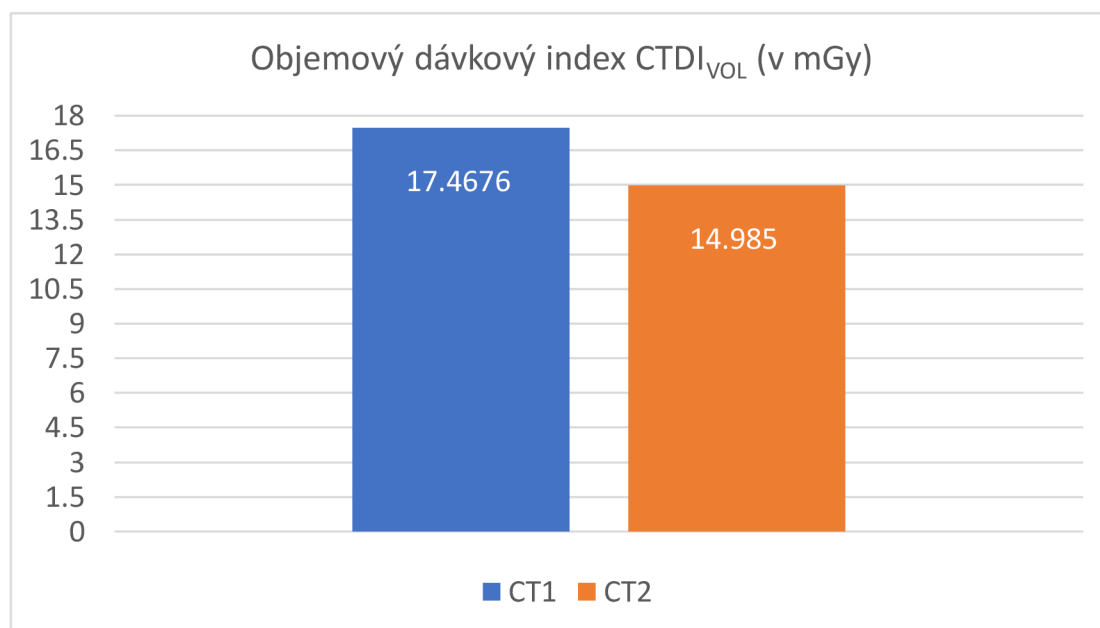
Ke statistickému zpracování dat byl použit program SPSS Base, verze 24. Testování se provádělo dvouvýběrovým t-testem, který byl použit jako nástroj pro nasbíraná data. V úvodu byl proveden nejdříve dvouvýběrový f-test pro rozptyl, který nám podal informaci o homogenitě souboru. V dalším kroku byl proveden dvouvýběrový t-test, který se používá buď s rovností rozptylů u homogenního souboru nebo s nerovností rozptylů u nehomogenního souboru.

Cílem bylo zjistit, jestli jsou mezi testovanými soubory statisticky významné rozdíly nebo ne. Při testování byla použita hladina významnosti 0,05. Výše uvedeným postupem byly testovány veličiny hodnota směrodatné odchylky v ROI, hodnoty proudu a napětí a hodnoty dávkového indexu CTDI_{VOL}. Popisnou statistikou byly zpracovány veličiny věk a pohlaví. Všechny veličiny byly dále graficky zpracovány do grafů nebo tabulek a výsledky byly doplněny o psaný komentář.

13.7 Výsledky

13.7.1 CTDI_{vol}

Prvním parametrem, který jsem porovnával, byl objemový dávkový index CTDI_{vol}. Zjišťoval jsem, zda je statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami CTDI_{vol} při CTA mozkových tepen na přístroji CT1 a CT2. Pro každý CT skener byl zvlášť vypočítán průměr, který ukazuje obrázek č. 8:



Obrázek č. 6: Srovnání objemových dávkových indexů pro CT1 a CT2 v mGy

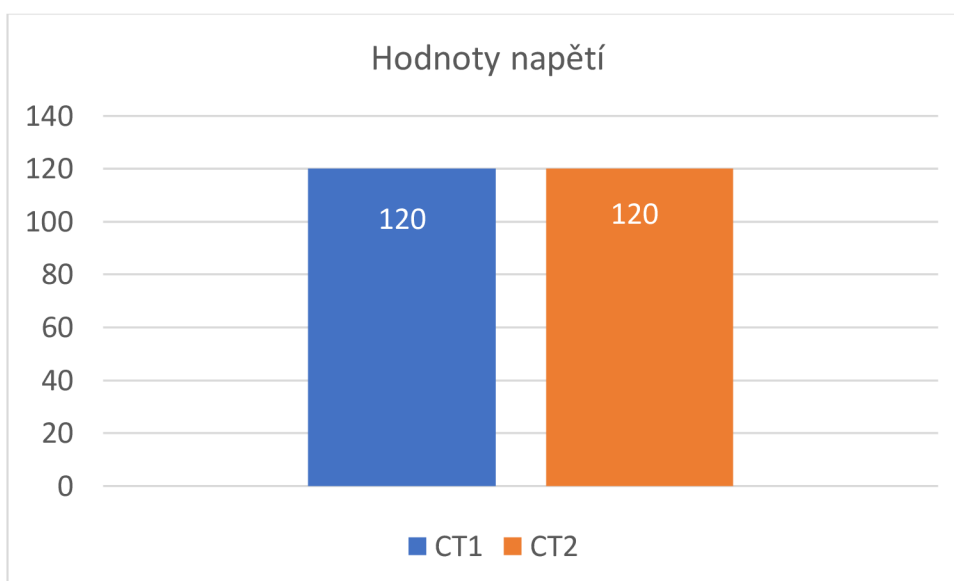
V průměru byla hodnota CTDI_{vol} u přístroje CT1 vyšší o 2,5 mGy než u přístroje CT2. Z měření vyplývá, že radiační dávka je u CT1 v průměru vyšší o 14,3 % než u CT2. Aby bylo možné zjistit statistickou významnost, byl proveden t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota t byla 12,682 a P hodnota byla v tomto případě rovna 0,000, což znamená, že nulová hypotéza byla zamítnuta. Výsledek je statisticky velice signifikantní. V praxi to tedy znamená, že mezi hodnotami CTDI_{vol} u CT1 a CT2 je statisticky signifikantní rozdíl. Průměrná hodnota CTDI_{vol} u CT1 je signifikantně vyšší než u CT2.

13.7.2 Hodnoty mA, As a kV

Hodnoty proudu, času a napětí jsem zjišťoval u dvou CT skenů, nejdříve u skenu na úrovni větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra a poté u skenu na úrovni laterálních mozkových komor. Výše uvedené veličiny výrazně ovlivňují radiační zátěž pacienta a kvalitu obrazu.

Hodnoty kV pro CT1 a CT2

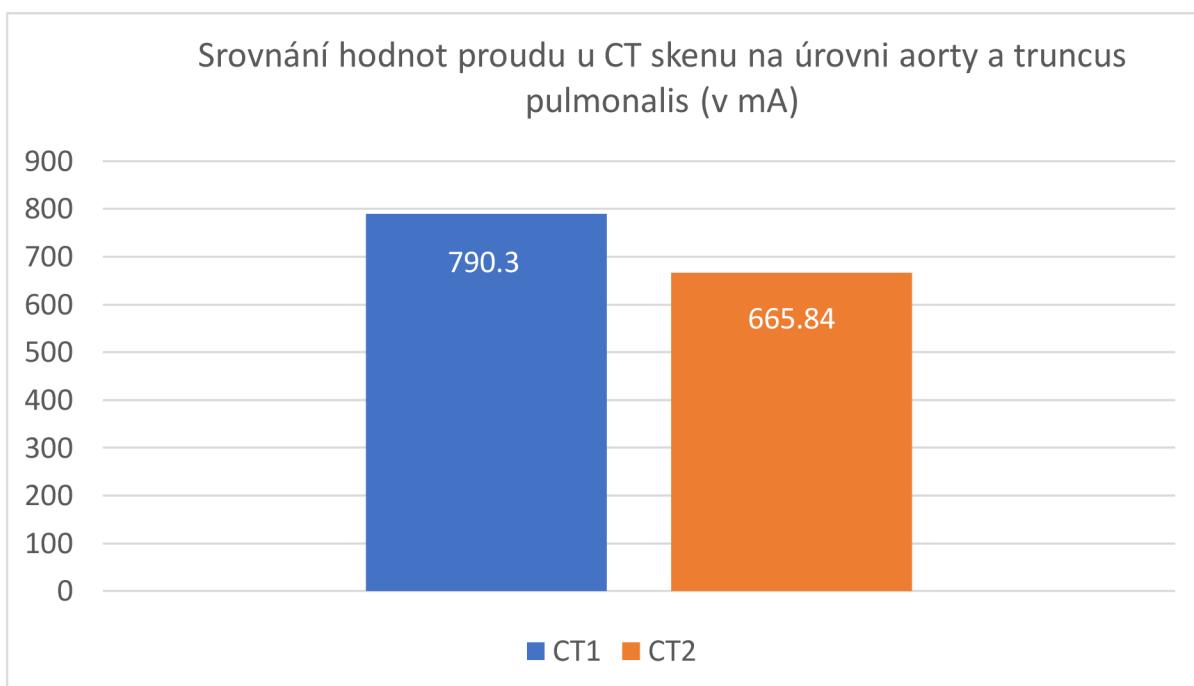
Hodnoty napětí byly u všech vyšetřovaných pacientů na obou přístrojích stejné, všechna vyšetření byla prováděna při napětí 120 kV.



Obrázek č. 7: Srovnání hodnot napětí pro vyšetření u přístrojů CT1 a CT2

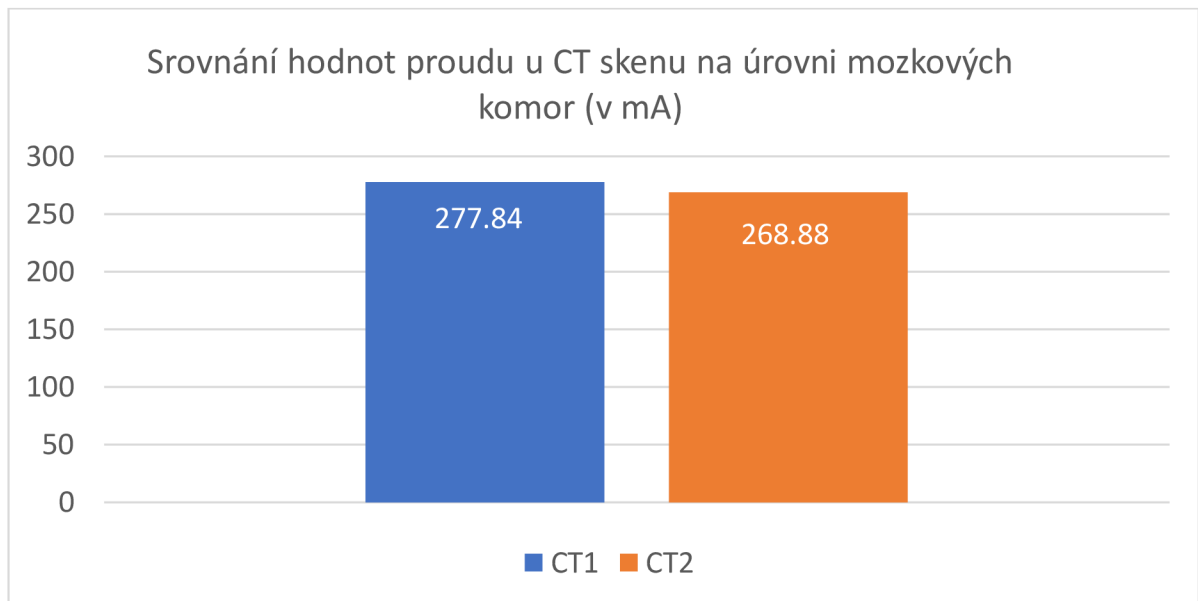
Hodnoty mA pro CT1 a CT2

Hodnoty mA pro CT1 a CT2 jsou graficky znázorněny na následujícím obrázku.



Obrázek č. 8: Srovnání hodnot proudu u CT skenu na úrovni aorty a truncus pulmonalis (v mA) pro CT1 a CT2

Hodnoty proudu při skenování vrstvy na úrovni aorty a truncus pulmonalis činily u přístroje CT1 790,3 mA a u přístroje CT2 665,84 mA. Rozdíl mezi přístroji byl 124,46 mA, což znamená, že hodnoty mA byly u přístroje CT1 vyšší o 18,7 % než u přístroje CT2. Aby bylo možné posoudit statistickou významnost, byl proveden t-test na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Testovací kritérium mělo hodnotu 9,873 a P hodnota byla rovna 0,000. Nulová hypotéza byla vyvrácena, což znamená, že rozdíl mezi hodnotami mA na přístroji CT1 a CT2 při skenování této vrstvy je statisticky velmi signifikantní.

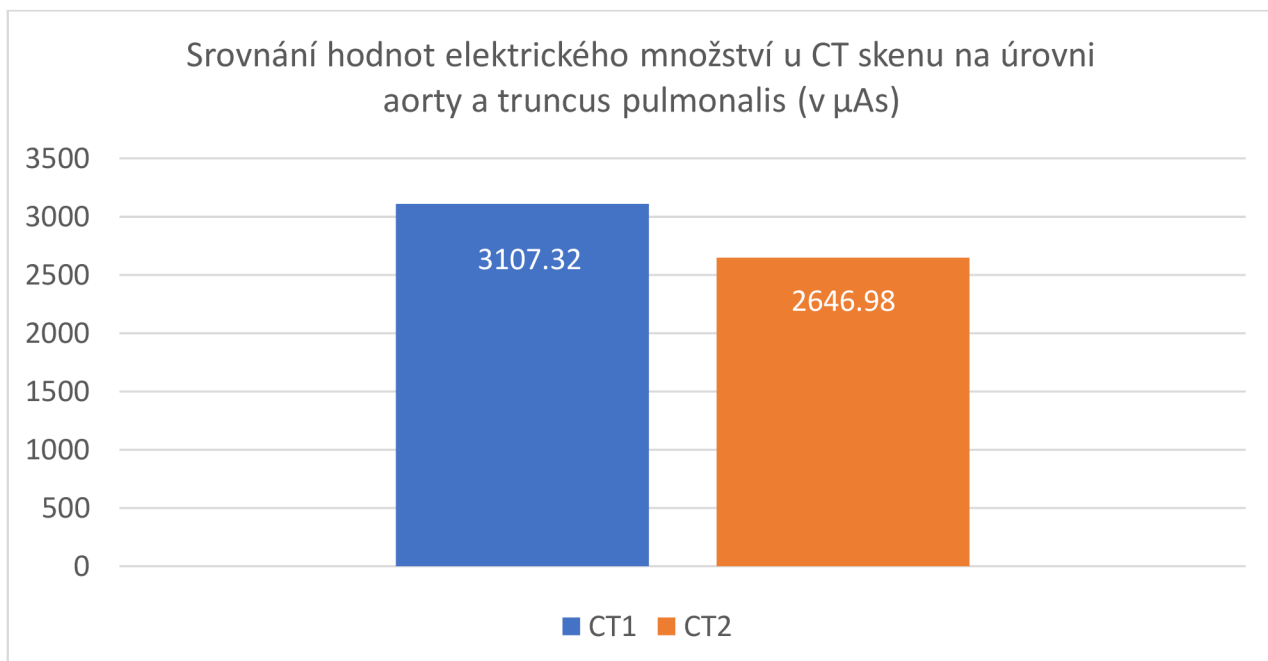


Obrázek č. 9: Srovnání hodnot proudu u CT skenu na úrovni mozkových komor (v mA) pro CT1 a CT2

Při skenování vrstvy na úrovni mozkových komor byly u přístroje CT1 zjištěny hodnoty proudu 277,4 mA a u přístroje CT2 byly hodnoty proudu 266,88 mA. Rozdíl mezi hodnotami činí 8,96 mA. Přístroj CT1 měly tedy větší hodnoty o 4 % než přístroj CT2. Pro zjištění statistické významnosti byl proveden t-test na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Hodnota testovacího kritéria činila 0,708, hodnota P vyšla 0,481. V tomto případě byla přijata nulová hypotéza, rozdíl mezi hodnotami mA na přístroji CT1 a CT2 při skenování vrstvy na úrovni mozkových komor nebyl statisticky signifikantní.

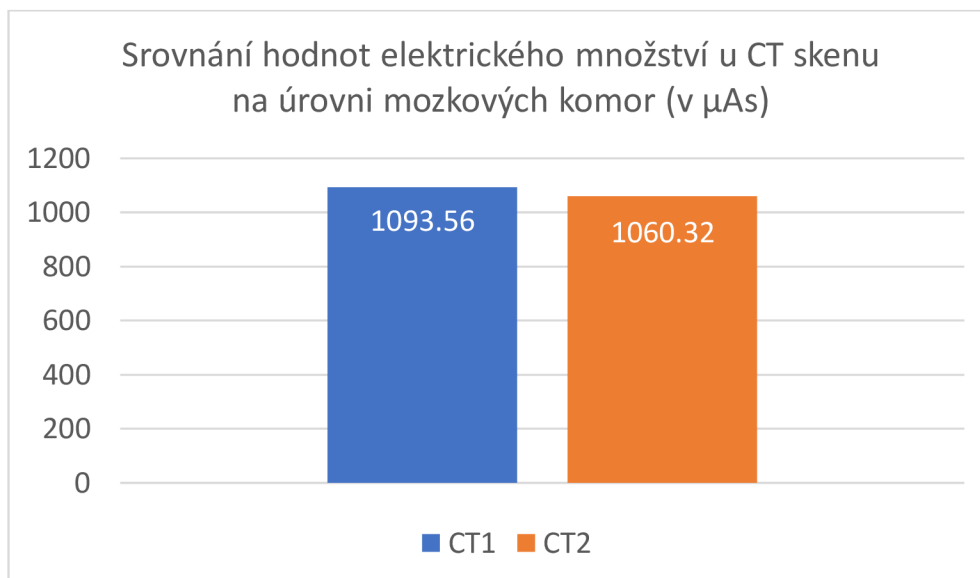
Hodnoty μ As pro CT1 a CT2

Součin proudu a času se nazývá elektrické množství. Hodnoty elektrického množství při skenech na úrovni aorty a truncus pulmonalis nebo na úrovni mozkových komor vyobrazují následující grafy.



Obrázek č. 10: Srovnání hodnot elektrického množství u CT skenu na úrovni aorty a truncus pulmonalis (v μAs) pro CT1 a CT2

Elektrické množství bylo u skenování CT vrstvy na úrovni aorty a truncus pulmonalis u CT1 v průměru 3107,32 μAs a u CT2 2646,98 μAs . Rozdíl mezi přístroji činil 460,34 μAs . Hodnoty elektrického množství byly v tomto případě u CT1 větší o 17,4 % než u CT2. Pro posouzení statistické významnosti byl proveden t-test na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Testovací kritérium se rovnalo 8,328 a P hodnota vyšla 0,000. Po provedení t-testu byla vyvrácena nulová hypotéza. Rozdíl mezi hodnotami elektrického množství je tedy statisticky signifikantní, přístroj CT1 dosahoval v průměru o 17,4 % větších hodnot než přístroj CT2.

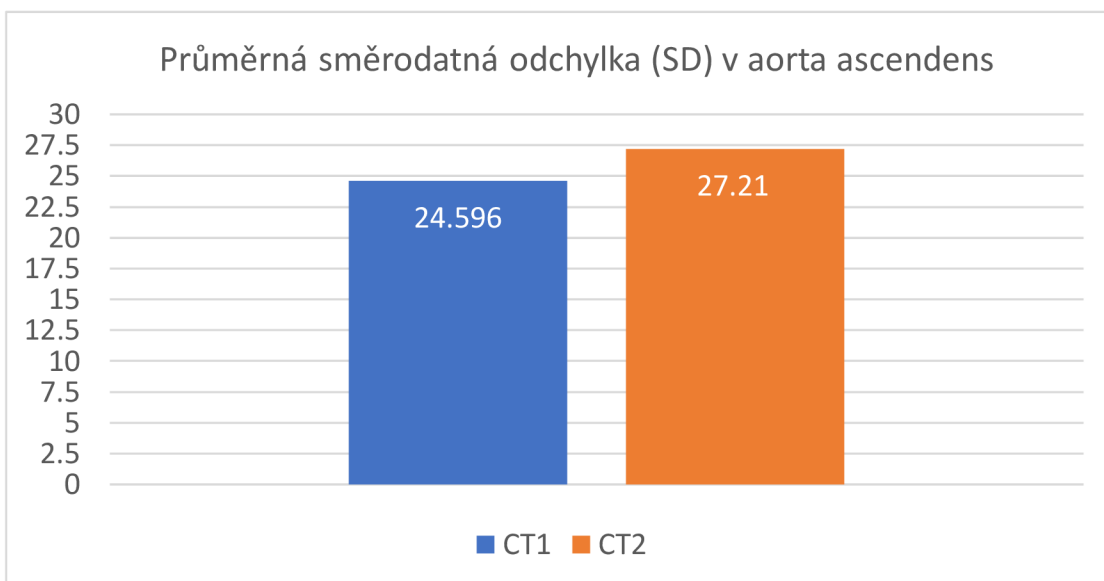


Obrázek č. 11: Srovnání hodnot elektrického množství u CT skenu pro postranní mozkové komory (v μAs) pro CT1 a CT2

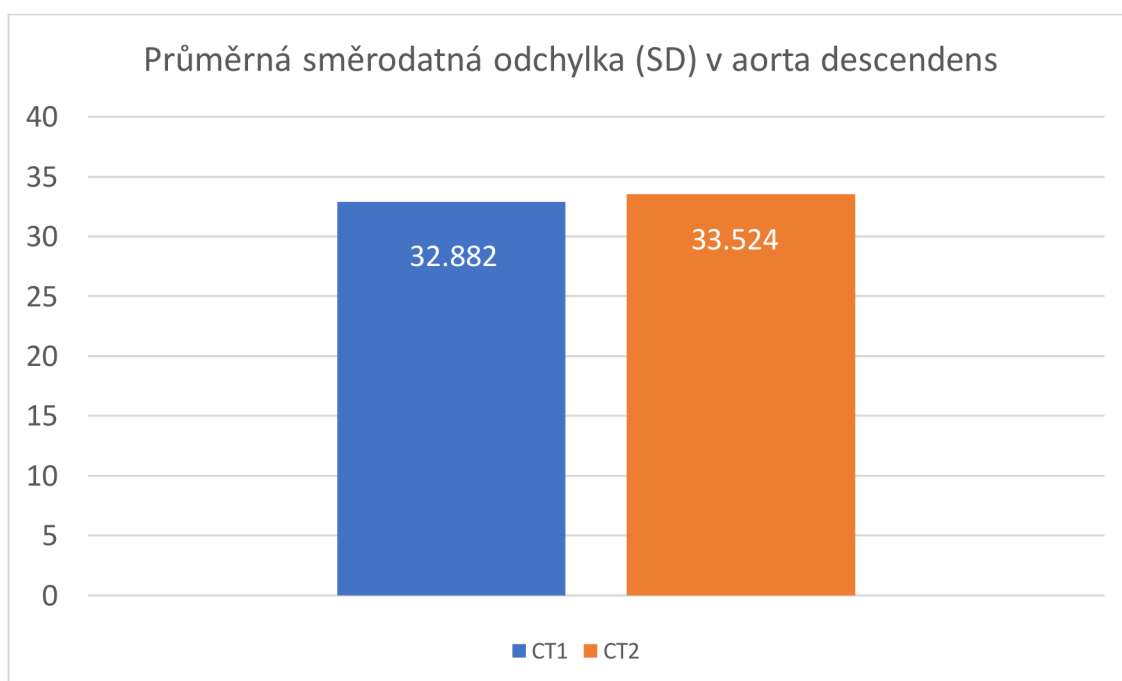
Při skenování vrstvy na úrovni postranních mozkových komor dosahovaly průměrné hodnoty u CT1 1093,56 μAs a u CT2 byly průměrné hodnoty 1060,32 μAs . Rozdíl byl 33,24 μAs , přístroj CT1 měl vyšší hodnoty μAs o 3,1 % než přístroj CT2. Aby bylo možné posoudit, zda je tento rozdíl statisticky signifikantní, byl proveden t-test na hladině významnosti 0,05 s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Testovací kritérium bylo 0,670 a P hodnota se rovnala 0,505. Nulová hypotéza byla přijata, což znamená, že mezi hodnotami elektrického množství u přístrojů CT1 a CT2 nebyl prokázán signifikantní rozdíl.

13.7.3 Šum

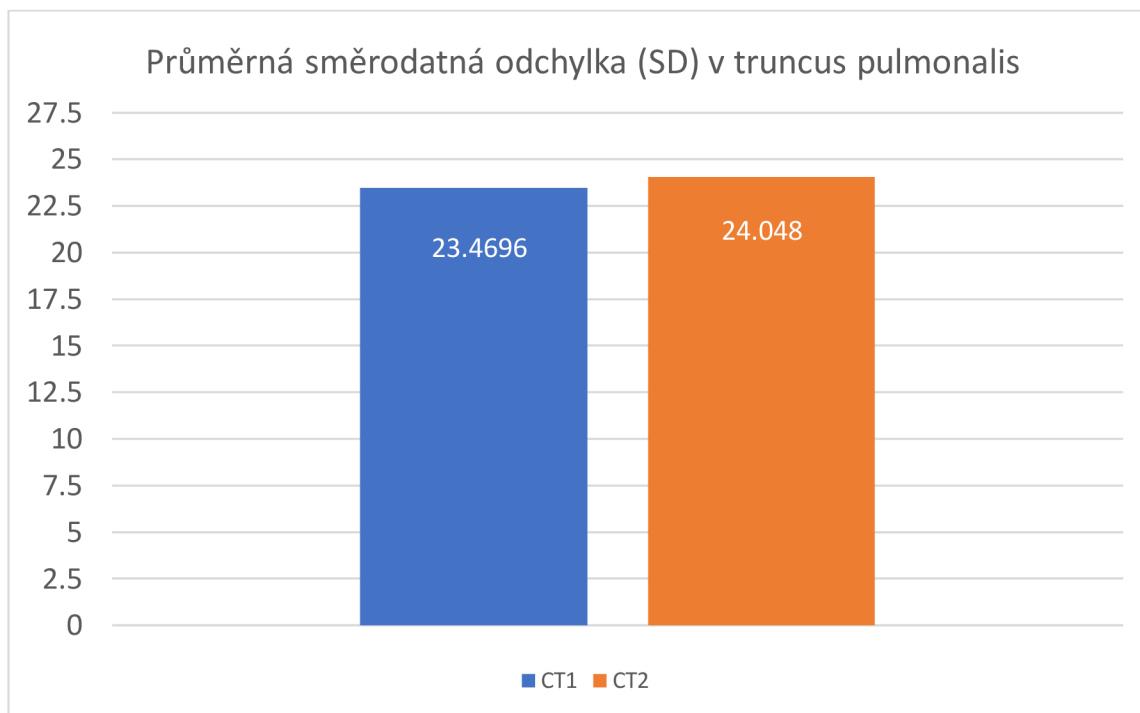
Jedním z dalších cílů bylo porovnat šum v ROI na přístrojích CT1 a CT2. Šum v obraze je vyjádřený směrodatnou odchylkou, která vyjadřuje, jak moc se odlišují hodnoty od průměrné hodnoty. Díky porovnávání šumu v obraze můžeme srovnávat obrazovou kvalitu na dvou CT přístrojích. Šum v ROI byl měřen ve vrstvě na úrovni aorty ascendens, aorty descendens a truncus pulmonalis (v místě větvení truncus pulmonalis na arteria pulmonalis dextra et sinistra), dále pak ve vrstvách na úrovni arteria carotis communis dextra na úrovni jazyky, vena jugularis dextra na úrovni jazyky, v sinus transversus (vždy vpravo od confluens sinuum) a v laterálních mozkových komorách. Hodnoty směrodatné odchylky v daných ROI jsou znázorněny v následujících grafech.



Obrázek č. 12: Srovnání hodnot průměrné směrodaté odchyly (SD) v ROI, která byla umístěna v aortě ascendens



Obrázek č. 13: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchyly (SD) v ROI, která byla umístěna v aortě descendens



Obrázek č. 14: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI, která byla umístěna v truncus pulmonalis

Z výše uvedených obrázků (č. 14,15 a 16) můžeme vidět, že při všech třech měřeních (v aorta ascendens, descendens a truncus pulmonalis) byla hodnota směrodatné odchylky větší u CT2. V aortě ascendens byla hodnota směrodatné odchylky u přístroje CT1 24,596, u přístroje CT2 pak 27,21. V průměru byla tedy hodnota SD větší u přístroje CT2 o 2,62, což je o 11 % více než u přístroje CT1. Hodnota směrodatné odchylky činila v aorta descendens pro přístroj CT1 32,882 a pro přístroj CT2 33,524. V průměru byla hodnota SD větší u přístroje CT2 o 0,65, což činí 2 %. Při měření směrodatné odchylky v truncus pulmonalis dosáhly hodnoty u CT1 v průměru 23,4696 a u CT2 v průměru 24,048. Směrodatná odchylka byla tedy opět větší u přístroje CT2, a to o 0,5784, což je o 2,5 % více než u CT1.

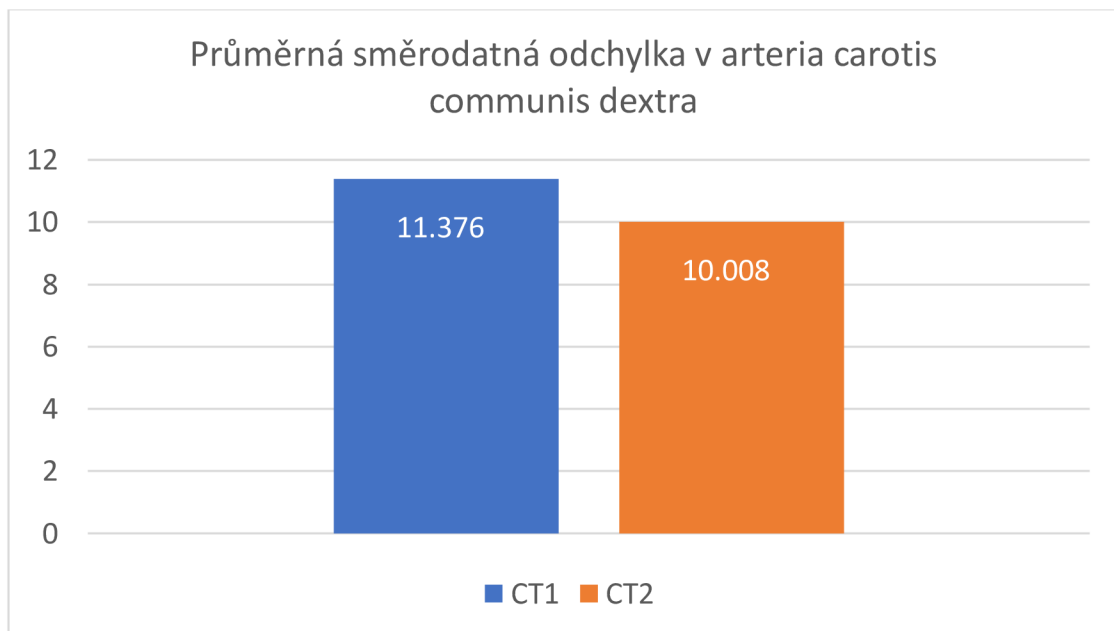
Aby bylo možné říct, zda je rozdíl mezi hodnotami statisticky významný, byly provedeny t-testy s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Ve všech třech případech probíhalo testování na hladině významnosti 0,05.

Testovací kritérium t mělo pro měření v aorta ascendens hodnotu -2,231. P hodnota byla 0,147, nulová hypotéza byla tedy přijata, výsledek není statisticky signifikantní. Zde si můžeme všimnout, že klinicky byl rozdíl ve směrodatné odchylce sice 11 %, ale statisticky nebyl rozdíl prokázán, tudíž výsledek není statisticky signifikantní.

V případě měření směrodatné odchylky v aorta descendens mělo testovací kritérium t hodnotu -0,403. Hodnota P byla 0,688, nulová hypotéza byla přijata, výsledek opět není statisticky signifikantní.

Při měření směrodatné odchyly v truncus pulmonalis mělo testovací kritérium t hodnotu -0,467 a P hodnota vyšla v tomto případě 0,641, což znamená, že nulová hypotéza byla přijata. Výsledek není statisticky signifikantní. V praxi to tedy znamená, že průměrná hodnota směrodatné odchyly není statisticky signifikantní ani v ROI umístěné v aorta ascendens, aorta descendens ani v truncus pulmonalis.

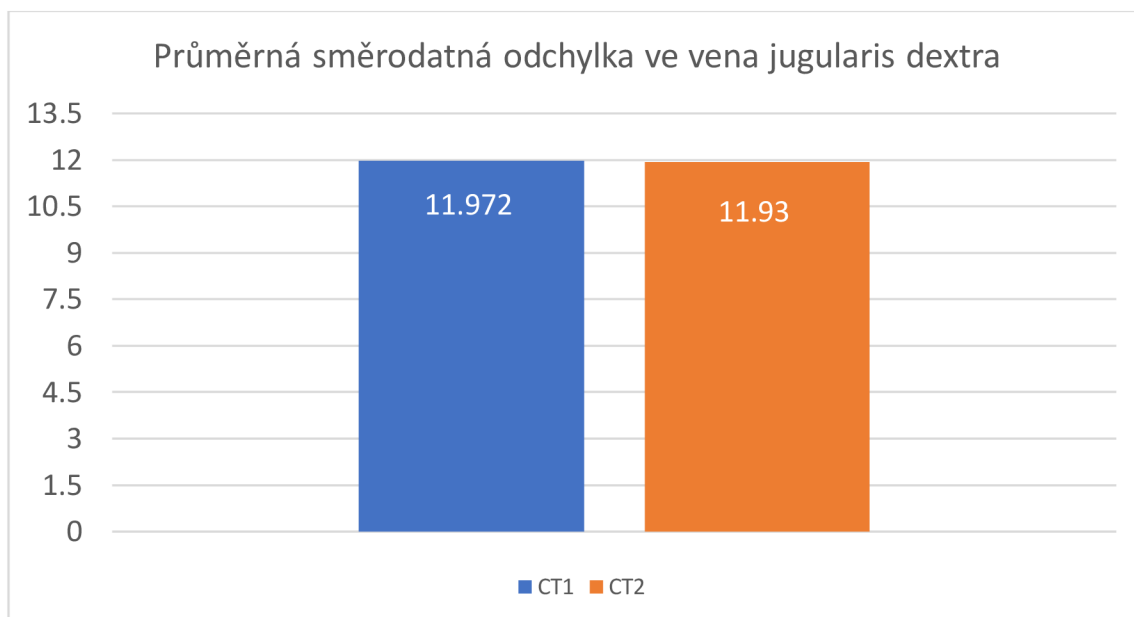
Dále byl měřen šum v obrazu v ROI na CT skenu na úrovni arteria carotis communis dextra a vena jugularis dextra, v obou cévách na úrovni jazyky. Hodnoty směrodatných odchylek pro tyto ROI jsou zobrazeny v grafech č. 17 a 18.



Obrázek č. 15: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchyly (SD) v ROI umístěné v arteria carotis communis dextra

Hodnota směrodatné odchyly měřené v ROI v arteria carotis communis dextra u přístroje CT1 dosahovala 11,376 a u přístroje CT2 byla 10,008. Směrodatná odchylnka byla v průměru vyšší u skeneru CT1 o 1,368 než u skeneru CT2. Z výsledků měření lze říct, že průměrná směrodatná odchylnka byla větší u skeneru CT1 o 13 % než u skeneru CT2. Pro zjištění statistické významnosti byl proveden t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$, přičemž testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Při měření směrodatné odchyly v arteria carotis communis dextra mělo testovací kritérium hodnotu 1,197. P hodnota vyšla 0,23, což znamená přijetí nulové hypotézy. Zde je opět dobré říct, že klinicky je rozdíl sice 13 %, ale výsledek není statisticky signifikantní.

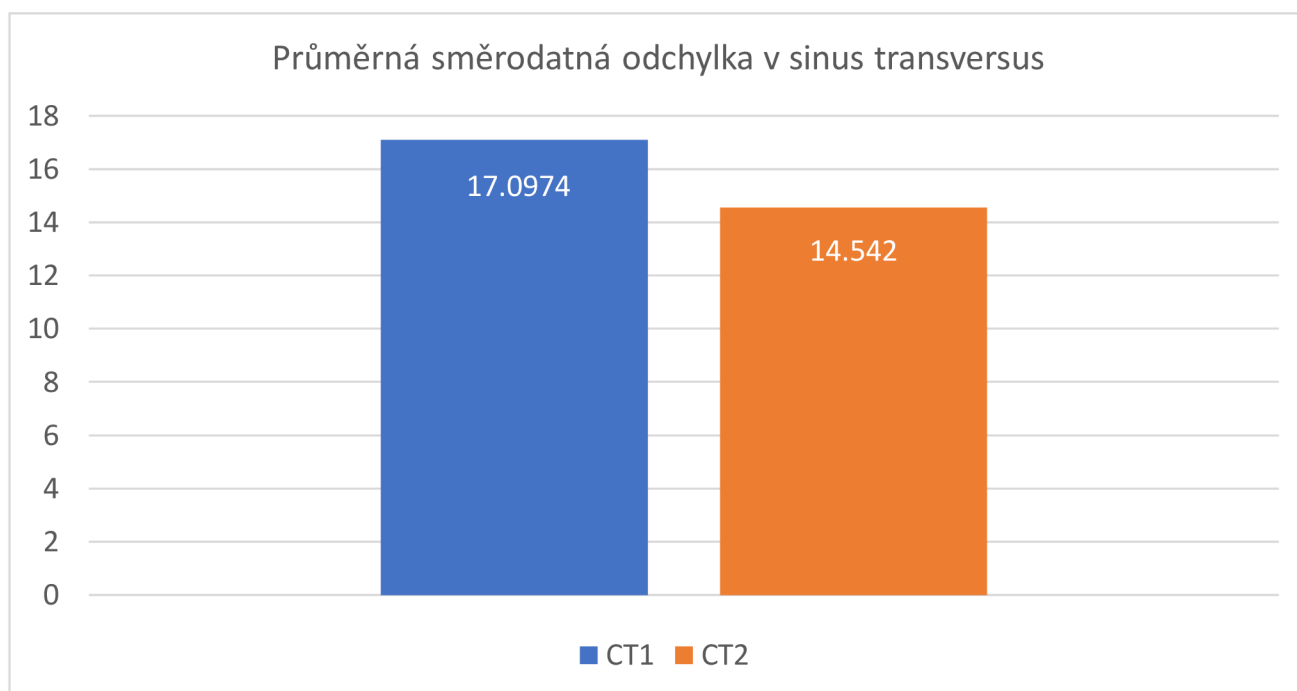
Obrázek č. 18 znázorňuje průměrnou směrodatnou odchylku ve vena jugularis dextra.



Obrázek č. 16: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné ve vena jugularis dextra

Z tohoto grafu lze vyčíst, že hodnoty směrodatné odchylky měřené ve vena jugularis dextra nebyly na CT přístrojích nijak významně odlišné. Hodnota SD byla u přístroje CT1 11,972 a u přístroje CT2 11,93. Hodnota byla větší u přístroje CT1 o 0,45 %. Pro zjištění statistické významnosti byl proveden t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Testovací kritérium mělo pro tuto ROI hodnotu 0,037 a P hodnota se rovnala 0,971. Nulová hypotéza byla přijata, rozdíl mezi hodnotami průměrné směrodatné odchylky měřené ve vena jugularis dextra na přístrojích CT1 a CT2 není statisticky signifikantní.

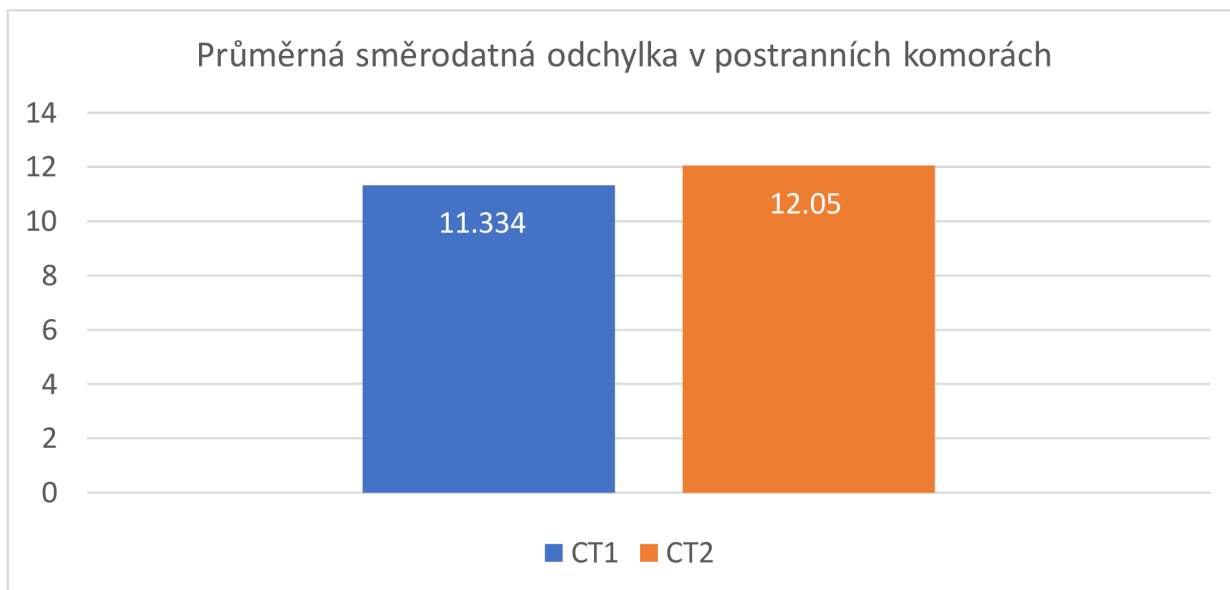
Další ROI, ve které byla měřena hodnota šumu, byla umístěná v sinus transversus. Naměřené hodnoty ukazuje obrázek č. 19.



Obrázek č. 17: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné v sinus transversus

Na výše uvedeném grafu vidíme, že hodnoty průměrné směrodatné odchylky pro sinus transversus dosáhly hodnot 17,0974 u přístroje CT1 a 14,542 u přístroje CT2. Rozdíl v hodnotách je 2,5554, průměrná směrodatná odchylka byla větší u přístroje CT1 o 15 % ve srovnání s CT2. Opět byl prováděn t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ na hladině významnosti 0,05. Testovací kritérium bylo -2,625 a hodnota P vyšla pro tuto oblast 0,01, což znamená zamítnutí nulové hypotézy. Byl zjištěn signifikantní rozdíl mezi hodnotou směrodatné odchylky na přístrojích CT1 a CT2, která byla měřena v ROI v sinus transversus.

Posledním místem, ve kterém jsem zjišťoval průměrnou směrodatnou odchylku, byly postranní mozkové komory. Výsledky jsou znázorněny v následujícím grafu s komentářem.



Obrázek č. 18: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné postranních mozkových komorách

Průměrná hodnota směrodatné odchylky při měření v mozkových komorách byla 11,334 u přístroje CT1 a 12,05 u přístroje CT2. Průměrná směrodatná odchylka byla teda větší u přístroje CT2 o 0,716, což činí 6 % ve srovnání s CT1. Aby bylo možné posoudit statistickou významnost, byl proveden t-test s hypotézami $H_0: \mu_1 = \mu_2$; $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Testovací kritérium činilo -1,945. U tohoto testování vyšla P hodnota 0,055. Nulová hypotéza byla tedy přijata. Mezi hodnotami průměrné směrodatné odchylky měřené na dvou CT přístrojích pro tuto ROI nebyl statisticky signifikantní rozdíl.

13.7.4 Správné načasování podání kontrastní látky a akvizice dat

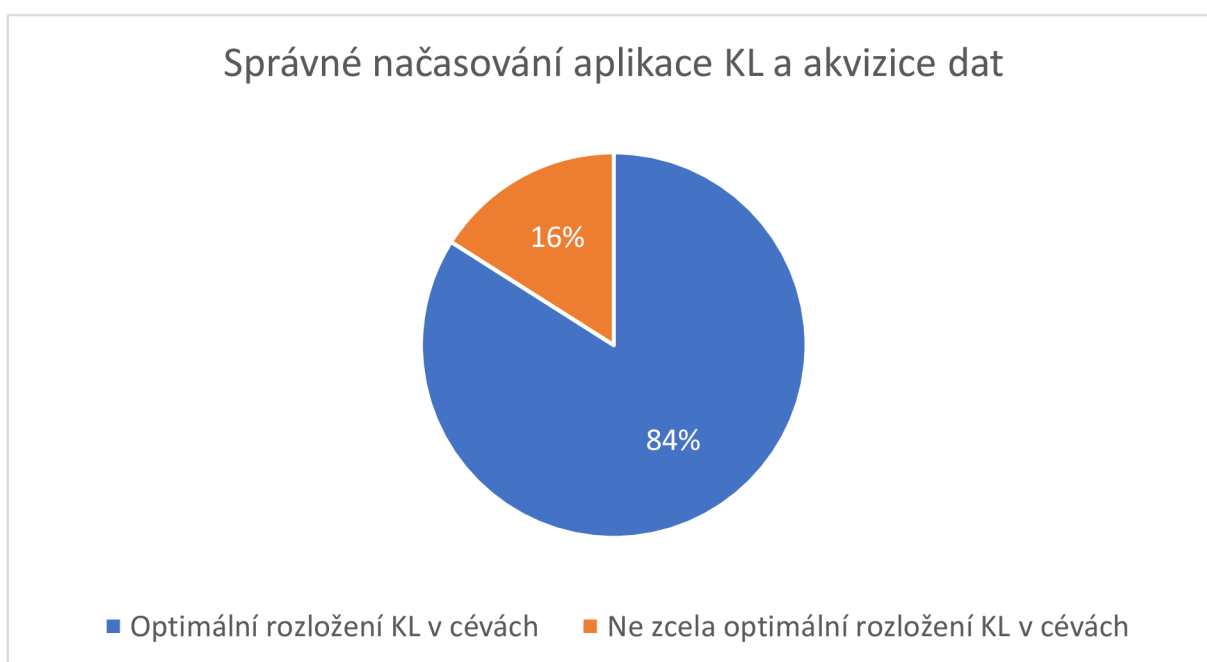
Z naměřených průměrných HU v daných ROI se zjišťovalo, zda je na přístrojích správné načasování kontrastní látky. Do tabulek vytvořených v Excelu však nebyl zaznamenáván čas aplikace kontrastní látky, tento údaj tak lze vyhodnocovat pouze na základě průměrných HU v jednotlivých ROI u každého pacienta.

V případě vyhodnocování správnosti načasování se vycházelo z předpokladu, že při optimální angiografické sérii bude nejvyšší koncentrace kontrastní látky nejdříve v tepnách mozku a nejmenší koncentrace v žilách. Kontrastní látka se bude dostávat z truncus pulmonalis přes aortu ascendens se zpožděním do aorty descendens. Z aorty ascendens se bude dostávat s minimálním zpožděním do a. carotis communis, dále pak s ještě větším zpožděním do sinus transversus, od něj pak se zpožděním do vena jugularis. Vyhodnocování správnosti načasování podání kontrastní látky a akvizice dat bylo založeno na rozložení koncentrace kontrastní látky v cévách.

Bylo spočítáno, v kolika případech odpovídaly průměrné HU v daných ROI předchozímu popisu, tedy jestli HU dosahovaly nejvyšších hodnot v tepnách a nejnižších hodnot v žilách. Odlišnosti od předpokládaného oběhu kontrastní látky v cévním systému mohou být způsobeny nesprávným načasováním podání kontrastní látky a akvizice dat, avšak mohou být způsobeny také radiologickým asistentem, který přístroj obsluhuje, interpersonálními rozdíly mezi radiologickými asistenty a v menší míře taktéž pacientem.

Výsledky v tomto případě nebyly zpracovány statisticky, jelikož nelze říct, zda probíhala akvizice vždy se stejným zpožděním. Dalším důležitým faktorem je tepová frekvence, která dokáže ovlivnit rychlost šíření kontrastní látky v těle a může výsledky zkreslovat. Nelze tedy říct, že soubor byl v tomto ohledu homogenní. Z toho důvodu se zahrnuje všech 100 pacientů do jednoho souboru, bez ohledu na to, na jakém CT přístroji byli vyšetřeni.

Optimální rozložení koncentrace kontrastní látky v cévách při CTA mozkových tepen, tedy maximální koncentrace v tepnách a nejmenší v žilách, bylo u 84 pacientů, ne zcela optimální rozložení koncentrace KL u tohoto vyšetření bylo u 16 pacientů.



Obrázek č. 19: Správné načasování aplikace kontrastní látky a akvizice dat

13.8 Diskuse

Cílem této diplomové práce bylo popsat a porovnat, jaký vliv mají vstupní skenovací parametry na radiační zátěž pacienta a obrazovou kvalitu při CT angiografii mozkových tepen. Data byla sbírána retrospektivně na Radiologické klinice Fakultní nemocnice v Olomouci pomocí systému PACS. Porovnávané byly hodnoty $CTDI_{VOL}$, kV, μAs , As, SD a průměrné HU, které byly zaznamenávány do předem vytvořené tabulky. Následně byla data zpracována statisticky (kromě průměrných HU). Vzájemným porovnáváním pak bylo možné potvrdit či vyvrátit platnost hypotéz a výzkumných otázek.

Výzkum probíhal ve Fakultní nemocnici v Olomouci na přístrojích CT Revolution Apex od GE Medical Systems (označovaném jako CT1) a na přístroji CT Revolution CT od GE Medical Systems (označovaném jako CT2). Všechny stanovené hypotézy v této práci pracovaly se skutečnostmi, že skenovací parametry (šířka skenované vrstvy, doba rotace rentgenky, počet detektorových řad, pitch faktor, rozlišení a hodnoty kV) byly na obou přístrojích stejné. U obou přístrojů byla kontrastní látka aplikovaná injektorem UlrichINJECT CT motion, bylo podáváno 60 ml jódové kontrastní látky Ultravist 370 s koncentrací jódu 370 mg/ml rychlostí 4,2 ml/s. Na proplach bylo použito 40 ml fyziologického roztoku.

Při porovnávání výsledků byly nalezeny studie, které kombinovaly snížení aplikovaného objemu kontrastní látky a snížení napětí při skenování a zkoumaly vliv na dávku pacienta a obrazovou kvalitu (hodnoty SNR, CNR a subjektivní kvalitu obrazu).

Eun-Suk Cho spolu s dalšími autory publikoval v roce 2015 studii, která se zabývá CT angiografií mozkových tepen s použitím protokolu 70 kV a 120 kV při redukci aplikovaného objemu kontrastní látky z 64 ml na 40 ml a vlivem těchto parametrů na dávku pacienta a kvalitu obrazu.

Autoři vytvořili 3 skupiny pacientů, na první skupinu (A) byl aplikován protokol 120 kV a 64 ml KL, na druhou (B) 70 kV a 64 ml KL a na třetí (C) 70 kV a 40 ml KL. Bylo zjištěno, že použití protokolu 70 kV umožnilo lepší subjektivní viditelnost cév, vyšší CNR i SNR a zároveň došlo k redukci dávky o 10 % ve srovnání s protokolem 120 kV. Rovněž byl signifikantní rozdíl v kvalitě obrazu při aplikaci 40 ml objemu kontrastní látky a použití protokolu 70 kV ve srovnání s ostatními protokoly. Další dohledané studie pracují rovněž s rozdílnými parametry skenování či rozdílnými přístroji. (Eun-Suk Cho, 2015)

Byly dohledány studie, které hodnotí vliv redukce kV na obrazovou kvalitu. Jednu z těchto studií publikoval G. Viteri-Ramirez v roce 2012. Zde však probíhal výzkum na jiné anatomické oblasti. (G. Viteri-Ramirez, 2012).

Další autor, Girish Bathla, publikoval v roce 2020 studii, která pojednává o CTA mozkových tepen využívající rekonstrukční algoritmus třetí generace, porovnává kvalitu obrazu s nižším kontrastem a dávkou záření s běžným množstvím kontrastu při 120 kV za použití iterativního rekonstrukčního algoritmu. (Girish Bathla, 2020)

Po prostudování literatury a současných poznatků týkajících se problematiky dávky a kvality obrazu byly při tvorbě diplomové práce stanoveny 3 výzkumné otázky a celkem 14 hypotéz. První výzkumná otázka zkoumala, zdali bude rozdíl v radiační dávce mezi přístroji CT1 a CT2. Příslušná hypotéza zněla: „Hodnoty $CTDI_{VOL}$ u přístroje CT Revolution Apex od GE Medical Systems (dále jako CT1) a hodnoty $CTDI_{VOL}$ u přístroje CT Revolution CT (dále jako CT2) od GE Medical Systems nebudou statisticky signifikantní.“. Při vyhodnocování výsledků této diplomové práce bylo zjištěno, že hodnoty dávky na celé vyšetření ($CTDI_{VOL}$) byly o 14,3 % vyšší (o 2,5 mGy) u přístroje CT Revolution Apex od GE Medical Systems. Hypotéza 1 byla vyvrácena. Tento rozdíl byl vyhodnocen jako statisticky signifikantní. Odpověď na první výzkumnou otázku zní, že je rozdíl v radiační dávce, kterou obdrží pacienti na CT1 a CT2. Jedním z vysvětlení může být skutečnost, že oba přístroje používají funkci Smart mA, tedy automatické nastavování proudu, který zvyšuje dávku. Zde vyvstává otázka, zda jsou oba přístroje dostatečně optimalizovány. Jedním z možných vysvětlení, proč je dávka rozdílná, může být taktéž skutečnost, že pacienti nebyli rozřazeni podle hmotnosti nebo nebyli vybíráni pacienti v určitém hmotnostním intervalu.

Dále byly v této práci vyhodnocovány skenovací parametry, a to kV, mA a μ As. Pro porovnání skenovacích parametrů byly stanoveny následující hypotézy: Hypotéza 2: Rozdíly v hodnotách kV při skenování na úrovni arcus aortae na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 3: Rozdíly v hodnotách kV při skenování na úrovni mozkových komor na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 4: Rozdíly v hodnotách mA při skenování na úrovni arcus aortae na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 5: Rozdíly v hodnotách mA při skenování na úrovni mozkových komor na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 6: Rozdíly v hodnotách μ As při skenování na úrovni arcus aortae na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 7: Rozdíly v hodnotách μ As při skenování na úrovni mozkových komor na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Při skenování bylo u všech pacientů na všech skenech napětí 120 kV, hypotézy 2 a 3 tak byly potvrzeny. Proud byl však nastavován automaticky pomocí funkce Smart mA, což může být dalším vysvětlením, proč byl rozdíl v radiační dávce. Bylo zjištěno, že množství mA při skenování na CT1 a CT2 na úrovni arcus aortae vykazovalo signifikantní rozdíl,

příčemž hodnota byla větší o 18,7 % u CT1. Signifikantní rozdíl v hodnotách mA však nebyl prokázán při skenování na úrovni mozkových komor. Hypotéza 4 byla tedy vyvrácena, hypotéza 5 byla potvrzena. U hodnoty μAs byl zjištěn signifikantní rozdíl při skenování na úrovni arcus aortae, hodnota byla v tomto případě větší o 17,4 % u přístroje CT1 (rozdíl činil 460,34 μAs). Při skenování na úrovni mozkových komor nebyl v hodnotách μAs prokázán signifikantní rozdíl. Hypotéza 6 byla tedy vyvrácena, hypotéza 7 byla potvrzena.

Tyto rozdíly je možné přisuzovat funkci Smart mA pro automatické nastavování proudu nebo skutečnosti, že nebyli vybíráni pacienti v určitém hmotnostním intervalu. Předpoklad, že na přístroji byli vyšetřováni pacienti s větší hmotností či pacienti s větším průměrem hrudníku, by odpovídal výsledkům, že hodnoty mA a μAs jsou signifikantně vyšší při skenování na úrovni arcus aortae, nejsou však vyšší při skenování na úrovni mozkových komor. Zde se nabízí návrh pro další výzkum, provést obdobný výzkum na skupině pacientů s určitým hmotnostním rozmezím či rozřazením podle tělesné konstituce.

Druhá výzkumná otázka byla stanovena následovně: „Bude rozdíl v kvalitě obrazu, kterou poskytuje přístroj CT1 a kvalitě obrazu, kterou poskytuje přístroj CT2?“. K posouzení optimální kvality obrazu byl zvolen parametr množství šumu vyjádřený směrodatnou odchylkou ve zvolené ROI. Množství šumu je závislé na elektrickém množství, a to tak, že zvýšení hodnoty elektrického množství vede ke snižující se hladině šumu. (Súkupová, 2018, s. 124)

Byla dohledána studie, která porovnává kvalitu obrazu při skenování s různými akvizičními parametry. Autor Annet Waaijer ve spolupráci s dalšími autory publikoval v roce 2007 studii, ve které hodnotili vliv nižšího napětí a různých proudů na kvalitu obrazu při CTA Willisova okruhu. Poměr signálu k šumu (SNR) byl stanoven na fantomu hlavy, který byl snímkován při napětích 90, 120 a 140 kV. Studie zkoumala poměr signálu k šumu také na pacientech, autoři studie provedli skenování na 10 pacientech při skenovacích parametrech 120 kV a 200 mAs a na 10 pacientech při 90 kV a 330 mAs. Hodnocení kvality obrazu na skenech prováděných na pacientech však bylo vyhodnocováno subjektivně dvěma radiology, kteří použili pětibodovou stupnici k subjektivnímu hodnocení obrazu, ve kterém hodnotili viditelnost cév, zobrazení detailů malých tepen, šum obrazu a interferenci subarachnoidální krve. Pro statistickou analýzu byl použit Mannův-Whitneyho U test. Výsledky prokázaly, že při stejném proudu při skenování fantomu bylo SNR nižší při 90 kV než při 120 nebo 140 kV. Při identickém CTDI vedlo napětí 90 kV k 45-52% zvýšení SNR ve srovnání se SNR při 120 kV. Při skenování pacientů byla subjektivní kvalita obrazu vyšší při 90 kV než při 120 kV. Dávka byla při skenování s 90 kV o 30 % nižší než dávka při 120 kV,

skóre pro viditelnost cév, zobrazení detailů malých tepen a šumu obrazu bylo vyšší při 90 kV než při 120 kV. Výsledky této studie ukazují, že nižší napětí zlepšilo SNR při stejných dávkách záření. U CT angiografie Willisova okruhu se to projevilo lepší kvalitou obrazu při 90 kV. (Annet Waaijer, 2007)

Při vyhodnocování kvality obrazu v této práci byly stanoveny hypotézy 8-14, přičemž znění hypotéz bylo následovné: Hypotéza 8: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v aorta ascendens na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 9: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v aorta descendens na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 10: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v truncus pulmonalis na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 11: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v arteria carotis communis dextra na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 12: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného ve vena jugularis dextra na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 13: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v sinus transversus na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní. Hypotéza 14: Rozdíly v hodnotách šumu měřeného v postranních mozkových komorách na CT1 a CT2 nebudou statisticky signifikantní.

Vyhodnocením výsledků bylo zjištěno, že hodnota směrodatné odchylky při měřeních v ROI umístěných v aorta ascendens, aorta descendens a truncus pulmonalis nevykazovala mezi přístroji CT1 a CT2 signifikantní rozdíl. Hodnoty byly v těchto třech případech vždy větší u CT2, při měření v aorta ascendens byl zjištěn rozdíl 11 % v porovnání s CT2, je to však rozdíl klinický, statisticky nebyl prokázán signifikantní rozdíl. Při měření v ROI v aorta descendens byla hodnota směrodatné odchylky větší o 2 % u CT 2 než u CT1, při měření v ROI v truncus pulmonalis činil rozdíl 2,5 %. Hypotéza 8, 9 a 10 byly potvrzeny.

Statisticky signifikantní rozdíl mezi přístroji nebyl ani při měření v arteria carotis communis dextra či ve vena jugularis. Hodnota byla sice v a. carotis communis dextra o 13% vyšší u CT1, ale rozdíl nebyl prokázán statisticky. V ROI ve vena jugularis byla hodnota směrodatné odchylky větší u CT 1 o 0,45 %. Hypotézy 11, 12 byly rovněž potvrzeny.

Jediná hypotéza, která byla vyvrácena, byla hypotéza 13. Hodnoty směrodatné odchylky měřené v sinus transversus byly větší o 15 % u CT1, což bylo vyhodnoceno jako signifikantní rozdíl. Výsledky měření neprokázaly signifikantní rozdíl mezi směrodatnými odchylkami ani v postranních mozkových komorách, kde byl zjištěn rozdíl 6 %, větší hodnota byla u CT2. Hypotéza 14 byla rovněž potvrzena. Lze říct, že oba CT přístroje poskytnuly až na jedinou oblast stejnou kvalitu obrazu. Jediná oblast, ve které byl prokázán rozdíl mezi kvalitou obrazu mezi přístroji, byl sinus transversus. Přesný důvod, proč tato oblast jako jediná vykazovala

rozdíl v kvalitě obrazu, není znám. K vysvětlení, proč tomu tak bylo, by bylo vhodné doplnit sken na úrovni sinus transversus o informace ohledně skenovacích parametrů pro tento sken, jelikož z výše uvedené studie (Annet Waaijer, 2007) vyplývá, že při stejném proudu při skenování fantomu bylo SNR nižší při nižších kV, nižší napětí zlepšilo SNR při stejných dávkách záření a u CT angiografie Willisova okruhu se projevilo snížení kV lepší kvalitou obrazu. Výzkum k této DP byl ale prováděn s napětím 120 kV na všech skenech. Dalším možným důvodem, proč byl u směrodatné odchylky zjištěn signifikantní rozdíl je menší plocha zakreslované ROI, ve které měření probíhalo, v porovnání s ROI například v aortě či truncus pulmonalis, což může výsledky značně zkreslovat.

Autor Eliel Ben-David ve studii z roku 2014 porovnává vliv skenovacích protokolů při 80 kV se standardními 120 kV při skenování hlavy na obrazovou kvalitu a dávku, avšak obrazová kvalita je hodnocená v ROI v šedé a bílé mozkové hmotě. Porovnává hodnoty HU, šumu a poměr kontrastu k šumu na dávku (CNRD). (Eliel Ben-David, 2014)

Poslední výzkumná otázka byla stanovena následovně: Bude na přístrojích optimálně nastavena synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat? Výsledky ukázaly, že optimální rozložení koncentrace kontrastní látky v cévách při CTA mozkových tepen, bylo u 84 pacientů, ne zcela optimální rozložení koncentrace KL u tohoto vyšetření bylo u 16 pacientů. Z výsledků lze odpovědět na výzkumnou otázku, že na přístrojích není optimálně nastavena synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat, avšak tuto odpověď nelze nutně vztahovat na chybu přístroje, jelikož odlišnosti mohou být způsobené mnoha faktory, ať už nesprávným načasováním podání kontrastní látky a akvizice dat, radiologickým asistentem, který přístroj obsluhuje, interpersonálními rozdíly mezi radiologickým asistenty a v menší míře taktéž pacientem, například jeho tepovou frekvencí.

Při měření radiační dávky byla pro výzkum k této diplomové práci použita veličina objemový kermový index výpočetní tomografie ($CTDI_{VOL}$). MZ ČR ve věstníku č. 6/2015 (s. 10-11) uvádí veličinu $CTDI_{VOL}$ jako doporučenou k hodnocení radiační zátěže, ovšem tato veličina není vhodná ke stanovení radiační dávky, kterou obdrží pacient, jelikož nepracuje s hmotností a velikostí pacienta. $CTDI_{VOL}$ udává velikost dávkového výstupu z rentgenky. S veličinou DLP, která vyjadřuje součin kermy a délky pro CT, pracuje již výše uvedený autor Girish Bathla ve své studii, publikované roku 2020.

Byly zodpovězeny všechny výzkumné otázky i hypotézy, které byly buď vyvráceny nebo potvrzeny.

13.9 Limity a další návrhy pro výzkum

Provádění výzkumu při této diplomové práci mělo několik limitací, které mohly ovlivnit výsledky. První limitací této práce je volba veličiny $CTDI_{VOL}$ k hodnocení radiační zátěže, která udává výstupní dávku z rentgenky CT přístroje. Tato veličina nehodnotí dávku, kterou obdrží pacient, ale pouze radiační zátěž, které je pacient vystavován. Při hodnocení dávky na pacienta by bylo nutné vycházet z veličiny DLP či přepočíst dávku na efektivní dávku pomocí parametru SSDE (Size-Specific Dose), který přepočítává $CTDI_{VOL}$ a pracuje s efektivním průměrem pacienta.

S tím souvisí další limitace práce, kterou bylo neroztřídění pacientů zkoumaných ve výzkumné části do skupin podle hmotnosti, čímž by došlo k homogenizaci zkoumaných skupin. Další možností, jak zajistit stejnou hmotnost zkoumaných pacientů, je vybírat pouze pacienty, kteří spadají do předem stanoveného hmotnostního intervalu. Dalším návrhem na výzkum je zařazení pacientů pouze v určitém hmotnostním intervalu a zjištění patientské dávky za pomoci veličiny DLP.

Limitací bylo rovněž provádění skenování na přístrojích, které používají funkci Smart mA, čímž došlo k ovlivnění výsledků, které se týkaly hodnocení rozdílů při expozičních parametrech. Pro zajištění stejných podmínek při skenování by bylo vhodné provést výzkum na fantomech. K této diplomové práci byla však data sbírána retrospektivně.

Při hodnocení kvality obrazu byla porovnávána hodnota směrodatné odchylky, jednalo se o kvantitativní výzkum. V dalších výzkumech, které by se zabývaly vlivem skenovacích parametrů na obrazovou kvalitu by taktéž mohl být výzkum doplněn o kvalitativní hodnocení obrazové kvality, které by spočívalo v subjektivním hodnocení kvality obrazů zkušenými radiology, hodnocení by pak probíhalo za pomoci obodované číselné škály. Provedení kvantitativního i kvalitativního výzkumu by bylo komplexnější.

Směrodatná odchylka byla měřena v ROI, které neměly stejnou plochu, tudíž mohly být výsledky u menších ROI ve větší míře zkresleny než u větších ROI.

Při hodnocení optimálního nastavení synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat mohly být výsledky ovlivněny mnoha faktory, jako jsou nesprávné načasování podání kontrastní látky a akvizice dat, interpersonálními rozdíly mezi radiologickými asistenty, kteří přístroje obsluhují a v menší míře taktéž pacientem, například jeho tepovou frekvencí.

Na výsledky může mít vliv také pracoviště, na kterém se výzkum prováděl a jeho zvyklosti. V případě provádění výzkumu na jiném pracovišti s jinými zvyklostmi,

jinými CT přístroji od jiných výrobců nebo od stejných výrobců, avšak s jinými podmínkami či jiným nastavením v jiné nemocnici se mohou výsledky lišit.

13.10 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo popsat a porovnat, jaký vliv mají vstupní skenovací parametry na radiační zátěž pacienta a obrazovou kvalitu při CTA mozkových tepen. Vyšetření byla prováděna ve FNOL na přístrojích CT Revolution Apex od GE Medical Systems a na přístroji CT Revolution CT od GE Medical Systems, přičemž na obou přístrojích probíhalo vyšetření se stejnými akvizičními parametry. Výzkumný soubor tvořilo celkem 100 pacientů, kterým byla provedena CTA mozkových tepen v období od 1.2.2020 do 1.2.2022. K vyhledávání pacientů a sběru dat byl použit systém PACS.

K hodnocení radiační zátěže byla použita veličina objemový kermový index výpočetní tomografie $CTDI_{VOL}$, tato veličina udává výstupní dávku z rentgenky CT přístroje. Průměrná hodnota $CTDI_{VOL}$ byla o 14,3 % vyšší (o 2,5 mGy) u přístroje CT Revolution Apex od GE Medical Systems. Hypotéza 1 byla vyvrácena. Odpověď na výzkumnou otázku zní, že je rozdíl v radiační dávce mezi přístroji CT1 a CT2.

Hypotézy 2-7 se týkaly skenovacích parametrů kV, mA a μ As. Hodnoty kV byly u všech skenů stejné, hodnoty mA a μ As byly vyšší u skenů na úrovni arcus aortae, na úrovni mozkových komor nikoliv. Byly potvrzeny hypotézy 2, 3, 5 a 7, hypotézy 4 a 6 byly vyvráceny.

Druhá výzkumná otázka se týkala kvality obrazu na CT1 a CT2. Kvalita obrazu byla porovnávána pomocí směrodatné odchylky zjišťované v ROI. Bylo zjištěno, že obrazová kvalita vykazovala statisticky signifikantní rozdíl pouze v sinus transversus, a to o 15 % větší u CT1. V ostatních ROI nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl. Hypotézy 8, 9, 10, 11, 12 a 14 byly potvrzeny. Hypotéza 13 byla vyvrácena.

Poslední výzkumná otázka zkoumala, jestli je na CT přístrojích optimálně nastavena synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice dat. Výsledky ukázaly, že optimální rozložení koncentrace kontrastní látky v cévách při CTA mozkových tepen bylo u 84 pacientů, ne zcela optimální rozložení koncentrace KL bylo u 16 pacientů.

Cíl práce byl splněn. Pomocí popisné a statistické analýzy bylo zodpovězeno na všechny výzkumné otázky, v teoretické části se jednotlivé kapitoly rovněž věnovaly vlivu vstupních skenovacích parametrů na radiační zátěž pacienta a obrazovou kvalitu.

SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Počet mužů a žen vyšetřených na CT1 a CT2	44
---	----

Všechny použité tabulky byly vytvořeny autorem práce

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1: Rozložení mezi pohlavími pacientů vyšetřených na CT1.....	Error! Bookmark not defined.
Obrázek č. 2: Rozložení mezi pohlavími pacientů vystřených na CT2.....	Error! Bookmark not defined.
Obrázek č. 3: Průměrný věk pacientů	45
Obrázek č. 4: CT sken při měření v ROI, které se nacházely v aorta ascendens, truncus pulmonalis a aorta descendens	Error! Bookmark not defined.
Obrázek č. 5: CT sken při měření v ROI, které se nacházely v arteria carotis communis dextra a ve vena jugularis dextra	Error! Bookmark not defined.
Obrázek č. 6: CT sken při měření v ROI, která se nacházela v sinus transversus.....	Error! Bookmark not defined.
Obrázek č. 7: CT sken při měření v ROI, která se nacházela ve ventriculi cerebri..	Error! Bookmark not defined.
Obrázek č. 8: Srovnání objemových dávkových indexů pro CT1 a CT2 v mGy	51
Obrázek č. 9: Srovnání hodnot napětí pro vyšetření u přístrojů CT1 a CT2	52
Obrázek č. 10: Srovnání hodnot proudu u CT skenu na úrovni aorty a truncus pulmonalis (v mA) pro CT1 a CT2.....	53
Obrázek č. 11: Srovnání hodnot proudu u CT skenu na úrovni mozkových komor (v mA) pro CT1 a CT2	54
Obrázek č. 12: Srovnání hodnot elektrického množství u CT skenu na úrovni aorty a truncus pulmonalis (v μ As) pro CT1 a CT2	55
Obrázek č. 13: Srovnání hodnot elektrického množství u CT skenu pro postranní mozkové komory (v μ As) pro CT1 a CT2	56
Obrázek č. 14: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI, která byla umístěna v aortě ascendens	57
Obrázek č. 15: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI, která byla umístěna v aortě descendens	57
Obrázek č. 16: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI, která byla umístěna v truncus pulmonalis.....	58
Obrázek č. 17: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné v arteria carotis communis dextra	59
Obrázek č. 18: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné ve vena jugularis dextra	60
Obrázek č. 19: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné v sinus transversus	61
Obrázek č. 20: Srovnání hodnot průměrné směrodatné odchylky (SD) v ROI umístěné postranních mozkových komorách	62
Obrázek č. 21: Správné načasování aplikace kontrastní látky a akvizice dat	63

Všechny použité obrázky byly vytvořeny autorem práce nebo byl převzaty z PACSu Fakultní nemocnice v Olomouci.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

\bar{X}_s – signál pixelu v oblasti zájmu

σ_{bg} – směrodatná odchylka pozadí

X_{bg} – průměrný signál

μAs – mikoAmpérsekunda

2D – dvourozměrný

3D – trojrozměrný

4D – čtyřrozměrný

a. – tepna

aa. – tepny

AEC – Automatic exposure control - automaticky řízená expozice

AJ – Anglický jazyk

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

As – miliAmpér

ATCM – Automatic Tube Current Modulation – automatická modulace proudu

B – zpětný rozptyl

cm – centimetr

CMP – Cévní mozková příhoda

CNR – Contrast-to-Noise Ratio

CT – Výpočetní tomografie

CTA – Angiografická výpočetní tomografie

CTDI – kermový index výpočetní tomografie

CTDI_{100,c} – hodnota objemového kermového indexu výpočetní tomografie měřená 100- milimetrovou ionizační komorou uprostřed fantomu

CTDI_{100,p} – hodnota objemového kermového indexu výpočetní tomografie měřená 100- milimetrovou ionizační komorou na periferii fantomu

CTDI_{VOL} – objemový kermový index výpočetní tomografie

č. – číslo

ČJ – Český jazyk

ČR – Česká republika

D – Dávka

dEk – součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic

DLP – Dose length product

dm – hmotnost látky

dm – uvažovaný objem

DRÚ – Diagnostická referenční úroveň

$D_{T,R}$ – střední dávka v tkáni nebo orgánu

E – efektivní dávka

FN – Fakultní nemocnice

FNOL – Fakultní nemocnice Olomouc

FOV – Field of view

FZV UP – Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci

G – Gauge

g. – gyrus,

GE – General Electric

Gy – Gray

H0 – nulová hypotéza

H1 – alternativní hypotéza

H_T – ekvivalentní dávka

HU – Hounsfieldova jednotka

I – Jod

J – Joule

K – Kerma

K_e – Vstupní povrchová kerma

Kg – Kilogram

K_i – Kerma ve vzduchu

KL – Kontrastní látka

Kv – kilovolt

l – litr

LAT – laterální
MDCT – multidetektorová výpočetní tomografie
mg – miligram
mGy – miliGray
MIP – Maximum Intensity Projection
ml – mililitr
ml/s – mililitr za sekundu
mm – milimetr
ms – milisekunda
MZ – ministerstvo zdravotnictví
P – p hodnota
PACS – Picture archiving and communication system
P_{AK} – součin kermy a plochy
PMMA – polymethylmetakrylát
r. – větev
ROI – Region Of Interest
rr. – větve
s – sekunda
s. – strana
Sb. – sbírky
SD – směrodatná odchylka
SNR – Signal-to-Noise Ratio
tzn. – to znamená
USA – United States of America
ÚZIS – Ústav zdravotnických informací a statistiky
v. – žíla
VRT – Volume Rendering Technique
vv. – žíly
WC – window center
WL – window level

w_R – radiační váhový faktor

WW – window width

α – hladina významnosti

$d\varepsilon$ – střední sdělená energie

REFERENČNÍ SEZNAM

1. ADRABOU A, Bell D, Murphy A, et al. CT angiography of the cerebral arteries (protocol). [cit. 2023-03-07]. <https://doi.org/10.53347/rID-57590>
2. Bathla, G., Priya, S., Samaniego, E. *et al.* Cerebral computed tomographic angiography using third-generation reconstruction algorithm provides improved image quality with lower contrast and radiation dose. [cit. 2023-05-05] *Neuroradiology* 62, 965–970 (2020). <https://doi.org/10.1007/s00234-020-02406-y>
3. BEN-DAVID, Eliel, Jose E. COHEN, S. NAHUM GOLDBERG, et al. Significance of enhanced cerebral gray–white matter contrast at 80kVp compared to conventional 120kVp CT scan in the evaluation of acute stroke. [cit. 2023-05-05] *Journal of Clinical Neuroscience* [online]. 2014, 21(9), 1591-1594 [cit. 2023-05-05]. ISSN 09675868. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jocn.2014.03.008](https://doi.org/10.1016/j.jocn.2014.03.008)
4. BUSHBERG, Jerrold T., J. Anthony SEIBERT, Edwin M. LEIDHOLDT et al., 2011. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer. ISBN 978-0-7817-8057-5.
5. COHEN M, Wittsack HJ, Assadi S et al. Radiation exposure of patients in comprehensive computed tomography of the head in acute stroke. [cit. 2023-05-05] *AJNR Am J Neuroradiol.* 2006 Sep;27(8):1741-5. PMID: 16971627; PMCID: PMC8139787.
6. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
7. DUFEK, Michal. Ateroskleróza v neurologii. *Interní medicína pro praxi*. 2003, 21, 5(5), 16-21. ISSN 1803-5256. [cit. 07.03.2023]. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2003/05/15.pdf>)
8. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
9. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG., 2002. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, 663 s. ISBN 8072621726.
10. FERDA, Jiří, Tomáš VENDIŠ, Jan BAXA, Hynek MÍRKA, Bernard SCHMIDT, André HENNING, Stefan ULZHEIMER a Thomas FLOHR. *Výpočetní tomografie s*

- použitím photon- -counting detektoru Na počest 125. výročí objevení paprsků X
Wilhelmem Conradem Röntgenem. *Česká Radiologie* [online], 15. 9. 2020, 74(3),
159–170 [cit. 2023-03-08]. ISSN 1210-7883. Dostupné z:
http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2003_159_170.pdf
11. FERDA, Jiří. *CT angiografie*. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-726-2281-1.
 12. Fotonové CT: Kvantový skok ve výpočetní tomografii. *Siemens-healthineers* [online].
[cit. 2023-03-08]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/cz/computed-tomography/technologies-and-innovations/photon-counting-ct>
 13. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014.
ISBN 978-802-4429-014.
 14. HSIEH, Jiang. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. Third Edition. Bellingham: SPIE Press, 2015. ISBN 978-162-8418-255.
 15. HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vydání.
Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2350-0.
 16. Cho, ES., Chung, TS., Ahn, S.J. et al. Cerebral computed tomography angiography using a 70 kVp protocol: improved vascular enhancement with a reduced volume of contrast medium and radiation dose. *Eur Radiol* 25, 1421–1430 (2015).
<https://doi.org/10.1007/s00330-014-3540-z>
 17. KALENDER, Willi A., 2011. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. 3rd revised edition. Erlangen: Publicis Publishing, 354 s. ISBN 978-3-89578-317-3.
 18. KRAJINA, Antonín, HLAVA, Antonín. *Angiografie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 1999. 550 s. ISBN 80-901753-6-8.
 19. KRAJINA, Antonín, Jiří NÁHLOVSKÝ, Miroslav LOJÍK, Tomáš ČESÁK, Ivan LÁTR, Jiřina HABALOVÁ a Jitka SCHREIBEROVÁ. Endovaskulární léčba mozkových aneuryzmat po subarachnoidálním krvácení: kritická analýza a současný stav. *Česká Radiologie* [online], 30. 6. 2007, 61(3), 264–269 [cit. 2023-03-08]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0703_05.pdf
 20. KRAJINA, Antonín, PEREGRIN Jan H. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. 835 s. ISBN 80-86703-08-8.
 21. KRAMER, Manuel, Stephan ELLMANN, Thomas ALLMENDINGER, et al. *Computed Tomography Angiography of Carotid Arteries and Vertebrobasilar*

- System. *Medicine* [online]. 2015, 94(26) [cit. 2023-03-08]. ISSN 0025-7974.
Dostupné z: doi:10.1097/MD.0000000000001058
22. LEE, E.J., S.K. LEE, R. AGID, P. HOWARD, J.M. BAE a K. TERBRUGGE. Comparison of Image Quality and Radiation Dose between Fixed Tube Current and Combined Automatic Tube Current Modulation in Craniocervical CT Angiography. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2009, 30(9), 1754-1759 [cit. 2023-03-07]. ISSN 0195-6108. Dostupné z: doi:10.3174/ajnr.A1675
23. MAYO-SMITH, William W., Amy K. HARA, Mahadevappa MAHESH, Dushyant V. SAHANI a William PAVLICEK. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* [online]. 2014, 273(3), 657-672 [cit. 2022-03-01]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.14132328>
24. MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA, 2015. Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření. První vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-185-8.
25. NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M. Přehled anatomie. Druhé, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, 2009, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0
26. NEKULA, Josef. Klinická radiologie: skriptum. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. 263 s. ISBN 978-80-7464-564-8.
27. NETTER, Frank H. Netterův anatomický atlas člověka. Brno: CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5.
28. PETEROVÁ, Věra, 2010. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi* [online]. 7(2), 90-94 [cit. 2022-10-29]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>
29. Principy radiační ochrany. *Státní ústav radiační ochrany, v. v. i* [online]. Praha [cit. 2023-03-07]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
30. PROCHÁZKA, Václav, ČÍŽEK, Vladimír a kol. Vaskulární diagnostika a intervenční výkony. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. 217 s. ISBN 978-80-7345-284-1.
31. RAMAN, Siva P., Mahadevappa MAHESH, Robert V. BLASKO a Elliot K. FISHMAN. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2013, 10(11), 840-846 [cit. 2022-02-23]. ISSN 15461440. Dostupné z: <https://www.jacr.org/article/S1546->

- 1440(13)00317-7/fulltext. doi: 10.1016/j.jacr.2013.05.032 5. recent advances. Bellingham, WA: SPIE Optical Engineering Press, 2003. 387 s. ISBN 0819444251
32. ROMANS, Lois E., 2011. Computed tomography for technologists: a comprehensive text. Philadelphia, Pennsylvania, United States: Wollters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-7751-3.
33. SABOL, Jozef, Leoš NAVRÁTIL a Jana HUDZIETZOVÁ, 2011. *Současný systém veličin a jednotek v radiační ochraně* [online]. In: . [cit. 2023-04-03]. Dostupné z: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/130/43130864.pdf
34. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, c2004. ISBN 978-80-247-4108-6.
35. SÚKUPOVÁ, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-0-944838-53-2.
36. SÚKUPOVÁ, Lucie. Co představuje parametr CTDIVOL uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům. *Česká Radiologie* [online]. 9. 9. 2015, 69(3), 194–200 [cit. 2023-03-08]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf
37. SÚKUPOVÁ, Lucie. Principy rekonstrukce CT obrazu. *Lucie Súpová* [online]. 2018 [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/principy-rekonstrukce-ct-obrazu>.
38. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
39. SZCZYKUTOWICZ, Timothy.,2020. *The CT handbook: optimizing protocols for today's feature-rich scanners*. Madison, WI: Medical Physics Publishing, xv, 570 s. ISBN 978-0-944838-53-2.
40. ŠERCL, Miroslav, Zuzana EICHLOVÁ, Pavel BARSA, Veronika MELLANOVÁ, Vít MACHAČKA a Ladislav ENDRYCH. Spontánní disekce krčního úseku vnitřní krkavice. *Česká Radiologie* [online], 6. 4. 2020, 74(2), 131–138 [cit. 2023-03-08]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2002_131_138.pdf
41. ŠVEC, Jiří. *Radiační fyzika*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-572-3.

42. TOMPE, Aparna a Kiran SARGAR, 2022. X-Ray Image Quality Assurance [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing [cit. 2022-12-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564362/>
43. TSALAFOUTAS, Ioannis A. Patient dose considerations in computed tomography examinations. *World Journal of Radiology* [online]. 2010, 2(7) [cit. 2023-03-07]. ISSN 1949-8470. Dostupné z: doi:10.4329/wjr.v2.i7.262
44. ÚZIS. Činnost oboru radiologie a zobrazovacích metod v roce 2007 [online]. 23.7.2008. [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/30_08.pdf
45. ÚZIS. Činnost oboru radiologie a zobrazovacích metod v roce 2009 [online]. 2010, 5 [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/34_10.pdf
46. ÚZIS. Činnost zdravotnických zařízení v České republice v roce 2006 Obor radiologie a zobrazovací metody [online]. 27. 11. 2007 [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/58_07.pdf
47. ÚZIS. Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení ČR v roce 2019 [online]. 2020, 3 [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008347/ai-2020-03-t1-pristrojove-vybaveni-zz-2019.pdf>
48. ÚZIS. Stručný přehled činnosti oboru radiologie a zobrazovací metody za období 2007–2020 [online]. 19.8.2021. [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008394/nzis-rep-2021-k19-a049-radiologie-a-zobrazovaci-metody-2020.pdf>
49. ÚZIS. Vývoj přístrojového vybavení zdravotnických zařízení ČR v letech 2006–2015 [online]. 1. 9. 2016 [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/007515/ai-2016-01.pdf>
50. VITERI-RAMÍREZ, G., A. GARCÍA-LALLANA, I. SIMÓN-YARZA et al. Low radiation and low-contrast dose pulmonary CT angiography: Comparison of 80 kVp/60 ml and 100 kVp/80 ml protocols. *Clinical Radiology* [online]. 2012, 67(9), 833-839 [cit. 2023-05-05]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2011.11.016
51. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

52. Vyhláška č. 422/2016 Sb.: Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje [online], 2016. [cit. 2022-10-31]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>
53. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje 422/2016 Sb. Státní úřad pro jadernou bezpečnost [online]. [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/vyhlasky/sb0172-2016.pdf>
54. Výpočetní tomografie – CT: Příprava před vyšetřením. *Radiologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně* [online]. [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/informace-pro-pacienty/pocitacova-tomografie-ct.html>
55. WAAIJER, Annet, Mathias PROKOP, Birgitta K. VELTHUIS, Chris J. G. BAKKER, Gerard A. P. DE KORT a Maarten S. VAN LEEUWEN. Circle of Willis at CT Angiography: Dose Reduction and Image Quality—Reducing Tube Voltage and Increasing Tube Current Settings. *Radiology* [online]. 2007, 242(3), 832-839 [cit. 2023-05-05]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2423051191
56. WANG, Xinrui, Chengcheng ZHU, Jing LI, Andrew J. DEGNAN, Tao JIANG a Jianping LU. Knowledge-based iterative model reconstruction. *Medicine* [online]. 2018, 97(30) [cit. 2023-03-07]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000011514
57. Zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon. Státní úřad pro jadernou bezpečnost [online]. [cit. 2023-03-08]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/263_2016_AZ_20220201_01.pdf
58. ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Česká Radiologie* [online]. 15. 6. 2011, 65(3), 169–176 [cit. 2023-03-08]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Tepny mozku: pohled zespodu

Příloha č. 2: Tepny mozku: pohled zepředu a frontální řez

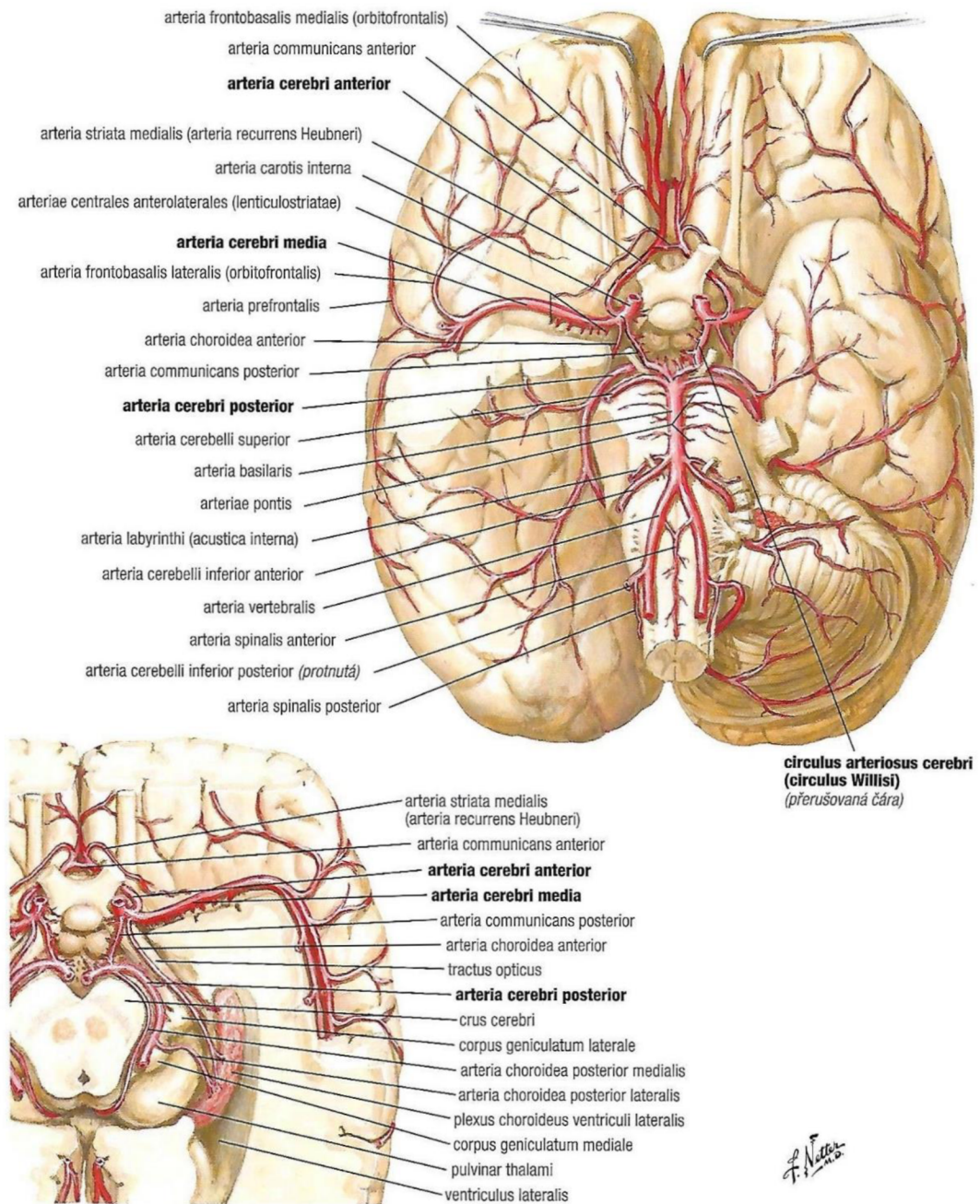
Příloha č. 3: Tepny mozku: pohled z laterální a mediální strany

Příloha č. 4: Souhlas etické komise

Příloha č. 5: Tabulka použitá pro zapisování naměřených hodnot ve výzkumné části

Příloha č. 6: Souhlasná žádost o poskytnutí informace/sběr dat pro studijní účely

Příloha č. 1: Tepny mozku: pohled zespodu

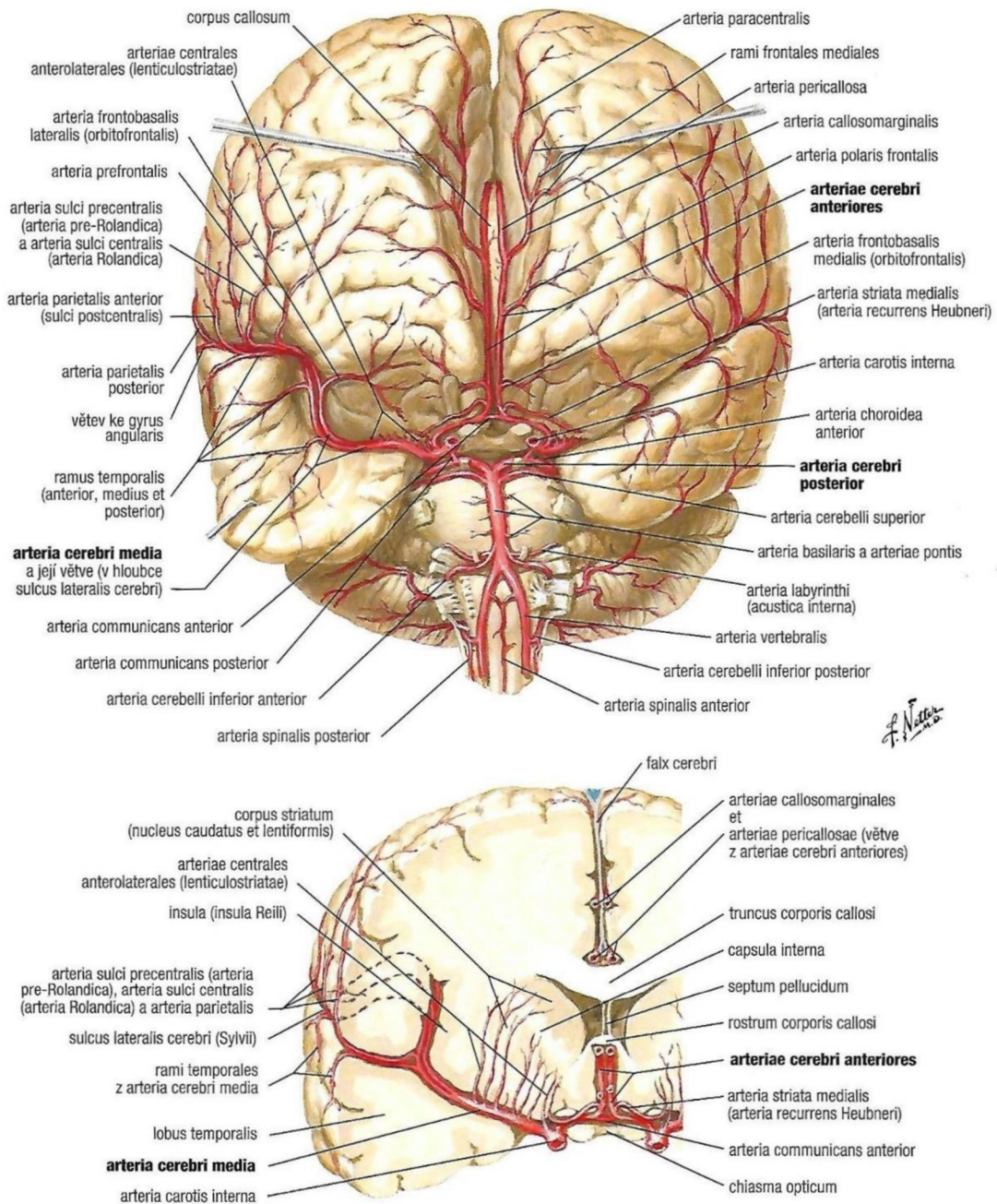


Tabule 140

Cévní zásobení mozku

Zdroj: NETTER, Frank H. Netterův anatomický atlas člověka. Brno: CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5.

Příloha č. 2: Tepny mozku: pohled zepředu a frontální řez

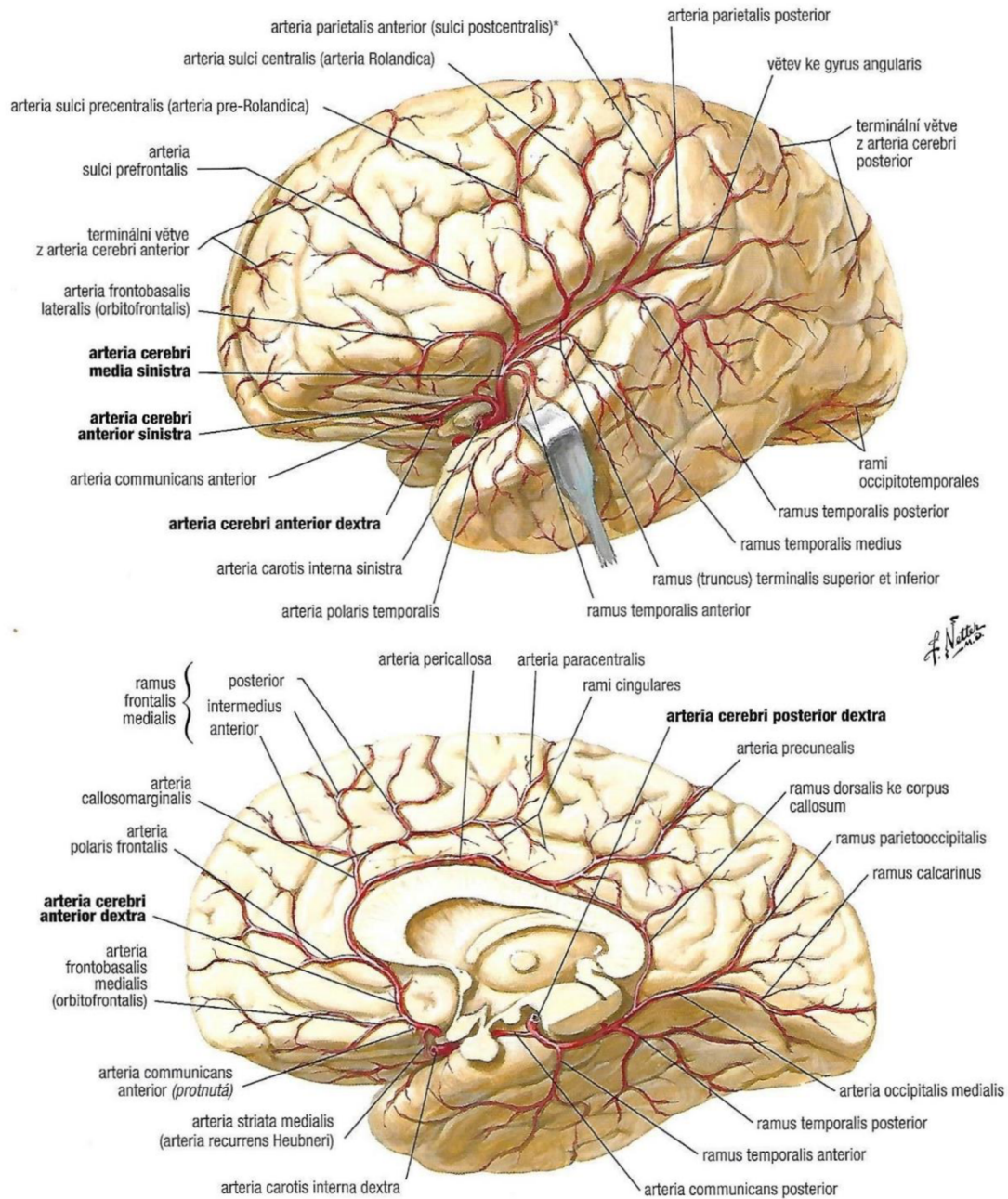


Tabule 142

Cévní zásobení mozku

Zdroj: NETTER, Frank H. Netterův anatomický atlas člověka. Brno: CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5.

Příloha č. 3: Tepny mozku: pohled z laterální a mediální strany



*Poznámka: Arteria parietalis anterior (sulci postcentralis) se také vyskytuje jako samostatná arteria parietalis anterior a arteria sulci postcentralis.



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL - 156631/FZV-2022

Vážený pan
Bc. David Mec

2022-07-29

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Technické aspekty CT vyšetření**“, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Příloha č. 5: Tabulka použitá pro zapisování naměřených hodnot ve výzkumné části

	CT1	CT2
avg. HU Aorta ascendens		
SD Aorta ascendens		
avg. HU Aorta descendens		
SD Aorta descendens		
avg. HU plicnice		
SD plicnice		
X ray tube Current 1		
Exposure in μAs 1		
KVP 1		
avg. HU carotis interna		
SD carotis interna		
avg. HU vena jugularis		
SD vena jugularis		
avg. HU sinus transversus		
SD sinus transversus		
avg. HU komory		
STD komory		
X Ray tube Current 2		
Exposure in μAs 2		
CTDI vol (mGy)		
Věk		
Pohlaví		



FAKULTNÍ NEMOCNICE
OLOMOUC

I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc
Tel. 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz
IČ: 00098892

ODBOR KVALITY

Fm-MP-G015-05-ZADOST-001

verze č. 1, str. 1/2

Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: David Mec

Datum narození: 9.2.1999 Telefon: 732182847 E-mail: david.mec01@upol.cz

Kontaktní adresa: Hnoník 19, Hnojník, 73953

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 CT vyšetření, vedoucí práce: Heřman Miroslav, prof. MUDr. Ph.D.

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: _____

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

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci:

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: 01/2018 - 10/2022

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: 10/2022 do: 03/2023

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Do diplomové práce budu zjišťovat, jaký vliv mají vstupní skenovací parametry na radiační zátěž pacienta při CTA mozkových tepen. Cílem bude srovnat vstupní skenovací parametry (kV, mAs, denzitu, hmotnost pacienta, šum obrazu), od nichž se odvíjí radiační zátěž pacienta na dvou různých CT ve FNOL při CTA mozkových tepen

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: Diplomová práce bude uveřejněna a dohledatelná na internetových stránkách školy. Pevné výtisky budou odevzdány státnicové komisi k posouzení.

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):

2.7.2022

Schválil (datum podpis):

15.7.2022

Mgr. Jiřina Čahlíková, MBA
vedoucí Odboru kvality
Fakultní nemocnice Olomouc

Poznámky: