

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2024

Bc. Karolína Tomšů

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Karolína Tomšů

Význam spektrálního CT v diagnostice CMP

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Tomáš Rohan, Ph.D.

Olomouc 2024

Prohlášení

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

V Olomouci 2.5.2024

bc. Karolína Tomšů

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucímu diplomové práce MUDr. Tomáši Rohanovi, Ph.D. za odborné vedení, užitečné rady a trpělivost při odborném vedení diplomové práce. Děkuji své rodině za podporu během studia.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Význam spektrálního CT v diagnostice cévní mozkové příhody

Název práce: Význam spektrálního CT v diagnostice cévní mozkové příhody

Název práce v AJ: The significance of spectral CT in the diagnosis of cerebrovascular stroke

Datum zadání: 28.01.2023

Datum odevzdání: 2.5.2024

Vysoká škola, fakulta, ústav:

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Karolína Tomšů

Vedoucí práce: MUDr. Tomáš Rohan. Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Anna Vybíralová

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Tématem diplomové práce je porovnání kvality provedeného vyšetření na multidetektorové výpočetní tomografii CT Brilliance 64 se zobrazením na spektrálním CT Spectral CT 7500 u pacientů s podezřením na cévní mozkovou příhodu. Práce se zabývá radiální zátěží na pacienta na rozdílných přístrojích a hodnocením kvality vyšetření CT angiografie mozkových tepen. Zkoumá vliv objemu a množství jodové kontrastní látky výsledné zobrazení.

Cíl: Cílem diplomové práce bylo porovnání kvality zobrazení CT angiografie u dvou rozdílných přístrojů na totožném vyšetření při snížení koncentrace jódu v kontrastní látce. Dále hodnocení kontrastní náplně u CT angiografie na spektrálním CT (Spectral CT 7500) při snížení množství podané jodové kontrastní látky.

Metodika: Výzkumný soubor byl 153 pacientů (67 žen a 86 mužů, průměr $68,8 \pm 14,2$ let) s podezřením na cévní mozkovou příhodu. Retrospektivně byly vyhledány elektronické žádanky pacientů v programu e-MED, u nichž v rámci stroke protokolu bylo provedeno CT vyšetření nativní hlavy a CT angiografie ve Fakultní nemocnici Brno Bohunice. Patologie byla zjišťována z nálezů vyšetření od radiologů s odbornou specializací. Informace o dávkovém protokolu a obrazové dokumentaci byly získány z archivačního a komunikačního systému Marie PACS a Concerto 11 od výrobce Philips Healthcare. Kvalita byla hodnocena z naměřených denzit vybraných oblastí u CT angiografie mozku a mozkových tepen. Dále byly získány informace o proběhlé bolus tracking metodě. Po získání všech údajů proběhlo testování hypotéz a jejich statistickému zpracování.

Výsledky: Bylo prokázáno snížení radiační zátěže na pacienta při vyšetření na spektrální výpočetní tomografii Spectral CT 7500. Dále byl prokázán vliv koncentrace jódu na výsledný obraz snížením denzit v měřených oblastech. Došlo i ke snížení naměřených denzit u vyšetření se sníženým množstvím podané kontrastní látky. Všechny naměřené hodnoty však byly dostatečně hodnotitelné.

Závěr: Výsledky prokázaly snížení radiační zátěže na pacienta při vyšetření na spektrální výpočetní tomografii Spectral CT 7500. Dále byl prokázán vliv koncentrace jódu na výsledný obraz snížením denzit v měřených oblastech. Došlo i ke snížení naměřených denzit u vyšetření se sníženým množstvím podané kontrastní látky. Všechny naměřené hodnoty však byly dostatečně hodnotitelné.

Abstrakt v AJ:

Introduction: The topic of the thesis is the comparison of the quality of examinations performed on multidetector computed tomography (CT) Brilliance 64 with imaging on spectral CT Spectral CT7500 in patients suspected of cerebrovascular stroke. The thesis addresses the radiation exposure to the patient on different devices and evaluates the quality of CT angiography of cerebral arteries. It examines the influence of the volume and amount of iodine contrast agent on the resulting imaging.

Objectives: The aim of the thesis was to compare the quality of CT angiography imaging on two different devices in identical examinations with reduced iodine concentration in the contrast agent. Furthermore, to evaluate the contrast enhancement in CT angiography on

spectral CT (Spectral CT 7500) with a reduction in the amount of administered iodine contrast agent.

Methodology: The research sample consisted of 153 patients (67 women and 86 men, with an average age of 68.8 ± 14.2 years) suspected of cerebrovascular stroke. Electronic requests for patients in the e-MED program were retrospectively searched for, for whom CT examinations of the native head and CT angiography were performed as part of the stroke protocol at the Faculty Hospital Brno Bohunice. Pathologies were determined from the findings of examinations by radiologists with specialized expertise. Information on dose protocols and image documentation was obtained from the archival and communication system Marie PACS and Concerto 11 from the manufacturer Philips Healthcare. Quality was assessed from measured densities of selected areas in CT angiography of the brain and cerebral arteries. Further information was obtained on the conducted bolus tracking method. After obtaining all the data, hypotheses were tested and statistically processed.

Results: A reduction in patient radiation exposure during examinations on spectral computed tomography Spectral CT 7500 was demonstrated. Furthermore, the influence of iodine concentration on the resulting image was demonstrated by a reduction in density in the measured areas. There was also a decrease in measured densities in examinations with reduced administered contrast agent. However, all measured values were sufficiently assessable.

Conclusion: The results demonstrated a reduction in patient radiation exposure during examinations on spectral computed tomography Spectral CT 7500. Furthermore, the influence of iodine concentration on the resulting image was demonstrated by a reduction in density in the measured areas. There was also a decrease in measured densities in examinations with reduced administered contrast agent. However, all measured values were sufficiently assessable.

Klíčová slova v ČJ: spektrální CT, CT s duální energií, cévní mozková příhoda, iktus, zobrazovací metody, kontrastní látka, CT mozku, CT angiografie, CMP protokol

Klíčová slova v AJ: spectral CT, dual energy CT, stroke, ischemic stroke, imaging methods, contrast agent, stroke protocol, brain CT, CT angiography

Rozsah: 98 stran / 4 strany

OBSAH

ANOTACE.....	5
OBSAH.....	8
ÚVOD.....	10
REŠERŠNÍ ČINNOST	11
TEORETICKÁ ČÁST	12
Cévní mozková příhoda.....	12
Rizikové faktory	13
Diagnostický algoritmus.....	14
Diagnostika CMP	14
Zobrazovací metody při diagnostice cévní mozkové příhody.....	14
CT vyšetření	15
(<i>Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.</i>).....	19
Zobrazování pomocí magnetické rezonance	19
Léčba CMP.....	21
Spektrální výpočetní tomografie	21
Potenciál využití spektrálních dat při diagnostice CMP.....	25
Radiační ochrana na CT	26
PRAKTICKÁ ČÁST	28
Cíl práce, výzkumné otázky a hypotézy	28
Cíl výzkumu	28
Metodika výzkumu.....	30
Design studie a způsob sběru dat.....	30
Sledované znaky u pacientů	30
Vyšetřovací protokoly	30
Aplikace kontrastní látky.....	36

Způsob hodnocení kvality vyšetření.....	39
Metoda analýzy dat.....	44
Výsledky práce	45
Popis souboru	45
Testování hypotéz.....	52
Dodatkové výsledky	71
DISKUZE	76
Limitace práce	80
ZÁVĚR.....	82
REFERENČNÍ SEZNAM	83
Seznam zkratk a značek.....	92
Seznam tabulek.....	94
Seznam obrázků.....	96
Seznam grafů	97
Seznam příloh.....	99

ÚVOD

Po celém světě stoupá incidence cévní mozkové příhody s Česká republika tomu bohužel není výjimkou. Mozková mrtvice je druhou nejčastější příčinou úmrtí a ročně postihne okolo 300 000 lidí. (Národní zdravotnický informační portál, 2024) V současné době se uvádí incidence ischemické cévní mozkové příhody 211 případů na 100 000 obyvatel za rok. (prof. MUDr. Josef Bednařík, CSc., FCMA, FEAN (garant); MUDr. Mgr. Radim et al., 2022) Proto Cerebrovaskulární sekce České neurologické společnosti ČLS JEP a Česká společnost intervenční radiologie ČLS JEP zastřešují program s názvem Projekt Čas, který se zaměřuje na informovanost široké veřejnosti o prevenci, projevech a možnostech její včasné léčby cévní mozkové příhody. Jejich mottem je “Čas je mozek.”, jelikož včasná diagnostika a zahájení terapie může pacienta zcela zotavit, nebo alespoň snížit následky nemoci. (*Čas je mozek*, 2024)

Česká republika má velmi dobře propracovaný systém příjmu pacientů s mozkovou příhodou a v současné době existuje 45 specializovaných iktových center, které dokáží zajistit diagnostiku, terapeutické procedury a následnou péči o pacienta. (Národní zdravotnický informační portál, 2024)

Diplomová práce má za cíl představit význam a rozvoj nových technik v oblasti radiodiagnostiky v akutní péči u pacientů s podezřením na cévní mozkovou příhodu. S moderním technickým vybavením lze získat obrazová data pacienta rychleji a ve vyšší kvalitě než v minulosti, aniž by došlo k většímu ohrožení stavu pacienta spojeným s ionizačním zářením. Trendem je i snižování množství podané jodové kontrastní látky a snížení samotného množství jódu v kontrastní látce, tím snížit zátěž na pacienta v co největší míře. Výzkumná část porovnává radiační zátěž z celkového vyšetření a naměřené hodnoty z obrazové dokumentace CT angiografie mozkových tepen provedené na multidetektorovém CT a spektrálním CT. Získává z naměřených dat přehled o vlivu snížení objemu jodové kontrastní látky a její hustoty na kvalitu zobrazení.

REŠERŠNÍ ČINNOST

Rešeršní strategie pro vyhledávání aktuálních informací a vhodných podkladů pro tvorbu diplomové práce byla následující. V prvním kroku se zvolili klíčová slova a jejich varianty s použitím Booleovských operátorů. Do diplomové práce byly použité i články, na které odkazovaly vyhledané zdroje, případně byly doporučeny s podobným tématem. Bylo použité následující schéma:

VYHLEDÁVACÍ KRITÉRIA:

klíčová slova v ČJ: spektrální CT, CT s duální energií, cévní mozková příhoda, iktus, zobrazovací metody, kontrastní látka, CT mozku, CT angiografie, CMP protokol

klíčová slova v AJ: spectral CT, dual energy CT, stroke, ischemic stroke, imaging methods, contrast agent, stroke protocol, brain CT, CT angiography

jazyk: čeština, angličtina

období: 10 let

další kritéria: vyhledávání v titulním článku, abstrakt, klíčová slova článku, free full text

DATABÁZE:

PUBMEB, SCOPUS, AHA JOURNALS, MEDVIK, SCIENCE DIRECT

Nalezeno 135 článků

Vyřazující kritéria:

duplicitní články

články nesouvisící s tématem práce

SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABÁZÍ A DOHLEDANÝCH DOKUMENTŮ:

PUBMED – 10 článků

MEDVIK – 2 články

SCIENCEDIRECT – 8 článků

AHA JOURNALS – 6 článků

KNIŽNÍ LITERATURA - 5

Pro tvorbu teoretických východisek bylo použito 31 dohledaných článků a knih

TEORETICKÁ ČÁST

Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda, (CMP), někdy označovaná též jako iktus či mozková mrtvice, je často definována jako akutní neurologický deficit centrálního nervového systému způsobený cévní příčinou. (Sacco et al., 2013) Cévní mozkovou příhodu lze dělit na ischemickou (85 %) a hemoragickou (15%). (Seidl & Vaněčková, 2014) Ischemický iktus lze kvalifikovat jako jeden ze subtypů iktu a zahrnuje přibližně 80 % všech cévních mozkových příhod. Přerušeni přívodu krve do části mozku vede k ischemické cévní mozkové příhodě, což má za následek náhlou ztrátu funkce. (Alawneh et al., 2020) Ischemická cévní mozková příhoda je způsobená významnou stenózou či uzávěrem mozkových tepen. Hemoragické cévní mozkové příhody nastávají v důsledku ruptury mozkových tepen a jsou spojeny s vyšším úmrtnostním rizikem než ischemické typy. Příznaky se liší podle místa postižení mozku, avšak v klinickém projevu se neliší od ischemických příhod. Častým projevem je výskyt vysokého krevního tlaku, silné bolesti hlavy, vertigo, nauzey a zvracení. Hemoragická mozková příhoda se obvykle diagnosticky projevuje jako subarachnoidální nebo intracerebrální krvácení. (Yew, 2015)

Tranzitorní ischemická ataka, zkráceně TIA, je popisována jako krátký stav neurologické dysfunkce bez trvalých následků. Nejčastější příznaky podobě v podobě poruchy vizu trvají 1-24 hodin, čímž se liší od trvalých příznaků u CMP. (Murphy & Werring, 2020b) CT vyšetření zde nemá příliš velkou výtěžnost. Odliší maximálně především jiné příčiny symptomatiky. Dle studie CATCH byla u 12% pacientů po TIA/minor stroke potvrzena akutní ischemie. Větší význam zde má vyšetření magnetickou rezonancí. Prokázalo se, že u 30-50% pacientů s TIA je na sekvenci DWI magnetické rezonanci nalezen infarkt mozku. (Škorňa et al., 2016)

Cévní mozkovou příhodu lze považovat za nejčastější klinický projevem cévního onemocnění mozku a celosvětově se řadí na druhé místo příčiny úmrtí. Četnost výskytu CMP stoupá s vyšším věkem, lze tedy předpokládat, že vzhledem ke stárnutí populace bude počet pacientů s CMP přibývat. (Coupland et al., 2017) (Sacco et al., 2013)

Rizikové faktory

Rizikové faktory cévní mozkové příhody lze rozdělit na ovlivnitelné a neovlivnitelné. U většiny pacientů u dochází ke kombinaci možných příčin vzniku. Mezi neovlivnitelné faktory lze zařadit stárnutí, rodinná anamnéza, pohlaví a rasový původ. (Yew, 2015) (Feigin, 2007) Mladší ženy mají vyšší riziko vzniku cévní mozkové příhody díky těhotenství i z užívání antikoncepce. Ve vyšším věku je mírně vyšší procento vzniku iktu u mužů. (Murphy & Werring, 2020a) Od 55 roku se incidence vzniku cévní mozkové příhody každou dekádu zdvojnásobuje. (Murphy & Werring, 2020a) Rasový původ lze pozorovat např. v USA, kde výskytem CMP trpí více černoši a hispánci. Určitou roli v tom hraje však socioekonomická sféra. (Herzig, 2014) Dalším rizikem může být perzistující foramen ovale u mladých lidí. Až u 46 % pacientů s prodělaným CMP nejasné etiologie bylo prokázáno perzistující foramen ovale. (Ostřanský, 2014)

Oproti tomu ovlivnitelné faktory můžeme regulovat, případně při správné prevenci zcela eliminovat. Patří mezi ně špatný životní styl, kouření a nedostatek fyzického pohybu. (Yew, 2015) (Feigin, 2007) Kouření zdvojnásobuje riziko vzniku CMP, přičemž odvykání sníží riziko do 4 let. V dnešní populaci se stává velkým problémem obezita a přibývající počet pacientů s diabetes mellitus. Uvádí se, že diabetes zvyšuje pravděpodobnost CMP až čtyřnásobně. U mladších pacientů může hrát roli užívání rekreačních drog a příjem většího množství alkoholu ve zvýšení riziku vzniku mrtvice i intracerebrálního krvácení. (Murphy & Werring, 2020a) Dalšími významnými rizikovými faktory jsou srdeční choroby a hypertenze. Právě kvůli srdečním onemocněním hrozí vznik krevních sraženin a kardioembolických uzávěrů mozkových tepen. Tranzitorní ischemické ataky mohou být prediktorem recidivy CMP. Uvádí se riziko 30-40% v období 5 let. (Yew, 2015) (Feigin, c2007)

Diagnostický algoritmus

Diagnostika CMP

Kvalitní sběr anamnézy u pacienta s podezřením na cévní mozkovou příhodu pomůže při triáži a přesunutí do nejvhodnějšího dostupného zdravotnického specializovaného zařízení. Zaměřuje se na délku trvání klinických příznaků (tedy doba, kdy byl pacient naposledy zdravý), charakteristické projevy postižení, přítomnost dalších onemocnění (komorbidit) a pravidelně užívané léky pacienta. Za triáž pozitivního pacienta považujeme takového pacienta, u kterého byl prokázán alespoň 1 klinický příznak během 48 hodin včetně již odeznělých příznaků. Je nutné daného pacienta považovat za rizikového stran ohrožení života. (Alawneh et al., 2020) (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2021)

Hlavními klinickými příznaky jsou náhle vzniklá hemiparéza končetin nebo jejich slabost, náhle vzniklá porucha řeči a neschopnost ovládat mimické svaly v obličeji. (Yew, 2015) Za vedlejší příznaky lze považovat náhle vzniklou poruchu zraku, ztrátu vědomí nebo problémy s rovnováhou. U subarachnoidálního krvácení bývá příznak prudké bolesti hlavy. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2021)

U pacientů se suspektní cévní mozkovou příhodou by mělo dojít ke kontrole saturace kyslíku v krvi, elektrokardiografii a odběru krve na kontrolu glukózy, renálních funkcí, markerů k srdeční ischemii a celkově krevního obrazu. Případně zjistit, zda pacient neužívá léky, které by bránily k podání trombolytické léčbě (např. antikoagulační léky v účinné dávce). (Yew, 2015)

Zobrazovací metody při diagnostice cévní mozkové příhody

Zobrazovací metody jsou již nezbytnou součástí při přesné diagnostice cévní mozkové příhody. Bez přesné diagnostiky nelze zahájit adekvátní terapii.

Nejrozšířenější zobrazovací metodou pro vyšetření mozku se stala výpočetní tomografie, která již od počátku sloužila k vyloučení intrakraniálního krvácení a zobrazení edému mozkové tkáně na nativním CT. S rozvojem v oblasti zobrazovacích technik je nativní CT v případě potřeby v rámci stroke protokolu doplněno CT angiografií a CT perfuzí. Velký

pokrok zaznamenala i magnetická rezonance, která je díky difuzně váženému obrazu schopná detekovat časné ischemické změny. (Wintermark et al., 2015) Ve většině iktových center ve světě je primárním diagnostickým vyšetřením CT pro snadnější přístup a krátkému času získání potřebných informací. (Wannamaker et al., 2019) V řadě asijských zemí je první volbou magnetická rezonance. (Wintermark et al., 2015)

CT vyšetření

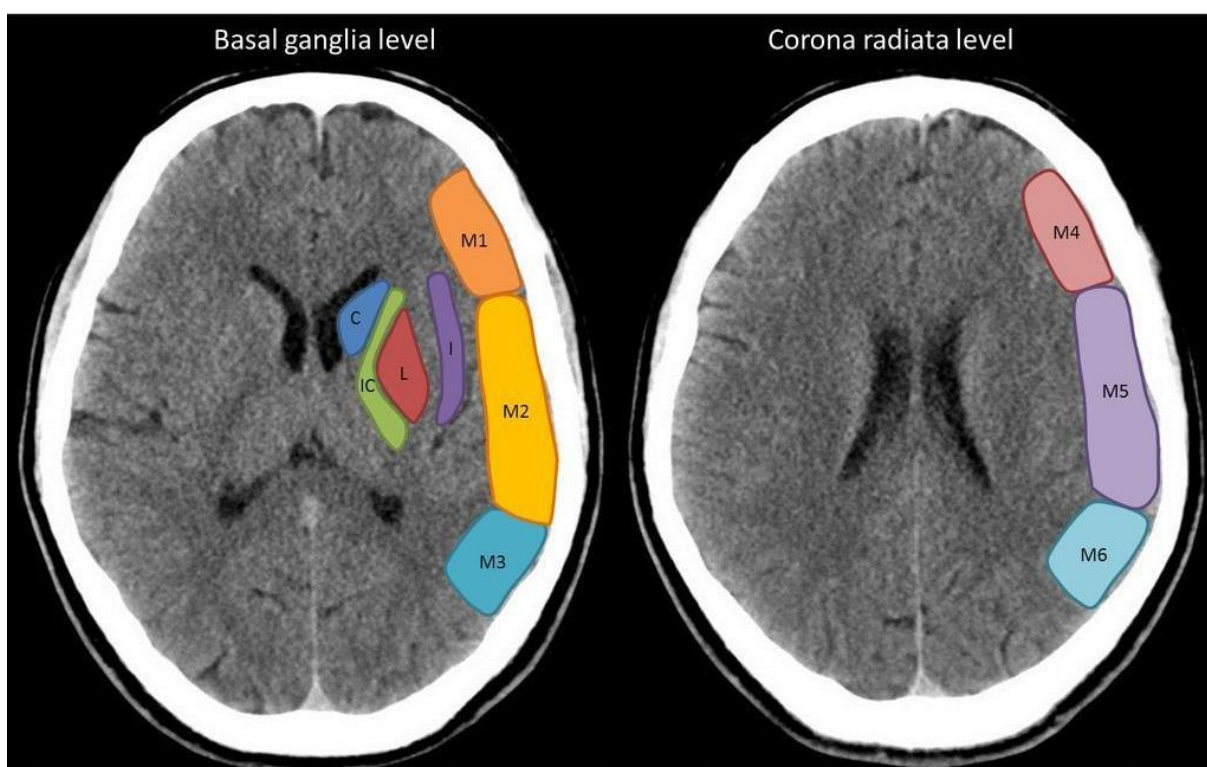
Nativní CT vyšetření

Při podezření na akutní cévní mozkovou příhodu je nezbytné provést nativní CT, případně MR vyšetření. (Yew, 2015) Vyšetření může zobrazit i jiné diagnózy objasňující potíže pacienta, např. krvácení či větší tumory. U cévní mozkové příhody slouží nativní CT či MR k posouzení rozsahu poškození mozku a odhadu stáří ischemie. Při hodnocení nativního CT vyšetření hraje velkou roli čas provedení CT. V prvních 2 hodinách od vzniku symptomů nemusí být na nativním CT žádné změny. (Cimflová et al., 2019) Po 6 hodinách od začátku symptomů je patrný nález u 53-92% pacientů a s novější výpočetní technikou se dané číslo zvyšuje. (Seidl & Vaněčková, 2014)

Hodnoty denzity tkání lze na CT vyjádřit v Hounsfieldových jednotkách (HU) a pro každé vyšetření je nutné zvolit pro lepší rozpoznatelnost šíři denzit (ang. window width - WW) a jejich střed (ang. window centre - WC). Šíře a střed nám tvoří vyšetřovací okno, které v případě mozkového okna se uvádí hodnoty okolo WW 75-90 HU a WC 40HU. (Vomáčka et al., 2023) Každé pracoviště si však dané parametry upravuje dle typu přístroje a kvality zobrazení. V případě CT pracoviště FN Brno se využívá standardně zobrazení mozkového okna o hodnotách WW 80 HU, WC 40 HU. (Fakultní nemocnice Brno - KRNM, 2022) Pro spolehlivou identifikaci těchto raných známek ischemie je důležité použít tzv. úzkého okna, které zvýrazní i minimální rozdíly v denzitě mozkové tkáně (WW 35–40 HU, WC 35–40 HU). (Cimflová et al., 2019) Standardní časné ischemické změny se v důsledku rozvíjejícího se cytotoxického otoku projevují jako snížený rozdíl mezi denzitami šedé a bílé hmoty. V některých případech se mohou tyto rané změny projevit jako vyhlazení záhybů povrchu mozku nebo stlačení mozkomíšního moku v konvexitě mozku. (Cimflová et al., 2019) (Sacco et al., 2013)

ASPECTS (Alberta Stroke Program Early CT Score) je škála hodnocení nativního CT mozku sloužící k standardizaci nálezu a vyšší spolehlivosti hodnocení časných známek ischemie. Hodnotící škála ASPECTS má 10 bodů, hodnotí se primárně povodí arteria cerebri media (ACM). Příčný řez mozku na CT snímku je rozdělen na 10 oblastí na každé straně a za každou oblast postiženou ischemií je odečten jeden bod. Pokud je výsledné skóre 6 bodů a méně, lze očekávat horší výsledek léčby. (Potter et al., 2019) Vzhledem k rozdílné interpretaci a zkušenostech hodnotitelů může mít ASPECTS dle některých studií nízkou spolehlivost. (Wannamaker et al., 2019) Z toho důvodu je na některých pracovištích ASPECTS hodnocen specializovanými programy (např. RAPID), což by mělo zajistit lepší standardizaci hodnocení. Pro zadní jámu lební je někdy využíváno tzn. pASPECTS. (Bell & Sair, 2008)

Obrázek č.1: ASPECT při ct vyšetření v axiální rovině



(Alwalid O., 2019)

CT angiografie (CTA) mozku

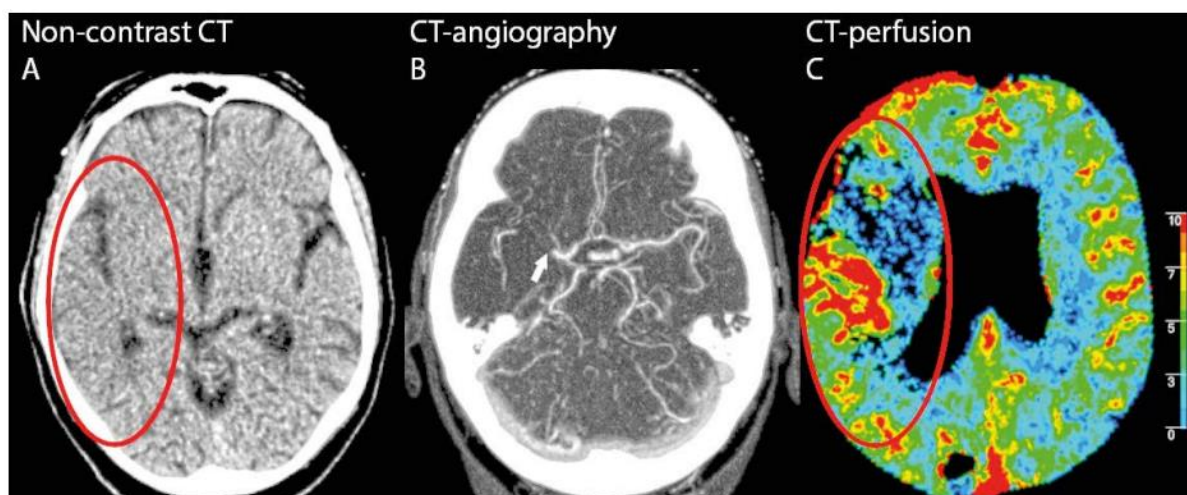
CTA je rychlým a snadno dostupným nástrojem k obrazové detekci uzávěrů okluzí a stenóz tepen a kolaterálního řečiště u pacientů s akutní ischemickou cévní mozkovou příhodou. Představuje nezbytnou informaci pro indikaci endovaskulárního intervenčního výkonu

(mechanické trombektomie). Vyšetření se provádí v rozsahu od oblouku aorty po vertex pro přesné zobrazení kompletní mozkové cirkulace. (Cimflová et al., 2019) Pro lepší zobrazení lze využít dvourozměrné zobrazení maximum intensity projection (MIP) nebo multiplanární zobrazení. (Wannamaker et al., 2019)

Při vyšetření je nutné intravenózně podat jodovou kontrastní látku, a je tak nutné brát ohledy na případné nežádoucí účinky. Při podání kontrastní látky hrozí akutní či pozdní alergická reakce na podanou látku, případně riziko kontrastní nefropatie. Dané vyšetření je obvykle prováděno z vitální indikace bez znalosti renálních parametrů pacienta, jelikož následky cévní mozkové příhody převyšují nefropatii. (Cimflová et al., 2019) Jodová kontrastní látka by měla být aplikována přetlakovým injektorem a propláchnutá fyziologickým roztokem, jež redukuje objem podané kontrastní látky. Pro načasování akvizice je vhodné využít metodu bolus-tracking s vzorkovacím objemem umístěným v aortálním oblouku, případně jej dle zvyku pracoviště nastavit na jiném místě. (Ferda, 2004)

V případě potvrzení přítomnosti trombu a jeho lokalizaci v mozkové tepně pomůže obrazová dokumentace dále i ve volbě vhodného přístupu a technické proveditelnosti případné rekanalizace. (Menon et al., 2015) (Cimflová et al., 2019)

Obrázek č. 2: CT zobrazení u pacienta s akutním ischemií vpravo



(Alwalid O., 2019)

CT perfuze mozku

CT perfuze (CTP) je funkční vyšetření sloužící k detekci a zhodnocení rozsahu ischemie, případně nekrózy mozkové tkáně. (Mírka & Ferda, 2015)

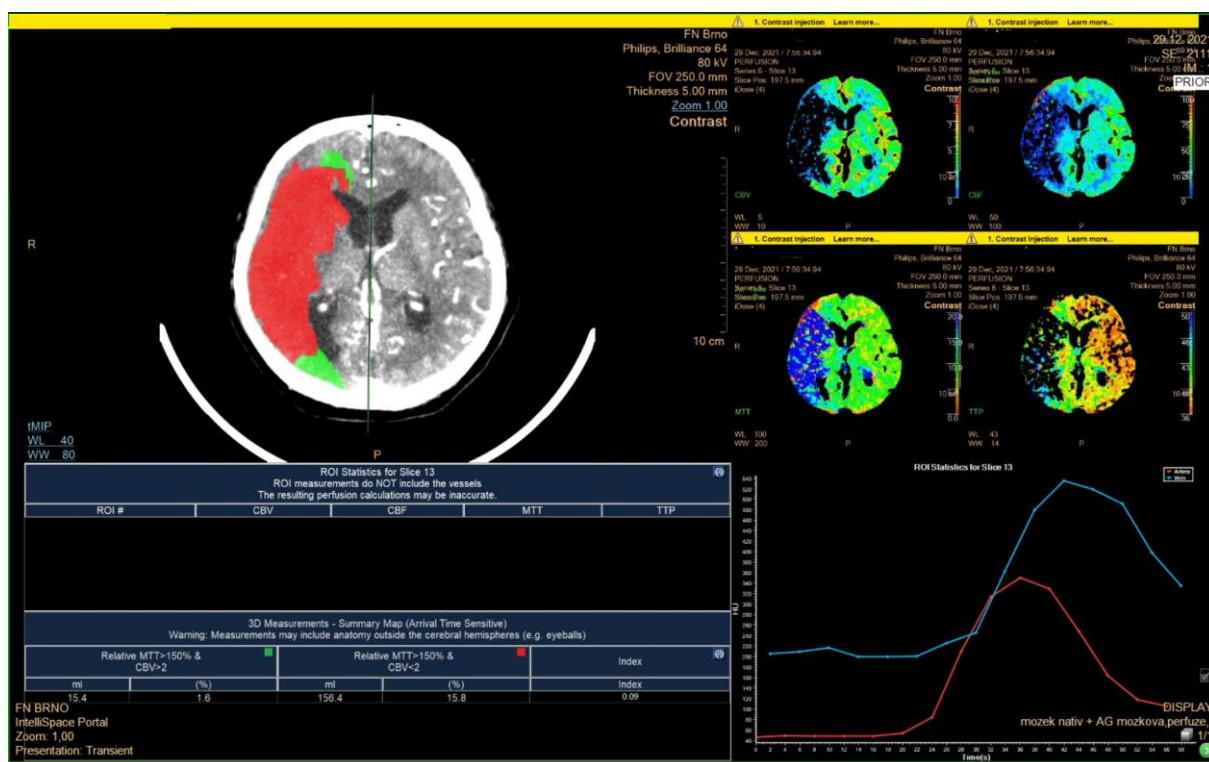
CTP získává informace o cirkulaci krve v mozkové tkáni. Dané vyšetření je vhodné u pacientů v časovém okně 4,5-24 hodin od vzniku příznaků nebo u pacientů s neznámou dobou vzniku příznaků. Perfuzní analýza probíhá pomocí sekvenčního snímání po dobu nejméně 50-60 sekund ve zvolené oblasti mozku po podání bolusu kontrastní látky. Jejím cílem je odlišit nenávratně ischemicky poškozenou tkáň od mozkové tkáně, kterou lze terapeuticky ovlivnit (penumbra) a tkáň nepoškozené, která ischemii nepodlehne ani po nedosažení reperfuze.

Z daných dat lze vyhodnotit a spočítat absolutní hodnoty perfuzních parametrů. Pomocí softwaru lze vytvořit obrazové mapy objemů ischemických lézí. (Vinklárek et al., 2018) (Munich et al., 2016) (Munich et al., 2016)

Mezi základní parametry patří: (Mírka & Ferda, 2015)

- CBF (anglicky cerebral blood flow) vyjadřuje průtok krve sledovaným objemem mozkové tkáně
 - lze jej vypočítat jako poměr objemu krve a středního tranzitního času
- CBV (anglicky cerebral blood volume) vyjadřuje celkový objem krve v pozorované mozkové tkáni
 - odpovídá ploše pod křivkou sycení a nezahrnuje stagnující krev
- MTT (anglicky mean transit time) vyjadřuje dobu průtoku kontrastní látky sledovanou oblastí (rychlost cirkulace a perfuzního tlaku)
 - lze jej odvodit jako podíl objemu a průtoku krve
- TTP (time to peak) vyjadřuje čas od počátku snímání po dosažení maximální denzity v sledovaném bodě
- Tmax vyjadřuje součet času od podání kontrastní látky do jejího přítoku (čas T0) do sledované oblasti a polovinu času MTT
- Permeabilita vyjadřuje část kontrastní látky přestupující do intersticia
 - její zvýšení poukazuje na přítomnost neplnohodnotných cév nebo na porušení hematoencefalické bariéry

Obrázek č.3: Zobrazení CT perfuze



(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Zobrazování pomocí magnetické rezonance

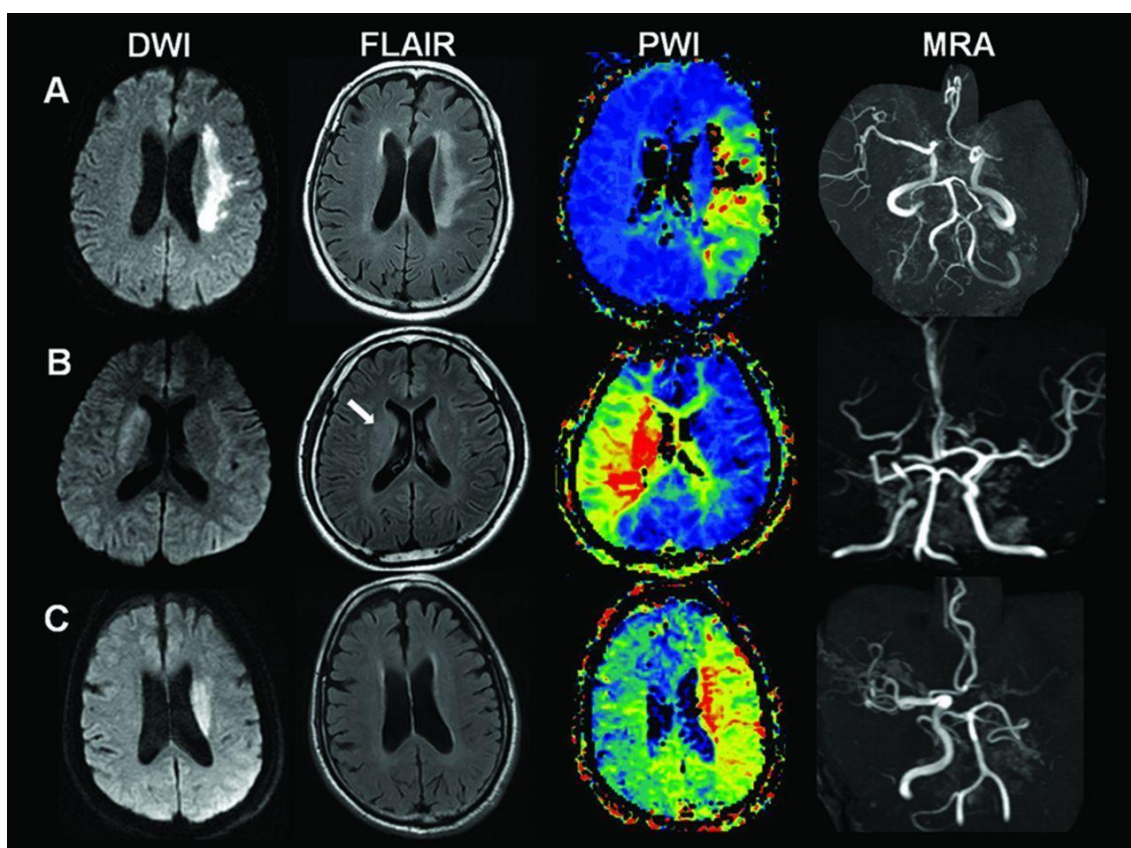
Možnou alternativou CT v diagnostice cévní mozkové příhody je vyšetření magnetickou rezonancí. Na MR obraze ve standardních sekvencích T1, T2 a FLAIR (ang. Fluid-Attenuated Inversion Recovery) lze pozorovat změny po 2-4 hodinách z důvodu cytotoxického edému, které lze pozorovat i na CT. Výhodou MR je možnost použití DWI sekvence (Diffusion-weighted imaging), pomocí níž lze lokalizovat ischemickou lézi již 20 minut od vzniku iktu. DWI sekvence využívá Brownova pohybu molekul, lze tak získat informace o změně difuze molekul v postižené tkáni. (Alejandro M. Brunser, MD, 2013) (Muddasani et al., 2021)

MR angiografie se provádí pomocí sekvence TOF (Time of flight) zobrazující tok v cévách. Díky ní lze určit rozsah a význam stenózy nebo uzávěru tepny. Avšak TOF zobrazení bohužel bývá zatíženo artefakty z důvodu turbulentních toků intrakraniálních tepen a může vést k nadsnadnocení stenózy. Angiografii mozkových tepen lze provést i po intravenózní aplikaci gadoliniové kontrastní látky. (Muddasani et al., 2021)

K odlišení nevratně postižené tkáně od penumbry lze i na MR lze provádět perfuzi s intravenózním podáním gadolinia. Využití PWI (Perfusion-weighted imaging) jako doplněk k DWI sekvenci umožní zvýšit senzitivitu a zlepšit diagnostiku CMP především při postižení malých tepen. (Simonsen et al., 2015)

Jako nevýhoda MR u pacientů s cévní mozkovou příhodou se uvádí delší doba vyšetření, vyšší cena vyšetření a menší dostupnost magnetické rezonance. (Yew, 2015) Dále mohou být komplikace s kontraindikacemi, které mohou bránit vyšetření na magnetické rezonanci. Vhodně nastavenými protokoly a využitím zkrácených protokolů DWI, FLAIR, GRE (gradient recalled echo) a MR angiografii s perfuzí lze dosáhnout vyšetřovacího času 10 minut. Časově tak může konkurovat CT, pokud u pacienta je prováděno nativní vyšetření s CT angiografií a perfuzí. (Muddasani et al., 2021)

Obrázek č.4: Zobrazení sekvencí mozku pomocí magnetické rezonance



(Kang et al., 2012)

Léčba CMP

Z hlediska léčby ischemické cévní mozkové příhody je důležité znát přibližný čas vzniku iktu. Optimální je zobrazení ischemie v tzn. terapeutické okně. Terapeutické okno však lze brát individuálně, kromě času od vzniku příznaků se mezi kritéria řadí i poměr mozkového infarktu a penumbry na CT či MR perfuzi. Stále se vytváří nová kritéria pro použití endovaskulární revaskularizační terapie (ERT), kterou lze rozdělit na intravenózní trombolýzu a intrakraniální mechanické odstranění uzávěru cévy. Podání intravenózní trombolýzy je indikováno do 4,5 hodin od vzniku příznaků, případně až do 9 hodin v případě dostatečně velké penumbry a malého infarktu na CT či MR perfuzi. Pro mechanickou trombektomii se uvádí interval do 8h od počátku symptomů při příznacích v oblasti přední cirkulace a 12h od příznaků iktu zadní cirkulace. Mnohá pracoviště provádí trombolytickou léčbu uzávěru a. basilaris bez ohledu na terapeutické okno. (Seidl & Vaněčková, 2014)

V případě hemoragické cévní mozkové příhody je nutné u pacientů stabilizovat základní vitální funkce. Pacient musí být během prvních 24 hodin monitorován na jednotkách intenzivní péče. Je nutné monitorovat u pacientů saturaci krve, glykémii, a především krevní tlak. (Boccardi et al., 2017) U hypertoniků je nutné snížit tlak na méně jak 160/90 mm/Hg. Případně je možné ovlivňovat krevní tlak dle aktuálních potřeb nitrolebního tlaku. Nutná je léčba koagulopatie. (Fiksa, 2015) V případě intracerebrálního krvácení může být účinná drenáž ventrikulárním derivačním katetrem, je nicméně obtížné udržet jeho průchodnost. U cerebrálního krvácení se volí možnosti kraniektomie s případnou evakuací hematomu nebo bez ní. (Boccardi et al., 2017)

Po prodělání CMP je nutná následná rehabilitační a logopedická péče. Pacienti mohou mít problémy s pohybem, řečí i s polykáním. V důsledku invalidizace pacienti mohou začít trpět depresemi. Dále je nutné užívat vhodnou antikoagulační léčbu, dodržovat zdravý životní styl a zákaz kouření. (Fiksa, 2015)

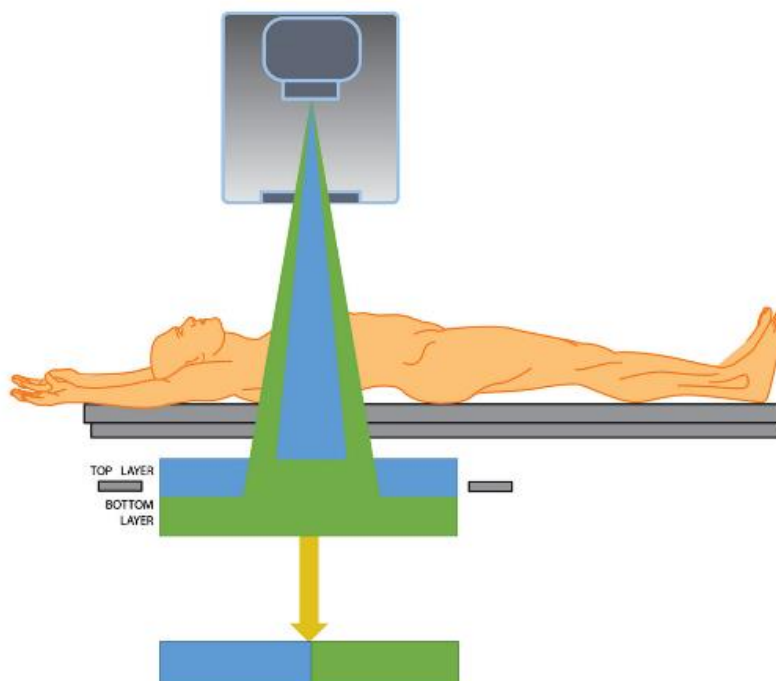
Spektrální výpočetní tomografie

Rozvoj nové generace CT zobrazování je založený na jednoduchém principu využívajícím informace o energetické závislosti přítomné v CT obrazech. Během posledních 20ti let se možnosti CT rozšířily díky rozvoji spektrálního zobrazování za použití spekter dvou

odlišných energií (Dual-Energy CT). (Súkupová, 2018) První generace spektrálních CT, prezentována anglicky jako dual-source nebo dual-layer, nám přináší přesnější informace o struktuře tkání v zobrazovaném objektu ve srovnání s konvenční výpočetní tomografií. (Greffier et al., 2023) CT zobrazení je založeno na principu měření lineárních absorpčních koeficientů různých tkání, kterými prochází rentgenový paprsek. Pomocí helikálního CT systému je provedeno více rentgenových projekcí kolem objektu pro identifikaci lineárního absorpčního koeficientu každé tkáně. Při procesu rekonstrukce je každému voxelu přiřazena hodnota Hounsfieldovy jednotky na základě identifikace lineárního absorpčního koeficientu přítomné tkáně. U konvenčního CT je využito pouze jedno rentgenové spektrum a je tak obtížné odlišit tkáně s podobným absorpčním koeficientem (například vápník a kost). (McCollough et al., 2015) (Greffier et al., 2023)

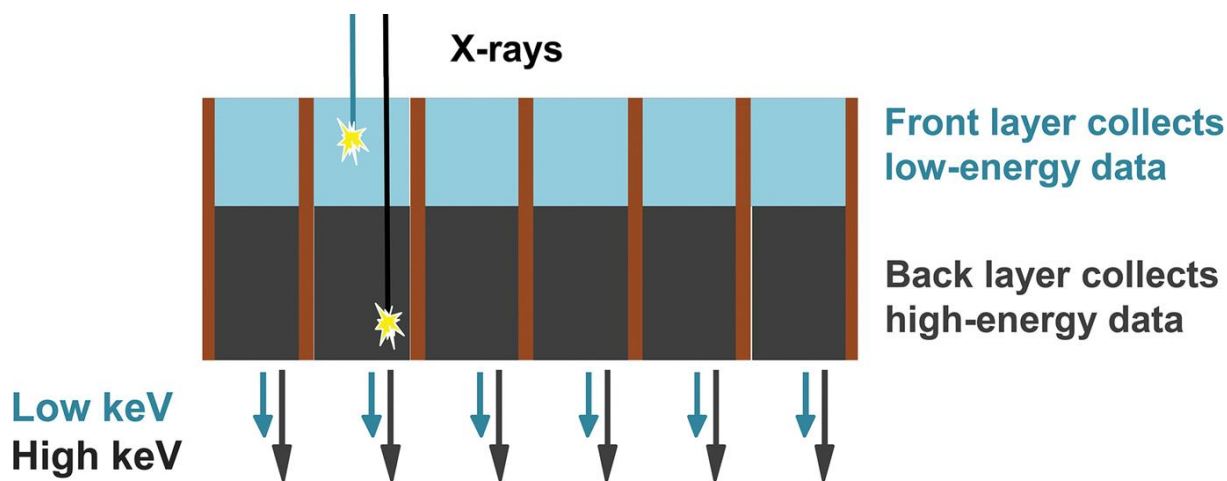
Dual-energy CT využívá dvě polyenergetické spektra. První energetické spektrum je s nižší střední energií vznikající při napětím kolem 80-100 kV. Druhé energetické spektrum s vyšší střední energií je generováno při napětí 120-140 kV. (Súkupová, 2018)

Obrázek č. 5: Ukázka detekce dvou energetických spekter rentgenového záření u využití spektrální CT



(Rassouli et al., 2017)

Obrázek č. 6: Ukázka průchodu vysokoenergetického a nízkoenergetického kvanta přes dual-layer detektor



(McCollough et al., 2015)

Po technické stránce existuje více způsobů sběru dat o dvou energetických spektrech, které se liší mezi výrobci. Patří sem systém s dvěma nezávislými zdroji vysokého napětí spárovanými s dvěma sadami detektorů, které jsou od sebe posunuty o 90° (anglicky dual source dual energy). (So & Nicolaou, 2021) Daný způsob má nejlepší spektrální filtraci umožňující velmi dobře získat oddělená spektra. Nevýhodou je pořízení dvou asynchronních projekcí, což napomáhá cross-scatter jevu, při kterém je rozptýlené záření z první rentgenky detekováno druhou rentgenkou a naopak. Danou techniku využívá výrobce Siemens. Toshiba využívá dual spin techniku. Funguje na principu dvojité rotace. Nejdříve je provedena spirální rotace o nižší hodnotě napětí a poté druhá rotace o vyšší hodnotě napětí. Nevýhodou je zpoždění mezi rotacemi a možný vznik pohybových artefaktů. (Súkupová, 2018) Systém od firmy GE využívá techniku rychlého přepínání (přepnutí každých 0,2 milisekundy) mezi nízkým (80kV) a vysokým (140kV) napětím na rentgence (anglicky fast kilovoltage switching) za konstantního proudu. (So & Nicolaou, 2021) Systém zahrnuje pouze jednu sadu rentgenky a detektoru. Sofistikovanější variantou jsou detektory s kvantovým počítáním energie jednotlivých fotonů (photon counting detectors), která je nyní v testovacím provozu. Dále se lze v praxi setkat se systémem s jedním zdrojem napětí a dvěma detektory s různou diskriminační hladinou (dual-layer, „sandwich“ detector, detector-based CT, spectral CT), který využívá výrobce Philips. Každá část detektoru registruje pouze tu část spektra, na kterou je citlivý. Vrchní vrstva detektoru je vytvořena z gadolinio-sulfidu a vychytává

nízkoenergetické fotony, hlouběji uložená vrstva je tvořena scintilátorem z granátu na bázi ytria a vychytává fotony vysokoenergetické. Díky „dual-energy mode“ jsou data sbírána současně a nedochází ke cross-scatteru. Nevýhodou je nedokonalá spektrální separace oproti dual source detektorům. (McCollough et al., 2015) (Súkupová, 2018) (Koninklijke Philips N.V., 2021) (Johnson, 2012)

Obrázek č. 7: Typy scanovacích technik u dual energy CT

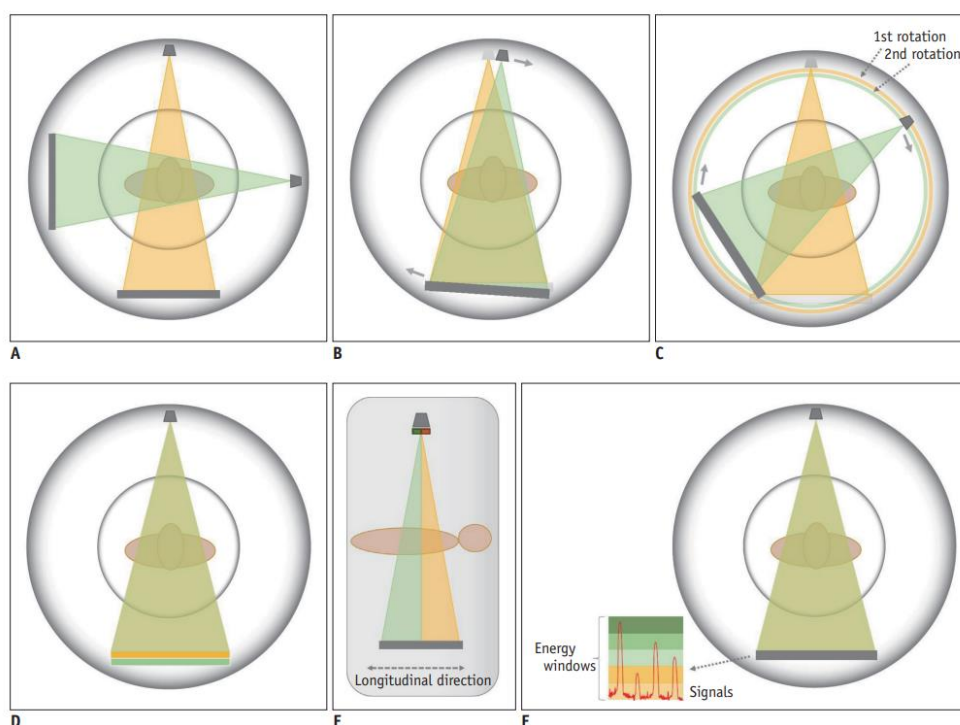


Fig. 1. CT scanner systems that are currently available for dual-energy/spectral imaging. A. Dual-source. B. Single-source with ultrafast kV switching. C. Single-source without ultrafast kV switching. D. Single-source with dual-layer detector. E. Single-source with split-filter. F. Single-source with photon-counting detector. CT = computed tomography

(So & Nicolaou, 2021)

Vzhledem k množství dat získaných při vyšetření spektrální výpočetní tomografií je pomocí postprocesingu možné získat nativní obraz z dat postkontrastního vyšetření a běžné nativní vyšetření tak vynechat. (McCollough et al., 2015) Postprocessingem je možné oddělit denzitu jódu od denzity tkání a vytvořit virtuální obraz bez kontrastní náplně, tzv. virtuální nativ (z anglického virtual non-contrast image, VNC). Postprocesingové zpracování dále umožňuje vytvářet i virtuální monoenergetické obrazy (zkratka VMI) s různými hladinami energií

v rozsahu 40-200 keV. (Moore et al., 2017) Díky využití VMI v obraze bylo prokázáno lepší odstranění nežádoucích artefaktů (např. kovu) a lepšího kontrastu u poškozených i zdravých měkkých tkání (např. jater či pankreatu). (Mellander et al., 2023) V různých energetických hladinách se mění kontrast obrazu, což může napomoci v diagnostice při vyšetření s horší kontrastní náplní (při nižších energetických hladinách jsou rozdíly absorpce mezi tkáněmi a jódem výraznější). Díky této funkci lze také snížit množství podané kontrastní látky při vyšetření. Další výhodou je zobrazování obrazu efektivního atomového čísla (anglicky Z effective). (Rassouli et al., 2017) Materiály s vyšší molekulovou hmotností a vyšším protonovým číslem (např. jód) vykazují větší rozdíl v zeslabení rentgenového záření v závislosti na jeho energii. (Moore et al., 2017) Tato vlastnost se využívá při jodových mapách, perfuzích, virtuální kolonoskopii nebo hodnocení urolitiázy. Díky takto provedenému CT vyšetření lze rozeznat, zda jsou tvořené kyselinou močovou a tím pomoci k rychlému stanovení správné diagnózy a zahájení odpovídající správné diagnózy, poté léčby pacienta. (Rassouli et al., 2017) Alternativou ke standardnímu obrazu může být iterativní modelová rekonstrukce (zkratka IMR), která z nezpracovaných dat zvládá vytvořit obraz s nižšími nebo nejvýše stejnými hladinami šumu. V klinické praxi může IMR zlepšit kvalitu obrazu a prostorové rozlišení. U CT vyšetření nativní hlavy daný přepočítání zlepšuje vizualizaci detailů s nízkým kontrastem. (Koninklijke Philips N.V., 2021)

Potenciál využití spektrálních dat při diagnostice CMP

Při srovnání nativního CT vyšetření jednozdrojovým CT s difuzně váženými obrazy u MRI při diagnostice CMP je kvalita zobrazení a senzitivita detekce ischemie na straně magnetické rezonance. Hodnoty denzit na klasickém CT se odvozují z hustoty materiálu ve voxelu a na atomovém čísle. Právě nový vývoj CT, dual-source nebo spectral, umožňuje rozlišit materiály s různými vlastnostmi útlumu za použití dvou různých energetických spekter. Daný vývoj pomáhá rozlišit tkáně, u kterých docházelo k překrývání hodnot u konvenčního CT. Jako příklad lze uvést rozlišení mezi krví a kalcifikovanou mozkovou tkání. (Ferda et al., 2009)

U CT mozku mají význam především monoenergetické mapy. Při rekonstrukci na nižších energetických hladinách dochází ke zlepšení kontrastu mezi šedou a bílou hmotou mozkovou a je pozorován nárůst signálu vůči šumu. (Neuhaus et al., 2017) Vyšší energetické hladiny naopak umí lépe potlačit artefakty způsobené kovy i skeletem. (Mellander et al., 2023)

I na CT angiografii rekonstruované v nižších energiích bylo dosaženo objektivně i subjektivně lepšího zobrazení mozkových cév. Výjimkou byla bazilární tepna, kde byl poměr signál k šumu lepší ve vyšších energetických hladinách. (Neuhaus et al., 2018)

Další předností monoenergetických map je možnost snížení množství jodové kontrastní látky při prováděném vyšetření. Prováděná studie dokázala, že i po snížení jodové kontrastní látky o 50% u CT angiografie mozkových tepen byla kvalita zobrazení za využití monoenergetických map (50 KeV) lepší než při konvenčním CT se běžným množstvím jodové kontrastní látky. Velkou roli zde hraje správné načasování spuštění postkontrastního vyšetření, které může kompenzovat množství podané látky. (Fransson et al., 2023) Chen a kolektiv dosáhli lepší kvality zobrazení na monoenergetických mapách při nižších energiích s 30 ml jodové kontrastní látky než při 60ml jodové kontrastní látky o vyšších energetických hodnotách. (Chen et al., 2017)

Díky spektrálnímu CT nebo jiných dual-energy CT lze radiační zátěž snížit vynecháním nativního vyšetření, které lze dopočítat z postkontrastního vyšetření. (Sauter et al., 2018) Po extrahování denzit jódu z CT angiografie lze vytvořit nativní zobrazení hlavy, které kvalitou lze srovnat s vyšetřením na konvenčním CT. (Ferda et al., 2009) Daný způsob se uplatňuje při vyšetření trupu. Vzhledem k nejasné etiologii příznaků pacienta při stroke protokolu není v současné době vhodné nahrazení běžného nativního CT mozku.

Radiační ochrana na CT

I přes velký rozvoj v oblasti výpočetní tomografie je stále důležité mít na paměti, že se jedná o vysokodávkovou modalitu. Tvoří 47% celkové kolektivní dávky plynoucí z lékařského ozáření. (Súkupová, 2018) Vzhledem k velkému množství provedených vyšetření se technika zabývá redukcí rentgenového záření rozvojem iterativních rekonstrukčních technik a modulací. Snížování radiační zátěže nicméně nesmí být na úkor kvality vyšetření. (Sauter et al., 2018)

CT vyšetření se řídí mezinárodním pravidlem ALARA, anglicky As Low As Reasonable Achievable, kdy benefit z vyšetření musí stále převažovat nad riziky. (Mírka & Ferda, 2015)

Přesto je nutné mít na paměti zvyšující se riziko pozdních stochastických účinků především u pacientů s opakovaným vyšetřením. Lékařské ozáření se řídí radiačními principy. (Súkupová, 2018)

Těmi jsou: princip zdůvodnění

princip optimalizace

princip limitování dávek

princip bezpečnosti zdrojů

Veličiny radiační ochrany

Pro popis radiační zátěže u CT vyšetření využíváme veličiny jakou jsou CT dávkový index (CTDI), součin dávkového indexu a délky vyšetřované oblasti (DLP) a efektivní dávku. (Mírka & Ferda, 2015)

Dle vyhlášky č. 422/2016 Sb. § 76 musí každý CT přístroj poskytovat kvantitativní informaci o ozáření pacienta a zároveň poskytovat informaci o CTDI_{vol} (objemový CT dávkový index) či DLP. Informace o radiační dávce musí být ve strukturované zprávě přeneseny do záznamu o vyšetření pacienta. (422/2016 Sb. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2015)

CT dávkový index (CTDI) reprezentuje dávku na jeden řez ozáření. Její jednotkou je mGy. Jeho hodnoty jsou získávány měřením na polymethylmetakrylátových fantomech o šíři 16cm na hlavu a 32cm pro tělo. (Mírka & Ferda, 2015) Pro inkrementovaná vyšetření se používá vážený CT dávkový index (CTDI_w), který představuje sumu dávky uvnitř řezu a mimo něj. Dose length product (DLP) je definován jako součin CTDI_{vol} a délky vyšetření. Poskytuje tedy informaci o absorbované dávce celého skenu. Udává se v mGy · cm. Daná veličina bude využívána i při zpracování dat v praktické části. (Súkupová, 2018)

Efektivní dávka (e) je definována jako součet součinů tkáňových váhových faktorů (w_T) a ekvivalentní dávky (HT) v ozařované tkáni či orgánech. (422/2016 Sb. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2015) Efektivní dávkou lze hodnotit míru stochastických účinků i při nerovnoměrném ozáření člověka. Její jednotkou je Sievert (Sv). (Seidl, 2012)

PRAKTICKÁ ČÁST

Cíl práce, výzkumné otázky a hypotézy

Cíl výzkumu

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit, zda vyšetření u pacientů s cévní mozkovou příhodou prováděné na spektrálním ct přístroji Phillips Spectral CT 7500 má lepší kvalitu zobrazení oproti vyšetření na konvenčním multidetektorovém Phillips CT Brilliance 64. Případně zda došlo ke změnám radiační zátěže na pacienta.

Vedlejším cílem bylo prokázat, že snížení jodové kontrastní látky u CT angiografie prováděném na spektrálním CT z původních 65ml na 40ml neovlivní kvalitu vyšetření.

Diplomová práce by měla vést k optimalizaci vyšetřovacího protokolu u pacientů s podezřením na cévní mozkovou příhodu v jeho jednotlivých krocích a zvýšit ochranu pacienta před radiační zátěží i zátěží z podání jodové kontrastní látky.

Výzkumné otázky

Jak se liší dávka (DLP) u nativního CT mozku + angiografie u pacientů vyšetřených na spektrálním CT oproti pacientům vyšetřených na spirálním multidetektorovém CT (dále uváděn jako MDCT)?

Jaký vliv bude mít redukce objemu kontrastní látky z 65 ml na 40ml na kvalitu vyšetření?

Jaká bude hodnota naměřených denzit na MDCT, na spektrálním CT s původním protokolem, na spektrálním CT s 40 ml kontrastní látky ve zvolených oblastech?

Hypotézy

H_0 : Spektrální CT nemá celkovou nižší radiační zátěž na pacienta než MDCT u vyšetření nativního mozku a angiografie.

1H_A: Spektrální CT má celkovou nižší radiační zátěž na pacienta než MDCT u vyšetření nativního mozku a angiografie.

2H₀: Není signifikantní rozdíl mezi kvalitou vyšetření na spektrálním CT a 64 CT Brilliance.

2H_A: Je signifikantní rozdíl mezi kvalitou vyšetření na Spektrálním CT a 64 CT Brilliance.

3H₀: Hodnota jednotlivých naměřených denzit nebude nižší u protokolu s 40ml oproti protokolu s 65 ml na spektrálním CT.

3H_A: Hodnota jednotlivých naměřených denzit bude nižší u protokolu s 40ml oproti protokolu s 65 ml na spektrálním CT.

Soubor pacientů a metodika výzkumu

Před začátkem výzkumné části práce, byl získán souhlas FN Brno o poskytnutí informací a dat pro studijní účely (viz. Příloha 2) a souhlas Etické komise FZV UP (viz. Příloha 1).

Soubor pacientů

V diplomové práci byla využita metoda záměrného výběru subjektu výzkumu. Do výzkumu byli zařazeni pacienti s podezřením na iktus přijatí na urgentním příjmu ve Fakultní nemocnici v Brně v Bohunicích, kteří v rámci stroke protokolu podstoupili CT vyšetření mozku a mozkových tepen na CT přístroji Brilliance 64 nebo Spectral CT 7500 od společnosti Philips. Dalším kritériem bylo časové vymezení, do souboru byli zařazeni pacienti k datu od 1. 1. 2023 do naplnění výzkumného souboru (únor 2024). Zařazení byli pouze pacienti, kteří podstoupili nativní CT a CT angiografii mozkových tepen během jednoho výkonu, tzn. pacienti, kteří podstoupili pouze nativní vyšetření nebo pouze CT angiografii a pacienti, u nichž nativní CT a CT angiografie nebyly provedeny hned po sobě zařazení nebyli. Dále u všech pacientů byla zvolena intravenózní flexila pro podání jodové kontrastní látky. Jiný způsob vyřazování nebyl aplikovaný.

Daným způsobem byly v období od září 2023 do března 2024 sbíraná data od 153 pacientů. Z daného souboru bylo 67 (43,14 %) žen a 86 (56,21 %) mužů. Průměrný věk výzkumného souboru byl $68,8 \pm 14,2$ roků. U žen byl průměrný věk $71,8 \pm 13,8$, u mužů $66,8 \pm 13,9$ let.

Metodika výzkumu

Design studie a způsob sběru dat

Diplomová práce má kvantitativní design s využitím statistického zpracování retrospektivně nasbíraných dat.

Sledované znaky u pacientů

Z radiologického informačního systému, dále jen e-MED, ve Fakultní nemocnici Brno byl vytvořen seznam pacientů, kteří podstoupili CT vyšetření mozku a CT angiografie mozkových tepen s podezřením na iktus na pracovišti Kliniky radiologie a nukleární medicíny FN Brno. Jednalo se o pacienty vyšetřené z vitální indikace z pracoviště urgentního příjmu a daní pacienti byli vyšetřeni na CT Brilliance 64 nebo Spectral CT 7500, značky Philips Healthcare. Data byla získána retrospektivně formou dohledávání elektronických žádanek v e-MED. Z programu e-MED byly získány informace o pohlaví, věku, datu vyšetření, množství podané kontrastní látky, nálezů a případné komplikace vzniklé během vyšetření. Identifikační údaje o pacientech sloužily pouze ke kontrole při vkládání dat. Při zpracování dat byly všechny údaje anonymizované. Pro práci s obrazovou byl využit prohlížeč obrazové dokumentace Marie PACS, případně prohlížeč obrazové dokumentace přímo od výrobce Phillips (Philips Concerto verze 11). Z těchto prohlížečů obrazové dokumentace byly získány informace o dávkovém protokolu, užitém množství jodové kontrastní látky a křivce popisující syčení danou látkou. Na obrazové dokumentaci bylo dále prováděno měření denzit ze zvolených míst (detailnější popis je uveden v kapitole Způsob hodnocení kvality vyšetření).

Vyšetřovací protokoly

CT vyšetření bylo provedeno ve FN Brno na dvou typech CT přístrojích značky Philips. Jednalo se se přístroje CT Brilliance 64 a Spectral CT 7500. CT vyšetření byla realizována podle Místních radiologických standardů dle stanoveného protokolu daného přístroje.

Postup u vyšetřování byl u obou přístrojů totožný. Lišil se v nastavených parametrech expozice. Radiologický asistent uložil pacienta na vyšetřovací stůl do pozice uvedené v protokolu a dle stavu pacienta jej poučil o daném vyšetření. Vzhledem k nutnému podání jodové kontrastní látky při vyšetření radiologický asistent konzultoval s přítomným lékařem

případné kontraindikace k podání kontrastní látky. Nejdříve se prováděl duální topogram, určil rozsah a směr skenování vyšetření jednotlivých fází a realizovalo se vyšetření. Dodatečně se pomocí postprocessingu vytvořila obrazová dokumentace v řezech dle protokolu a zvyku pracoviště.

Radiologický asistent u nativního CT mozku dodělal v rámci postprocessingu rekonstrukční řezy v koronární a axiální rovině o tloušťce vrstvy 5x5 mm v mozkovém okně, jež byly uloženy do archivačního systému Marie PACS. U CT angiografie byly vytvořeny a odeslány do archivačního systému Marie PACS rekonstrukce o třech rovinách v MIP přepočtu o tloušťce vrstvy 5x2,5 mm. Případně radiolog vytvořil 3D rekonstrukce. Spektrální data byla dohledatelná pouze v Philips Concerto 11. Výsledná obrazová dokumentace u spektrálního CT dodává navíc SBI data, monoenergetické mapy a mapy jodové distribuce do programu Concerto 11. V případě potřeby lze zpětně data přepočítat do jiných energií či zobrazovacích oken. Daný program je poskytnut pouze radiologům a radiologickým asistentům k dané funkci přizpůsobeným počítačům. Prováděná vyšetření musí být tedy hodnotitelná i u vysokoenergetického zobrazení pro mezioborové lékaře v softwaru PACS.

Ct protokoly dle MRS FN BRNO Briliance 64 (Fakultní nemocnice Brno - KRNM, 2022)

Tabulka č. 1: Vyšetřovací protokol nativní hlavy

základní strategie	nativ
příprava nemocného	nativ bez přípravy
uložení	vleže na zádech, hlava přichycena v držáku, brada přitažena
instrukce nemocnému	nehýbat se
směr skenování	kaudokraniální
centrace	na zevní zvukovody
rozsah vyšetření nativní	base lební – vrchol kalvy
tloušťka vrstvy	0,8 mm
inkrement	0,4
pitch faktor	0,452
kV	120
mAs	230
Filtr	UB standard
iDose	4

Tabulka č. 2: Vyšetřovací protokol CT angiografie mozku a karotid

základní strategie	KL
příprava nemocného	lačný, alerg. anamnéza
uložení	vleže na zádech, hlava přichycena v držáku, brada přitažena
instrukce nemocnému	nehýbat se
směr skenování	kaudokraniálně
centrace	na zevní zvukovody
rozsah vyšetření	oblouk aorty – pod vertex
tloušťka vrstvy	0,9 mm
inkrement	0,45
kolimace	64x0,625
pitch faktor	0,891
kV	100
mAs	225
Filtr +adaptivní filtr	B
Dose Right	Z-DOM
iDose	5
rekonstrukční algoritmus	AX, MIP COR, MIP SAG, MPI AX, VRT
dokumentace šíře/střed okna	– 600/100
KL	min. 350 mg jódu/ml
množství KL (+ proplach aqua pro inj.)	65 ml (+40 ml)
rychlost aplikace KL	5 ml/s
zpoždění	bolus tracking
poznámka	venepunkce - antekubitální jamka ROI - vzestupná aorta Dif 80-100

Tabulka č. 3: Vyšetřovací protokol CT perfuze mozku

příprava nemocného	lačný, alerg. Anamnéza, řádně stranově srovnat hlavu
základní strategie	KL
uložení	vleže na zádech, hlava přichycena v držáku, brada přitažena
instrukce nemocnému	nehýbat se
směr skenování	kaudokraniální
centrace	na zevní zvukovody
rozsah vyšetření	dle požadavků radiologa, nutno zachytit bazální ganglia
kolimace	32x1,25
šířka vrstvy	5 mm
inkrement	0
Cycles time	2s
počet jog cyklů	30
kV	80
mAs	100
Filtr	Brain stand.- UB
iDose	4
rekonstrukční algoritmus	AX, postprocesingové zpracování
dokumentace šíře/střed okna	– 80/40
KL	min. 350 mg jódu/ml
množství KL (+ proplach aqua pro inj.)	50 ml (+ 40 ml)
rychlost aplikace KL	4,5 ml/s
zpoždění	5 s od začátku skenování
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> - flexila (růžová nebo zelená) zavedená v cubit. jamce - sklon skenování – orbitomeatální - number of jog cycles – 15 - post injection. delay – 1 - scan interval - 4

Tabulka č. 4: Protokol nativní hlavy Spectral CT 7500

základní strategie	nativ
příprava klienta	nativ bez přípravy
uložení	vleže na zádech, brada přitažena
instrukce nemocnému	nehýbat se
směr skenování	kaudokraniální
centrace	na zevní zvukovody
rozsah vyšetření	base lební – vrchol kalvy
tloušťka vrstvy / increment	0,8 mm / 0,4 mm (kost 0,8mm / 0,6mm)
kolimace (vzor kolimace)	32 x 0,625 (64)
Matrix	512
pitch faktor	0,35
rotace	0,4
kV	120
SBI	ano
DoseRight index	ne
iDose	3 (kost 2)
IMR	1
MonoEnergy	45 keV
Dokumentace šíře/střed okna	- 80/40 1800/600

Tabulka č. 5: Protokol CT angiografie mozku a karotid

základní strategie	KL
příprava klienta	při KL lačný, alerg. anamnéza
uložení	vleže na zádech, hlava přitažena
instrukce nemocnému	nehýbat se
směr skenování	kaudokraniální
rozsah vyšetření	Aortální oblouk - vertex
tloušťka vrstvy / increment	0,9 mm / 0,45 mm
kolimace (vzor kolimace)	64 x 0,625 (128)
Matrix	512
pitch faktor	0,9
rotace	0,33
kV	120

SBI	ano
DoseRight index	24
iDose	5
IMR	2
MonoEnergy	45
Z- modulace	ano
3D modulace	ne
Dokumentace - šíře/střed okna	360/60
množství KL (+ proplach aqua pro inj.)	40ml (+50ml)
Rychlost aplikace KL	vícefázově (4ml/s + 4,4ml/s)
ROI	Aortální oblouk

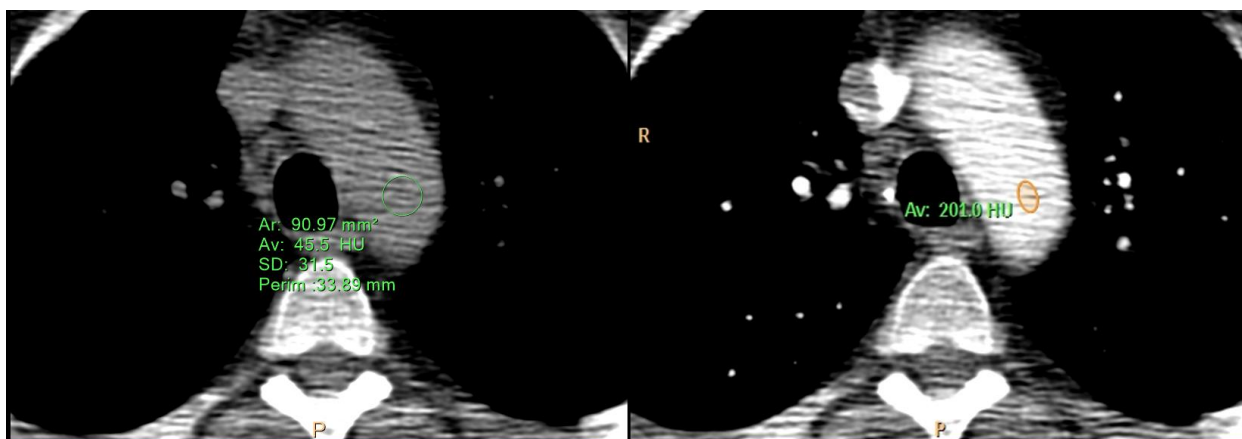
Tabulka č.6: Protokol ct perfuze

základní strategie	KL
příprava klienta	lačný, alerg. anamnéza
uložení	vleže na zádech, brada přitažena
instrukce nemocnému	nehýbat se
směr skenování	
centrace	na zevní zvukovody
rozsah vyšetření	8cm nebo 16cm- dle rozhodnutí lékaře
tloušťka vrstvy / increment	0
kolimace (vzor kolimace)	128 x 0,625 (256)
Matrix	512
rotace	0,27
Počet cyklů / frekvence	30 / 2 sec
kV	80
SBI	ano
DoseRight index	ne
iDose	5
IMR	ne
MonoEnergy	ne
Z- modulace	ne
3D modulace	ne
Dokumentace - šíře/střed	80/40
množství KL (+ proplach aqua pro inj.)	40 ml (+ 15 ml) – k.l. min. 350 mg jódu/ml
Rychlost aplikace KL	4ml/s
zpoždění	5s a později - dle rychlosti sycení CTAG

Aplikace kontrastní látky

Při vyšetření CT angiografie mozkových tepen byl rozsah vyšetření bez ohledu na volbu přístroje shodný – oblouk aorty až po vertex hlavy. Pro načasování skenování byla použita technika bolus tracking. Lokátor pro měření denzity při podání kontrastní látky byl nejčastěji umisťován v oblouku aorty dle protokolu (viz obr. č. 8). V případě nežádoucích artefaktů v aortálním oblouku byl lokátor umístěn do ascendentní nebo descendentní aorty. Při volbě vhodného místa k umístění ROI (zkratka region of interest nebo-li lokátoru) hrála roli velikost pacienta a nechtěné artefakty, které by mohly ovlivňovat vyšetření. Artefakty způsobovaly například kalcifikace na stěně aorty, kardiostimulátor, těla hrudních obratlů i tuk u objemnějších pacientů (viz. Obr. 9).

Obrázek č. 8: Měření denzity v aortálním oblouku při nastavení lokátoru trackování jodové kontrastní látky a při dosažení nastaveného threshodu laborantem před následným spuštěním scanu



(Archiv MARIE PACS Fn BRNO)

Obrázek č. 9: Ukázka nechtěných artefaktů na scanu



(Archiv MARIE PACS Fn BRNO)

Naměřené hodnoty původní denzity před aplikací kontrastní látky se pohybovaly mezi 40-80 HU. V případě MDCT laborant nastavoval dle protokolu diferenci o hodnotě 80-100. Z nastavené hodnoty si lokátor přičetl hodnotu denzity v místě nastaveného lokátoru a nastavil tím hodnotu thresholdu. U spektrálního CT laborant nastavoval přímo threshold pro dané vyšetření.

Po aplikaci kontrastní látky bylo se zpožděním 5 s spuštěné trackování ve zvoleném místě. Čas mezi jednotlivými scany byl nastaven na co nejkratší čas. U MDCT byl čas mezi scany 1,5 s a spektrální CT má nejkratší možný čas mezi scany 1 s. Délku trackování ovlivňoval celkový zdravotní stav pacienta. V menší míře mohl mít vliv zavedeného žilního vstupu o velikost 16-20 G.

Po dosažení nastavené prahové denzity došlo k posunutí stolu dle zvoleného rozsahu a ke spuštění skenovací akvizice. Na spektrálním CT přístroji byl přímo nastaveno spuštění skenování pevně 3 s od dosažení prahové denzity po spuštění akvizice. Zabránilo se tak k provedení scanu před dostatečným nasycením arterií. Samotná akvizice byla hotová do 2 s, čímž svou rychlostí převyšuje schopnosti CT Brilliance 64. Zde byl čas spuštění akvizice ovlivněn dobou dojezdu od počátečního místa scanu a samotný scan trval okolo 5 s.

Kontrastní jodová látka s fyziologickým roztokem byla ve všech případech aplikována pomocí injekční pumpy. U Brilliance CT byla používána injekční pumpa CT Exprès™ od firmy Bracco. (Bracco Copyright ©, 2024) U Spectral CT 7500 byla používána pístová injekční pumpa značky MEDRAD® Centargo od firmy Bayer. (Bayer Pharmaceuticals, 2024) Obě injekční pumpy splňují efektivní a přesnou aplikaci a bezpečným zacházením k pacientovi. Na vyšetření byly využity rozdílné protokoly pro jednotlivé přístroje, viz. tabulka č. 7. Obě pumpy dokážou reagovat na změny tlaku při průtoku kontrastní látky v aplikované žíle. Injekční pumpa CT Exprès™ při přesáhnutí tlaku na 1,5x vyšší hodnotu nad původním nastavením reaguje automatickým ukončením podávání kontrastní látky z důvodu ohrožení pacienta. Z toho důvodu vždy přítomný radiologický asistent musel otestovat dostatečnou průchodnost žilního vstupu. Injekční pumpa Centargo dokáže u podání snížit rychlost vstříkovaní za kontinuálního průtoku, čímž může snížit riziko extravazace při podání kontrastní látky. Injekční pumpa Centargo umožňuje aplikovat kontrastní látku fázovaně a naředit tak koncentraci jodové kontrastní látky. Daná funkce byla využita u protokolu se sníženým množstvím kontrastní látky. V rámci jednoho podání byla aplikována pacientovi jodová kontrastní látka o celkovém množství 40 ml, kdy v první fázi je podáno 12 ml roztoku složením 40% kontrastní látky ku 60% proplachu. Druhá fáze následuje bez prodlevy ve formě 35 ml 100% jodové kontrastní látky a následuje proplach. Při podání 65 ml je kontrastní látka podána přímo následována proplachem. U CT Brilliance 64 byla aplikována kontrastní látka Iomeron 400 mg/mL a Spectral CT 7500 byla aplikována jodové kontrastní látka Iomeron 350 mg/mL.

Tabulka č. 7: Protokoly aplikace jodové kontrastní látky

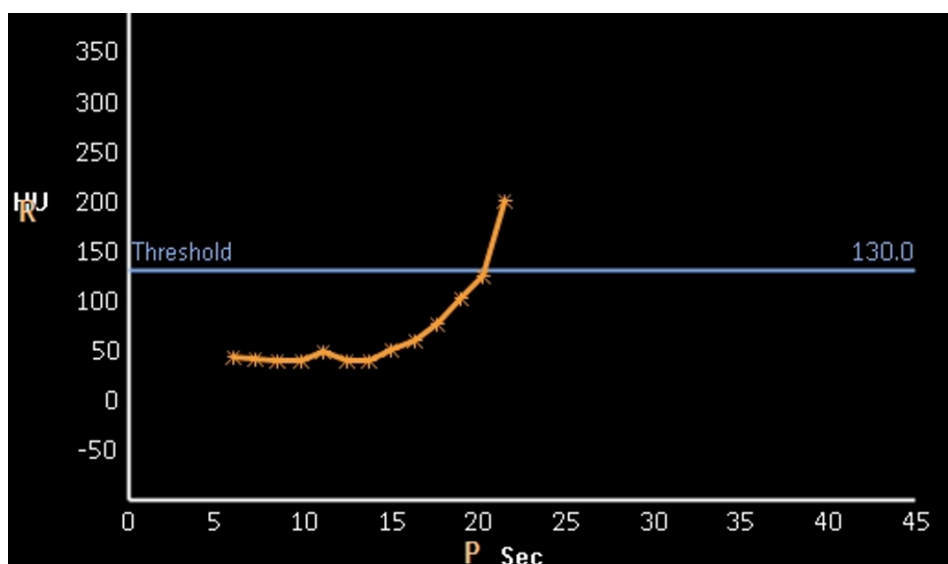
	Ct angiografie MDCT	CT angiografie Spectral CT	Vícefázová aplikace k.l. Spectral CT	
celkové množství kontrastní látky (k.l.)	65	65	40	
koncentrace 100% k.l. [mg/ml]	400	350	350	
koncentrace kontrastní látky [%]	100	100	40	100
rychlost aplikace k.l. [ml/s]	5	5	4	4,4
rychlost aplikace k.l. [ml/s]	13	13	3	10
rychlost aplikace k.l. [ml/s]	50	50	50	
rychlost proplachu [ml/s]	5	5	5	

Způsob hodnocení kvality vyšetření

Z obrazové dokumentace se ze série dynamických snímků techniky bolus tracking zaznamenávalo místo nastavení měřené oblasti (ROI) a jeho denzita před aplikací jodové kontrastní látky. Ze 153 pozorovaných vyšetření bylo 7x umístěn lokátor v ascendentní aortě, 50x umístěn v descendentní aortě a 81x aortálním oblouku a u 15 případů nebyla daná informace dohledatelná.

Z časové křivky popisující hodnotu denzity v nastaveném bodě byla získána hodnota denzity nastavená laborantem (threshold) a čas spuštění vyšetření, kdy denzita přesáhla nastavenou hodnotu. Dále z posledního scanu byla získána naměřená hodnota denzity přesahující threshold.

Obrázek č.10: Křivka postupného sycení jodové kontrastní látky v lokátoru



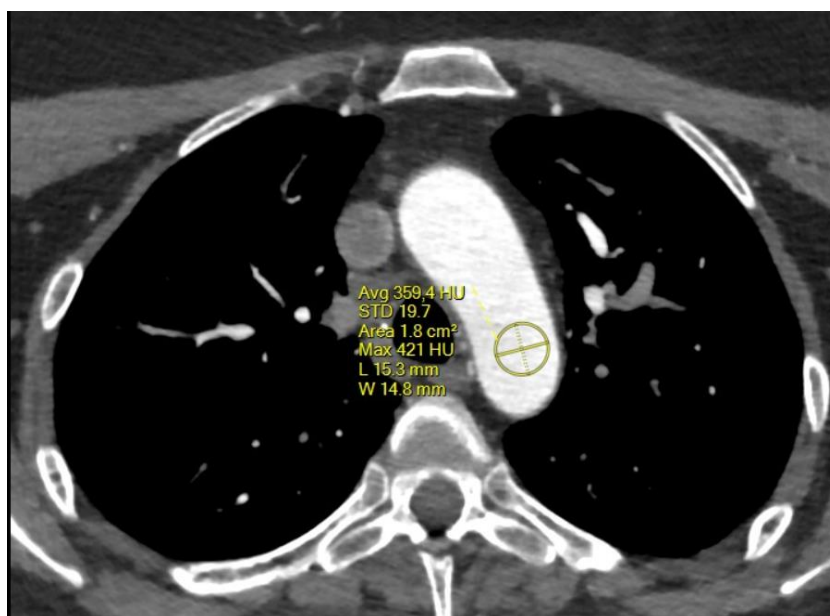
(Archiv MARIE PACS Fn BRNO)

Z dávkového protokolu byly získány informace o celkové dávce provedeného vyšetření a dávkách vyšetření v jednotlivých krocích (nativní vyšetření a CT angiografie) a bylo ověřeno množství podané kontrastní látky z protokolu vytvořeným aplikující injekční pumpou, případně z vyúčtovaného množství u žádanky z programu e-MED.

U nativního vyšetření CT hlavy se porovnávala radiační zátěž na pacienta, nikoliv obrazová kvalita. Dále byl zjišťován naměřený ASPECT z popsaneho nálezu, který určoval radiolog samostatně bez užití vyhodnocovacího programu.

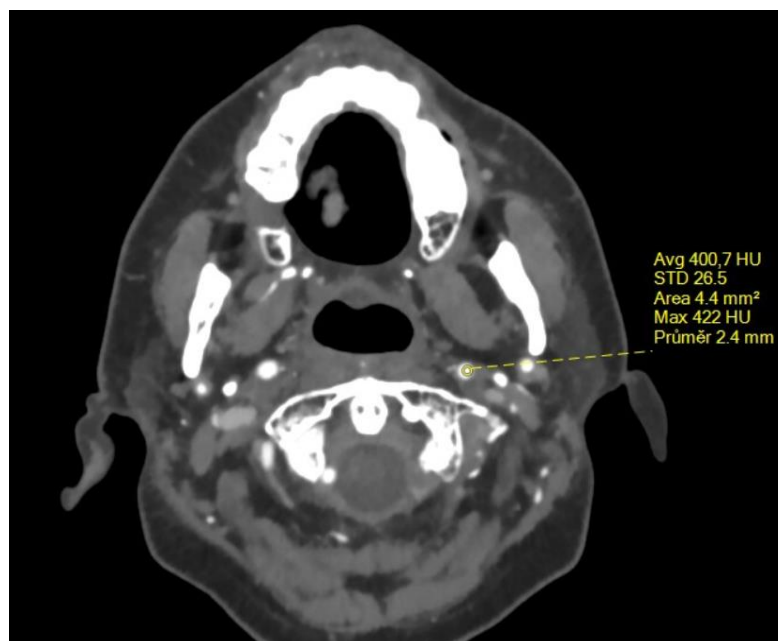
Z obrazové dokumentace u CT angiografie byly měřené denzity ve všech případech z axiální roviny v měkkotkáňovém okně o šíři vrstvy 0,9mm a inkrementu 0,45mm v následujících místech: oblouk aorty (viz obrázek č. 11), společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (viz. obrázek č.12), vnitřní karotida pod bází lebni v úrovni C2 (viz. obrázek č. 13), v M1 a M2 úseku a. cerebri media (viz. obrázek č. 14), na vrcholu a. basilaris (viz obrázek č. 15), v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (viz obr. č. 16), pozadí- vzduch a sval m.masseter (viz. obrázek č. 17). Denzity byly měřené v programu Philips Concerto verze 11 a PACS formou kruhové ROI (region of interest) průměru větší než polovina průměru měřené tepny. Měření bylo prováděno jedním hodnotitelem. Pro zlepšení výpovědní hodnoty naměřených údajů, byla v provedené oblasti 3x po sobě umístěná ROI a naměřené hodnoty zprůměrovány. V případě bilaterálních oblastí došlo k měření na obou stranách. Zvolená byla strana s naměřenou vyšší průměrnou hodnotou. Z měření byly vyřazeny oblasti, jež měly podle nálezu patologie.

Obrázek č.11: Měření denzity v aortě na provedeném vyšetření



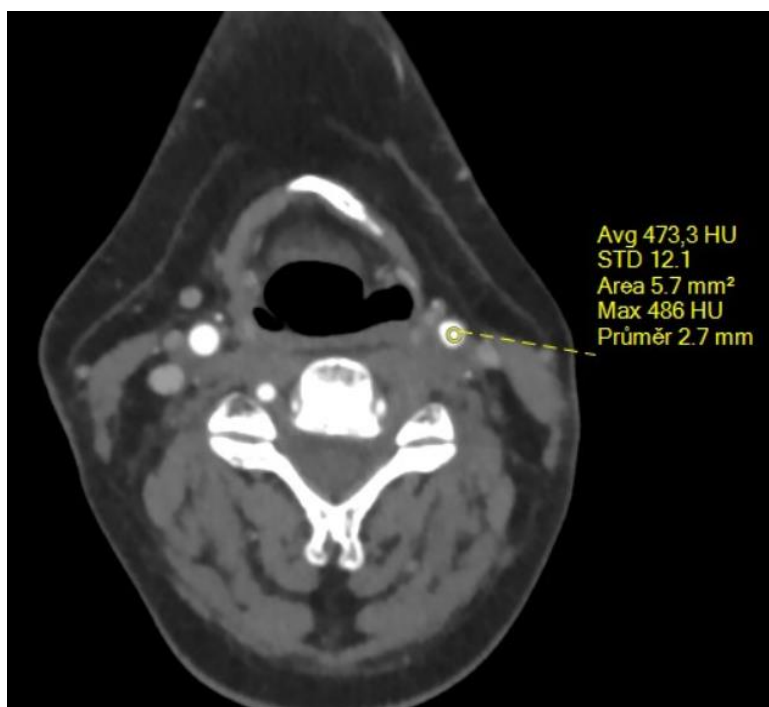
(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrázek č.12: Měření denzity v karotidě na provedeném vyšetření



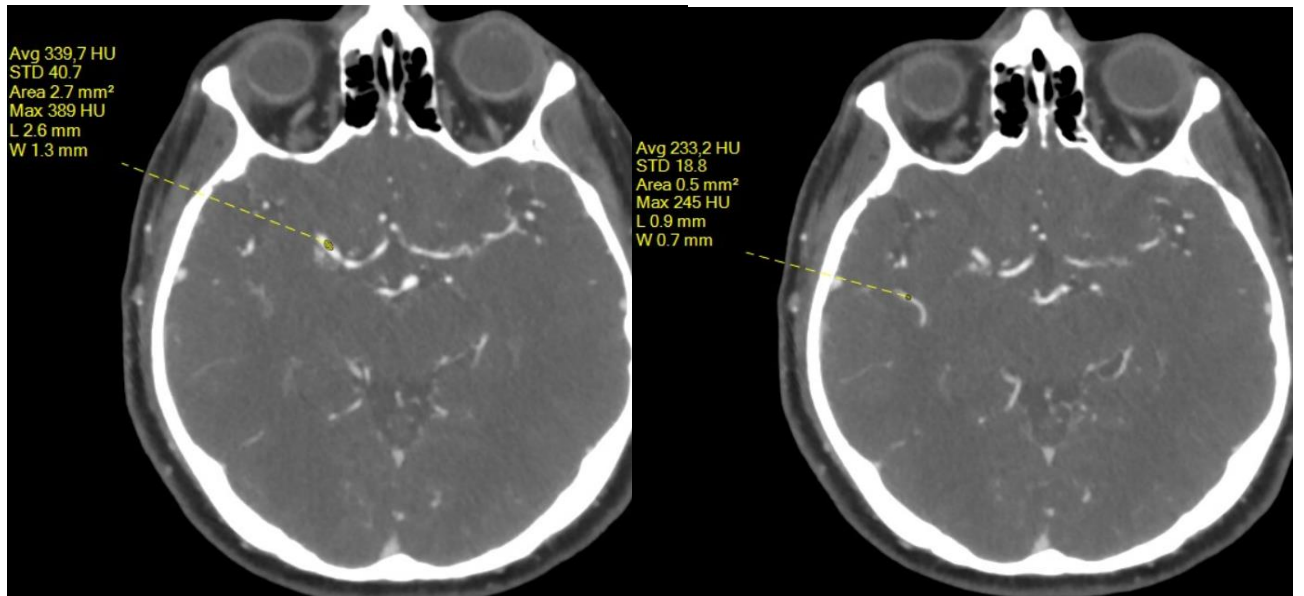
(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrázek č. 13: Měření denzity vnitřní karotida pod bází lebni v úrovni C2



(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrázek č 14: Měření denzity v M1 a M2 úseku a. cerebri media



(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrázek č.15: Měření denzity a.basilaris



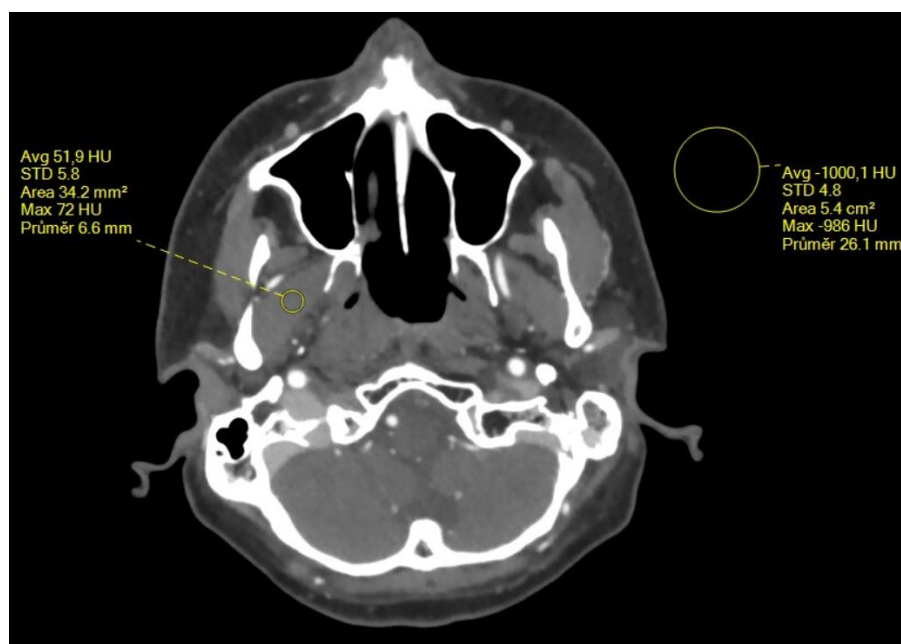
(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrázek č.16: Měření denzity v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus



(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrázek č.17: Měření denzity na pozadí a m.masseter



(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Obrazová dokumentace byla hodnocena na monitorech značky EIZO splňující standardy DICOM®. Hodnotitelem byl radiologický asistent. Nález vyšetření byl získán z E-MED z popisu vyšetření od radiologů se speciální odbornou způsobilostí.

Metoda analýzy dat

Nasbíraná data byla zpracována pomocí programu Microsoft Excel. Statistické analýzy byly realizovány v IBM SPSS Statistics. V rámci statistických analýz byla v první řadě použita deskriptivní statistika. K popisu jednotlivých proměnných byly využity charakteristiky polohy a variability. Konkrétně byly zjišťovány průměry, mediány, percentily, minima, maxima a směrodatné odchylky jednotlivých zkoumaných proměnných.

Dále byla bylo zjišťováno, zda testované proměnné mají normální rozdělení. Normalita dat byla analyzována pomocí Shapiro-Wilkova testu. Na základě zjištěných výsledků byly pro testování významnosti diferencí hodnot proměnných z hlediska typu CT a množství kontrastní látky u spektrálního CT použity neparametrický Mann-Whitney test, jelikož testované proměnné neměly normální rozdělení. Parametrický Studentův t-test dvou nezávislých výběrů byl použit u proměnných s normálním rozdělením. Chí kvadrát test byl využit u určení statisticky významných vazeb mezi souborem pacientů s ohledem na věk a zjištěný nález.

Radiační zátěž je hodnocena pomocí 3 proměnných a testovány tak byly celkem 3 podhypotézy odvozené od hlavní hypotézy. Jednalo se o celkovou dávku vyšetření a odděleně dávka na nativní vyšetření mozku a CT angiografii bez ohledu na množství použitého kontrastu. Vzhledem k faktu, že hodnotitelem byl radiologický asistent a nikoliv lékař, nebyla využita Likertova škála pro hodnocení kvality, s níž se lze setkat v podobných studiích. Všechny vyšetření v souboru byly vyhodnoceny jako dostatečné a kvalitou hodnotitelné. Naměřená denzita byla nedostačujícím ukazatelem pro hodnocení.

Hypotéza 2 a 3 se zabývá kvalitou vyšetření, kde se hodnotí naměřené denzity v obraze. Kvalita vyšetření je hodnocena pomocí 7 proměnných (jednotlivé měřené úseky) a testováno tak bylo celkem 7 podhypotéz odvozených od hlavní hypotézy. V případě druhé hypotézy porovnává kvalitu vyšetření v porovnání s typem strojů. Data ze spektrálního CT sou převzata z vyšetření o 65ml i 40ml jodové kontrastní látky. Ovlivňujícím faktorem zde bylo množství jódu v kontrastní látce. U MDCT byl aplikován Iomeron 400 mg/l a u spektrálního CT byl

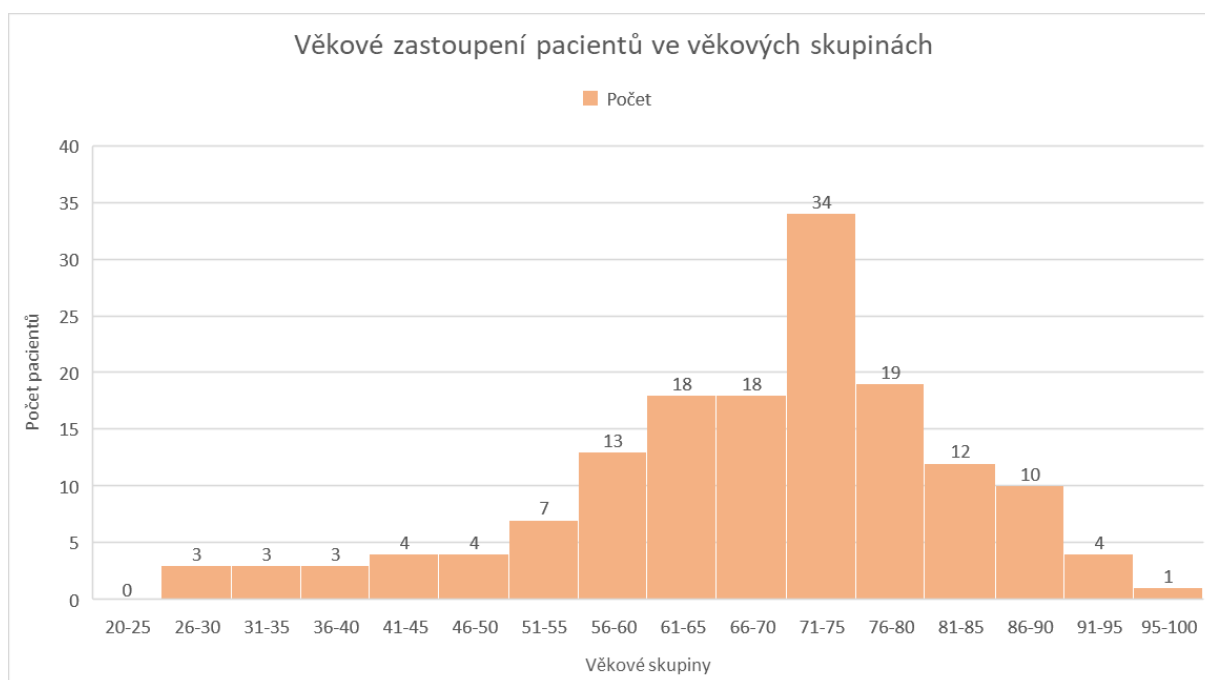
aplikován Iomeron 350 mg/l. Třetí hypotéza se zabývá pouze daty ze spektrálního CT, tedy porovnává naměřené hodnoty z vyšetření o 65ml i 40ml jodové kontrastní látky.

Výsledky práce

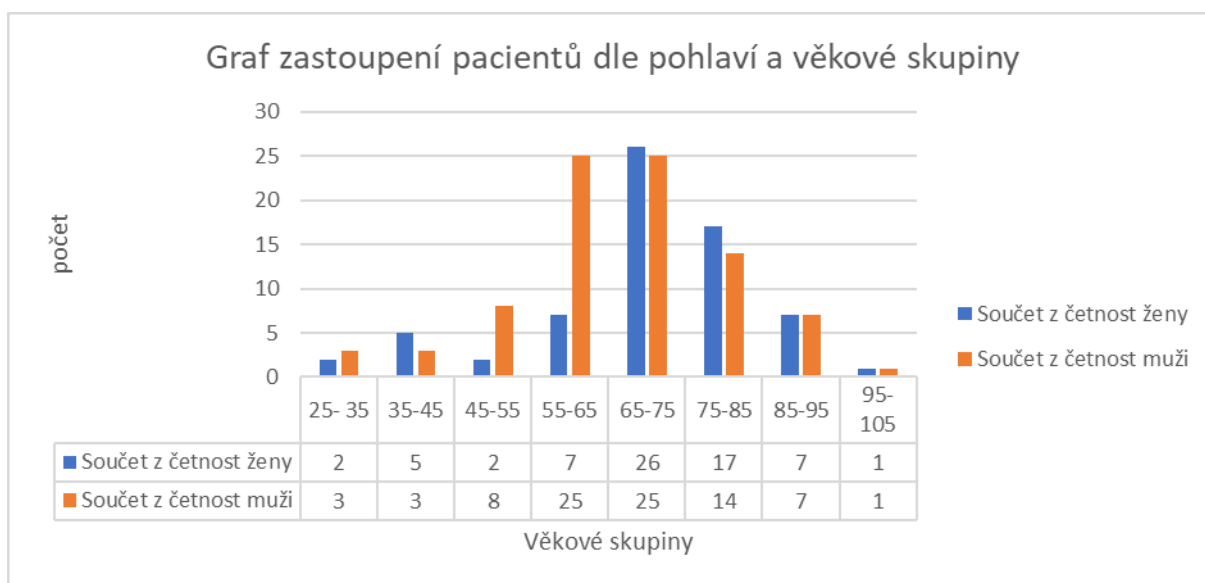
Popis souboru

Z celkového souboru 153 pacientů bylo 67 (43,14%) žen a 86 (56,21%) mužů. U žen byl průměrný věk 71,8 let (26,8 - 97,5 let) a u mužů byl věkový průměr 66,8 let (27,5-91,5 let). Na hladině významnosti $\alpha=0,05$ bylo prokázáno, že není signifikantní rozdíl mezi věkem mužů a žen. Na CT Brilliance 64 bylo vyšetřeno 44 pacientů a na Spektral CT 7500 připadá zbylých 109 pacientů. Na grafu č. 1 znázorňuje počet pacientů v jednotlivých věkových skupinách s intervalem 5 let. Graf č. 2 popisuje soubor pacientů dle pohlaví a věkového rozhraní.

Graf č.1: Graf zastoupení výzkumného souboru v intervalu 10 let

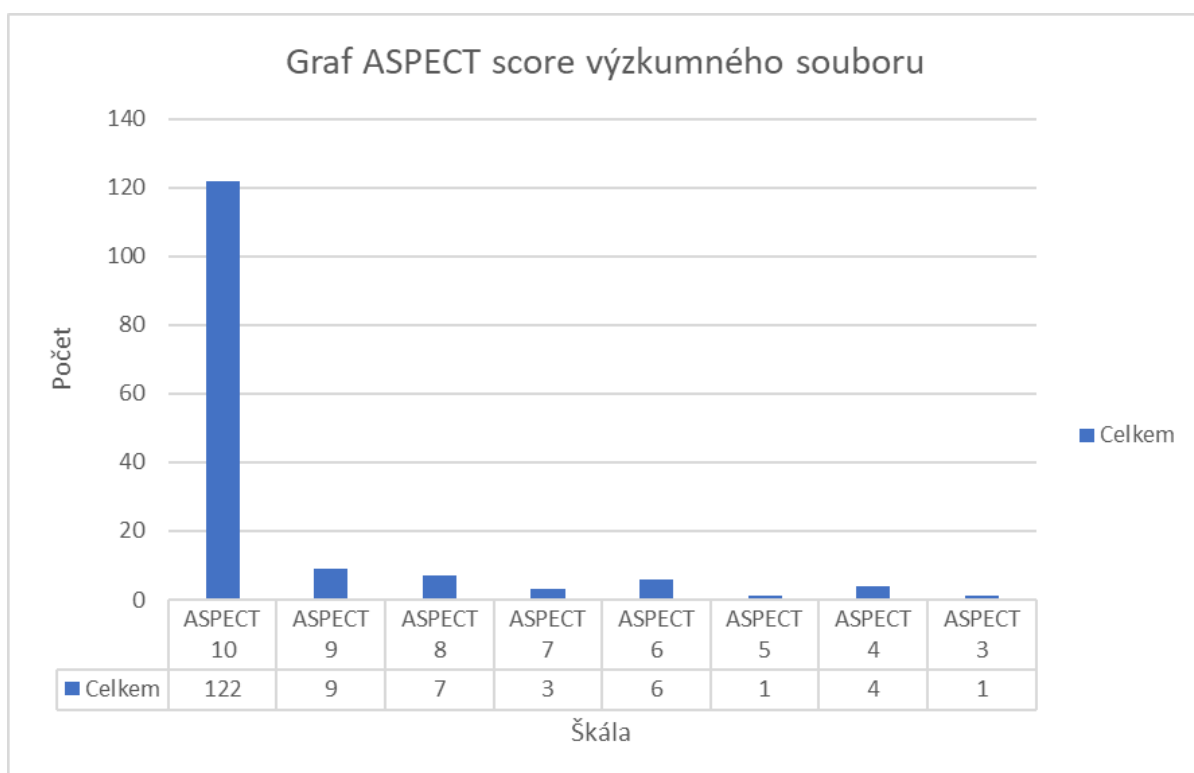


Graf č. 2: Věkové skupiny v rozmezí 10 let s ohledem na pohlaví pacienta



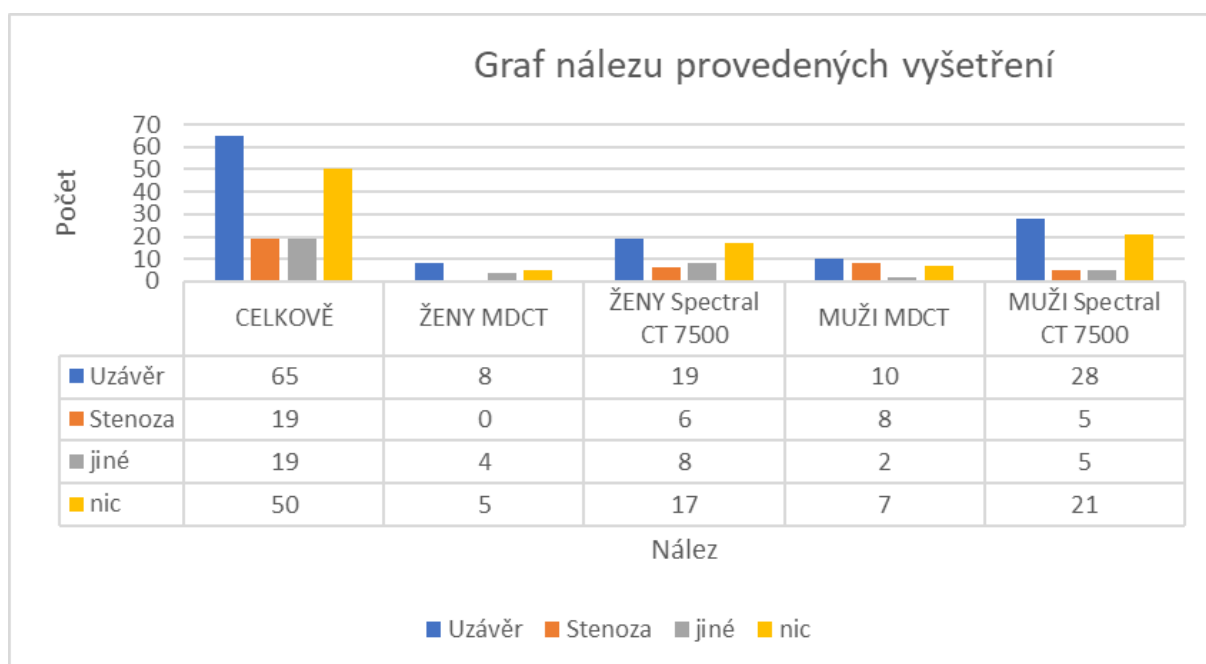
Z popsaných nálezů byl zjišťován naměřený ASPECT z nativního vyšetření, který určoval radiolog samostatně bez užití vyhodnocovacího programu. Z grafu č. 3 je patrná převaha naměřených vysokých hodnot škály, což vede k pozitivní prognóze u pacientů. Z výzkumného souboru mělo naměřený ASPECT 10 122 pacientů (79,7 %).

Graf č. 3: Graf zjištěného ASPECT SCORE u výzkumného souboru z vyšetření nativní ct mozku



Z výzkumného souboru byl potvrzen uzávěr mozkové nebo přívodné mozkové tepny v 65 (42,5 %) případech, stenóza na tepenném řečišti u 19 (12,4 %) pacientů a u 50 (32,7 %) pacientů nebyly detekovány žádné znaky vysvětlující cévní mozkovou příhodu. U zbylých 19 (12,4 %) pacientů byly popsány známky ischemie staršího data (n= 8) nebo čerstvé krvácení (n= 5). Nejčastěji převažovaly nálezy s uzávěrem na úseku arterie cerebri media (úsek M1 n=15, úsek M2 n=13) a arterie carotis interna (n=6). Graf č. 4 znázorňuje počet jednotlivých nálezů s ohledem na pohlaví a typ přístroje. Všechna provedená vyšetření byla hodnotitelná a nebylo nutné je opakovat. Při srovnávání pozitivních nálezů s ohledem na pohlaví pacienta, tak ze 103 pozitivních nálezů připadalo u žen 45 pozitivních nálezů (22 bez nálezu), u mužů bylo 58 pozitivních nálezů (28 bez nálezu).

Graf č. 4: Zjištěné nálezy ve výzkumném souboru o ohledem na pohlaví a typ přístroje



Ct angiografie používala metodu bolus tracking, kdy se zaznamenávalo místo lokátoru a jeho naměřená denzita. U MDCT byly retrospektivně v PACS dohledatelné informace o bolus tracking pouze od 34 vzorku z celkových 44. U dat ze Spectral CT 7500 nebyla dohledatelná data o trackování kontrastu od 6 pacientů ze vzorky 109 provedených vyšetření. Dané chybě mohlo dojít špatné manipulaci radiologického asistenta během provádění vyšetření nebo špatně spárovanou injekční pumpou s CT přístrojem. Případně byla na dané vyšetření využita záložní injekční pumpa, která danou funkci k odesílání dat do PACS.

Čas mezi překročením nastavené hranice tresholdu a spuštěním vyšetření se mezi vyšetřeními lišil minimálně v rozsahu dle nutnosti posunu stolu. U spektrálního CT laborant nastavoval přímo threshold pro dané vyšetření. Přístroj má rychlejší odezvu, čímž se zkrátil čas mezi jednotlivými trackovacími scany na 1s. Vzhledem k rychlosti pohybu stolu bylo nastaveno spuštění skenování pevně 3s od překročení nastavené hranice, aby se předešlo k příliš brzkému spuštění vyšetření. Zabránilo se tak k provedení scanu před dostatečným nasycením arterií. Naměřené hodnoty z místa trackování, naměřené hodnoty tresholdu, z naměřené denzity při překročení denzity a celkový čas sycení byly zpracovány a vloženy do tabulek č. 8-10.

Tabulka č. 8: Naměřené hodnoty bolus tracking metody u MDCT

Denzity MDCT		THRESHOLD		NAMĚŘENÁ DENZITA V MOMENTU PŘEKROČENÍ THRESHOLDU		ČAS PŘEKROČENÍ NAMĚŘENÉHO TRESHOLDU	
Stř. hodnota	58,3	Stř. hodnota	143,3	Stř. hodnota	183,2	Stř. hodnota	20,3
Medián	58,4	Medián	146	Medián	177	Medián	19,5
Směr. odchylka	15,997	Směr. odchylka	23,45 2	Směr. odchylka	43,95	Směr. odchylka	4,283
Rozdíl max-min	65	Rozdíl max-min	109	Rozdíl max-min	197,7	Rozdíl max-min	18
Minimum	22,9	Minimum	78	Minimum	98,3	Minimum	15
Maximum	87,9	Maximum	187	Maximum	296	Maximum	33
Počet	34	Počet	34	Počet	34	Počet	34

U CT angiografie prováděném na spektrálním CT byl prováděn stejný vyšetřovací postup bez ohledu na množství použité kontrastní látky. Výzkumný vzorek zde byl 103 naměřených hodnot. Zjištěný průměr naměřené denzity lokátoru byl 46 HU a jeho medián byl 43,6 HU. Nejnižší naměřená hodnota byla 29 HU a nejvyšší 76,9 HU. V porovnání na naměřenými hodnotami z MDCT je průměr nepatrně nižší (o cca 12 HU). Dle t - testu existuje

statisticky významný rozdíl mezi průměry naměřených denzit. V obou případech byly naměřené rozdílné hodnoty byly v rozsahu 22 -88 HU v aortě.

V případě vyšetření s podáním 40ml jodové kontrastní látky byla průměrná naměřená hodnota thresholdu 142 HU, u vyšetření s podáním 65ml jodové kontrastní látky byla naměřena hodnota 161 HU a nejvíce bylo u MDCT průměrně naměřeno 183 HU, rozdíly nebyly statisticky významné.

Tabulka č. 9: Naměřené hodnoty bolus tracking metody u Spectral CT 7 500 u aplikace 40ml jodové kontrastní látky

DENZITA LOKÁTORU SPECTRAL CT 7 500		ČAS PŘEKROČENÍ NAMĚŘENÉHO THRESHOLDU U 40 ML K.L.		THRESHOLD 40 ML K.L.		NAMĚŘENÁ DENZITA V MOMENTU PŘEKROČENÍ THRESHOLDU 40 ML K.L.	
Stř. hodnota	46,02	Stř. hodnota	20,91	Stř. hodnota	120,6	Stř. hodnota	142,35
Chyba stř. hodnoty	1,066	Chyba stř. hodnoty	0,58	Chyba stř. hodnoty	1,92	Chyba stř. hodnoty	3,83
Medián	43,6	Medián	21	Medián	124	Medián	140
Směr. odchylka	10,82	Směr. odchylka	4,79	Směr. odchylka	16,10	Směr. odchylka	31,8
Rozdíl max-min	47,9	Rozdíl max-min	29	Rozdíl max-min	78	Rozdíl max-min	244,7
Minimum	29	Minimum	11	Minimum	81	Minimum	11,4
Maximum	76,9	Maximum	40	Maximum	159	Maximum	256,1
Počet	103	Počet	69	Počet	69	Počet	69

Tabulka č. 10: Naměřené hodnoty bolus tracking metody u Spectral CT 7 500 u aplikace 65ml jodové kontrastní látky

NAMĚŘENÁ DENZITA V MOMENTU PŘEKROČENÍ THRESHOLDU U 65 ML K.L.		THRESHOLD 65ML K.L.		ČAS PŘEKROČENÍ NAMĚŘENÉHO THRESHOLDU U 65 ML K.L.	
Stř. hodnota	161,304	Stř. hodnota	127,61	Stř. hodnota	17,68
Chyba stř. hodnoty	4,04	Chyba stř. hodnoty	2,58	Chyba stř. hodnoty	0,82
Medián	153,8	Medián	124	Medián	16,5
Směr. odchylka	23,58	Směr. odchylka	14,81	Směr. odchylka	4,78
Rozdíl max-min	98,9	Rozdíl max-min	52	Rozdíl max-min	21
Minimum	118,8	Minimum	98	Minimum	9
Maximum	217,7	Maximum	150	Maximum	30
Počet	34	Počet	34	Počet	34

Dále byly měřené hodnoty denzity na pozadí pro výpočet poměru signál-šum (anglicky signal-to-noise ratio, zkratka NSR). Nejdříve se spočítal šum obrazu (anglicky image noise). Ten se stanovil ze směrodatných odchylek z měření denzit vzduchu na pozadí (23,7 HU). Poměr signál - šum byl spočítán z podílu průměru denzit v jednotlivých naměřených místech a směrodatné odchylky pozadí. Průměrná naměřená hodnota denzity je uvedena dále v grafu č. 22. (Leng et al., 2024)

Dále byl vypočítán poměr kontrast - šum (anglicky contrast-to-noise ratio, CNR). Spočítal se z rozdílu průměru naměřených denzit ve zvolených oblastech a musculus masseter

(68,82 HU) v poměru se směrodatnou odchylkou vzduchu na pozadí. Hodnoty denzit vzduchu i v m. masseter byly měřeny v axiálních řezech u CT angiografie (viz. obrázek č.17). (Leng et al., 2024)

Tabulka č. 11: Naměřené hodnoty denzit v m. masseter a na pozadí (vzduch)

	Naměřené denzity v m. masseter (HU)	Naměřené denzity na pozadí (HU)
Stř. hodnota	68,82	-980,7372549
Směr. Odchylka	14,2	23,7
Medián	71,2	-992
Minimum	42,3	-1021
Maximum	72,7	-905,4

Pro lepší hodnocení kvality zobrazení u vyšetření na spektrálním CT bylo vybráno 20 náhodných pacientů vyšetřených protokolem s podanými 40ml jodové kontrastní látky z daného souboru. Dané měření bylo prováděno v programu Philips Concerto verze 11, kde jsou dostupné postprocessingové rekonstrukce po dobu přibližně jednoho měsíce. Délka uložení daných rekonstrukcí se odvíjí množstvím provedených vyšetření. U daných pacientů byla změřena hodnota denzity na totožných místech s hlavními daty avšak v monoenergetických mapách o energii 45 keV a v IMR zobrazení. V případě IMR zobrazení byly naměřené hodnoty denzit totožné, avšak pro pozorovatele bylo subjektivně lepší bylo hodnotit syčení arterií v IMR pro lepší sytost. V případě naměřených denzit z monoenergetických map však došlo k významnému zvýšení naměřených denzit (viz. tabulka č. 12).

Tabulka č. 12: Naměřené hodnoty denzit u CT angiografie v monoenergetických mapách o 45 keV

	Denzita naměřená v aortálním oblouku	Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy	Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2	V M1 úseku a.cerebri media	V M2 úseku a.cerebri media	Ve vrcholu a basilaris	V confluens s. sagitalis superior a sinus rectus
Stř. hodnota	786,85	772,68	755,36	671,34	511,06	668,17	242,29
Medián	796,20	798,45	786,15	678,70	515,40	681,70	194,70
Směr. odchylka	144,66	158,45	171,39	199,00	130,28	180,91	130,52
Minimum	587,90	487,50	446,20	320,00	251,50	322,00	68,20
Maximum	1008,70	995,80	996,80	1023,00	741,30	931,90	463,10
Součet	7868,50	7726,80	7553,60	6713,40	5110,60	6681,70	2422,90

Testování hypotéz

Hypotéza 1

H_0 : Spektrální CT nemá celkovou nižší radiační zátěž na pacienta než MDCT u vyšetření nativního mozku a angiografie.

H_A : Spektrální CT má celkovou nižší radiační zátěž na pacienta než MDCT u vyšetření nativního mozku a angiografie.

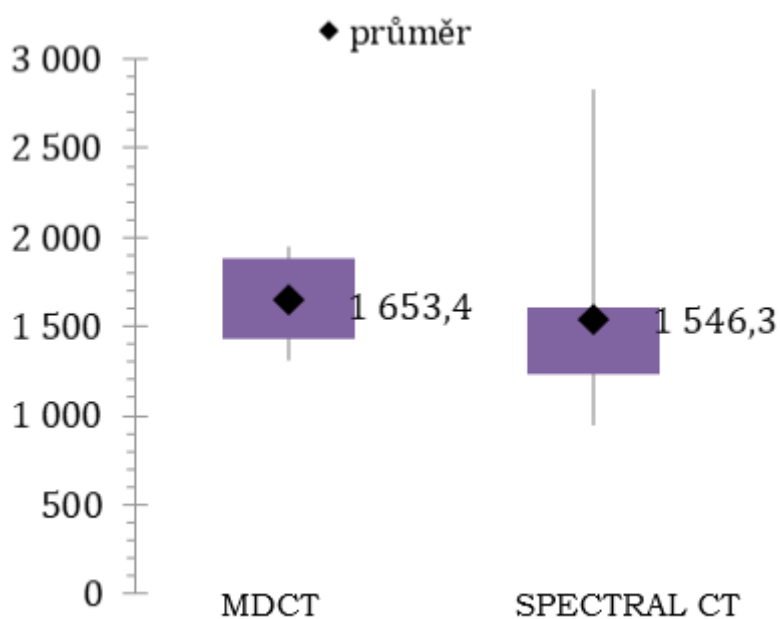
Ve výzkumném souboru byla zjištěna informace z dávkového protokolu u 44 pacientů na MDCT ku 109 pacientům ze spektrálního CT. Provedený Mann-Whitney test zamítnul nulovou hypotézu a potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je celková dávka nižší než u MDCT (1546,3 mGy.cm vs 1653,4 mGy.cm), přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,001$).

Tabulka č.13: Celková dávka (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	1653,4 mGy.cm	1546,3 mGy.cm
medián	1543,7 mGy.cm	1400,0 mGy.cm
směrodatná odchylka	231,8	464,1
minimum	1313,8 mGy.cm	945,0 mGy.cm
maximum	1952,3 mGy.cm	2831,0 mGy.cm
25% percentil	1427,0	1236,2
75% percentil	1884,2	1608,8

vlastní zpracování, $n=44/109$

Graf č. 5: Celková dávka (podle typu CT)



($U=1503,5$, $p=0,001$)

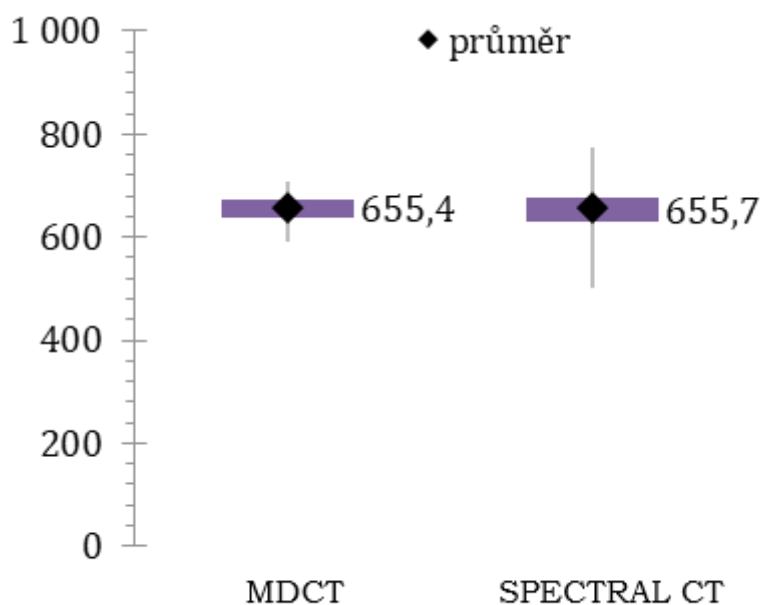
Při porovnání dávky u nativního CT mozku mezi CT přístroji nebyl zjištěn signifikantní rozdíl (655,4 mGy.cm vs 655,7 mGy.cm; $p=0,911$).

Tabulka č. 14: Dávka na nativ (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	655,4 mGy.cm	655,7 mGy.cm
medián	654,7 mGy.cm	651,5 mGy.cm
směrodatná odchylka	24,9	38,0
minimum	591,1 mGy.cm	500,0 mGy.cm
maximum	708,7 mGy.cm	774,0 mGy.cm
25% percentil	638,6	631,3
75% percentil	673,6	677,0

vlastní zpracování, $n=44/109$

Graf č. 6: Dávka na nativ (podle typu CT)



($U=2348,5$, $p=0,911$)

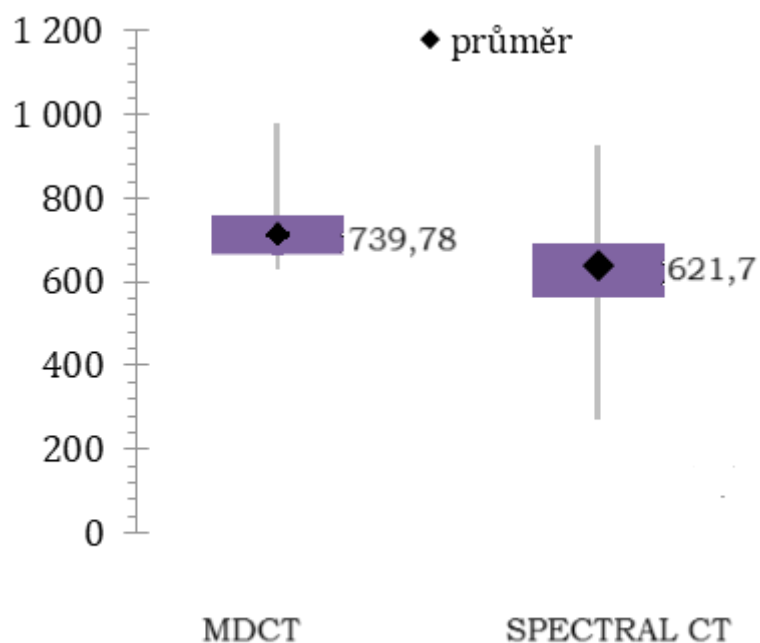
Při porovnání dávky u vyšetření CT angiografie provedený test zamítnul platnost nulové hypotézy a potvrdil platnost hypotézy alternativní. U spektrálního CT je dávka na CT angiografii nižší než u MDCT (621,7 mGy.cm vs 879,3 mGy.cm), přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$. (signifikance testu $p \leq 0,000$).

Tabulka č. 15: Dávka na ctag (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	739,78 mGy.cm	621,7 mGy.cm
medián	728,2 mGy.cm	610,5 mGy.cm
směrodatná odchylka	54,08	148,3
minimum	639,7 mGy.cm	254,0 mGy.cm
maximum	985,0 mGy.cm	926,0 mGy.cm
25% percentil	689,7	517,5
75% percentil	805,3	722,5

vlastní zpracování, n=44/109

Graf č. 7: Dávka na ctag (podle typu CT)



($U=1085,0$, $p=0,000$)

Hypotéza 2

2H₀: Není signifikantní rozdíl mezi kvalitou vyšetření na Spectral CT 7500 a CT Brilliance 64.

2H_A: Je signifikantní rozdíl mezi kvalitou vyšetření na Spectral CT 7500 a CT Brilliance 64.

Daná hypotéza pracuje s naměřenými denzitami z celého výzkumného souboru rozdělenými pouze na typ přístroje. Naměřené hodnoty představují denzity (HU) v dané oblasti.

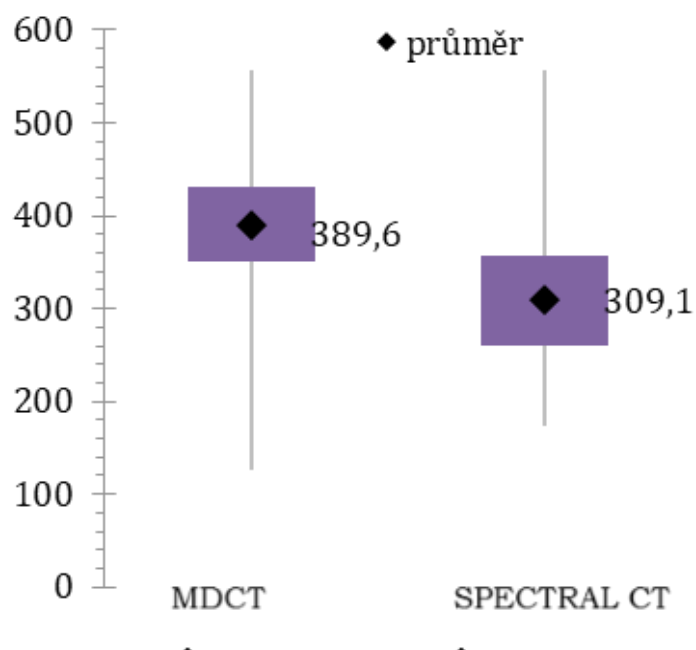
Provedený Mann-Whitney test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je denzita naměřená v aortálním oblouku nižší než u MDCT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,000$).

Tabulka č. 16: Denzita naměřená v aortálním oblouku (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	389,6	309,1
medián	389,5	298,9
směrodatná odchylka	82,8	67,1
minimum	126,7	173,5
maximum	556,8	557,3
25% percentil	350,4	260,2
75% percentil	430,7	356,8

vlastní zpracování, n=44/109

Graf č. 8: Denzita naměřená v aortálním oblouku (podle typu CT)



($U=995,0$, $p=0,000$)

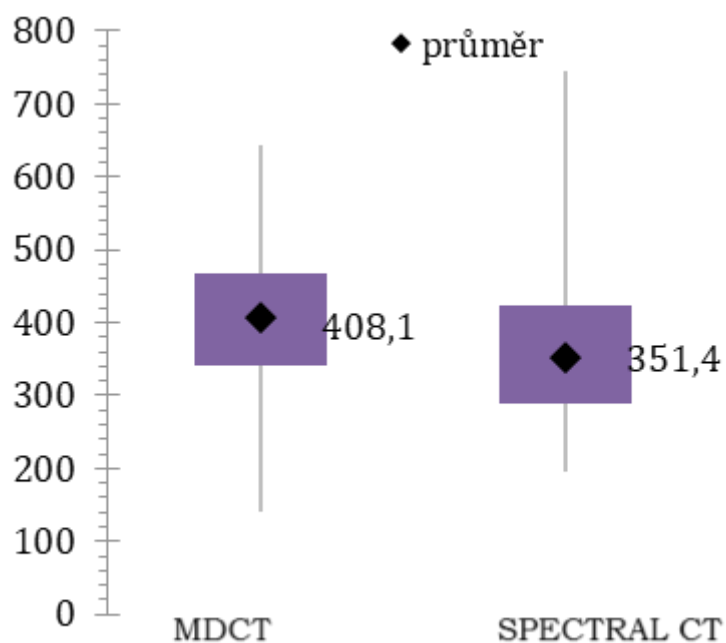
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy nižší než u MDCT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,001$).

Tabulka č. 17: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	408,1	351,4
medián	409,5	338,0
směrodatná odchylka	106,6	87,4
minimum	141,1	195,1
maximum	644,0	744,7
25% percentil	341,6	288,6
75% percentil	467,0	424,4

vlastní zpracování, $n=44/109$

Graf č. 9: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle typu CT)



($U=1591,0$, $p=0,001$)

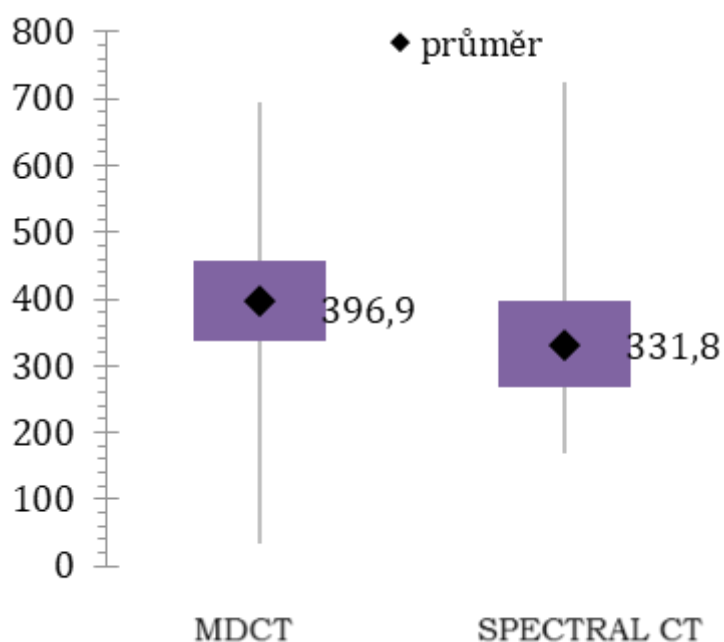
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je vnitřní karotida pod bází lebni v úrovni C2 nižší než u spirálního CT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,000$).

Tabulka č. 18: Vnitřní karotida pod bází lebni v úrovni C2 (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	396,9	331,8
medián	401,5	320,8
směrodatná odchylka	116,5	84,7
minimum	33,2	170,1
maximum	696,1	724,3
25% percentil	336,9	268,4
75% percentil	458,2	396,7

vlastní zpracování, $n=44/109$

Graf č. 10: Vnitřní karotida pod bází lebni v úrovni C2 (podle typu CT)



($U=1414,5$, $p=0,000$)

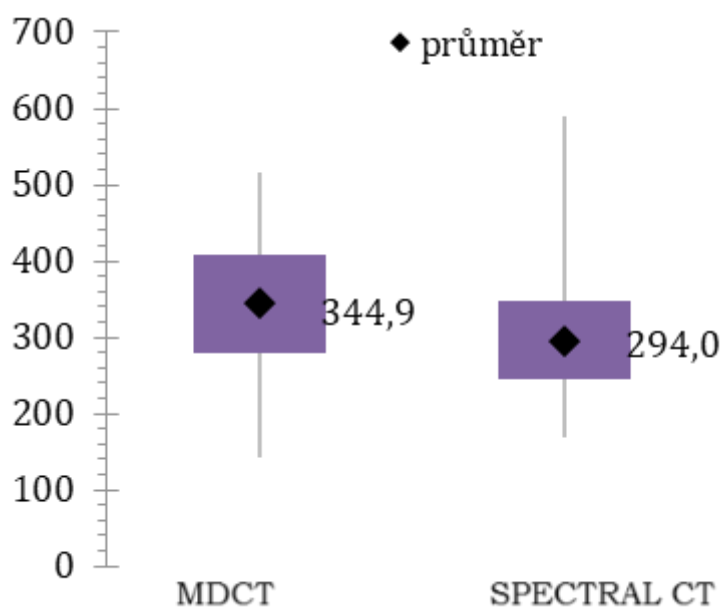
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je v M1 úseku a.cerebri media nižší než u MDCT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,001$).

Tabulka č. 19: V M1 úseku a.cerebri media (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	344,9	294,0
medián	325,9	288,7
směrodatná odchylka	89,8	70,5
minimum	141,7	168,9
maximum	515,1	589,9
25% percentil	278,9	245,5
75% percentil	409,1	347,3

vlastní zpracování, $n=44/109$

Graf č. 11: V M1 úseku a.cerebri media (podle typu CT)



($U=1583,5$, $p=0,001$)

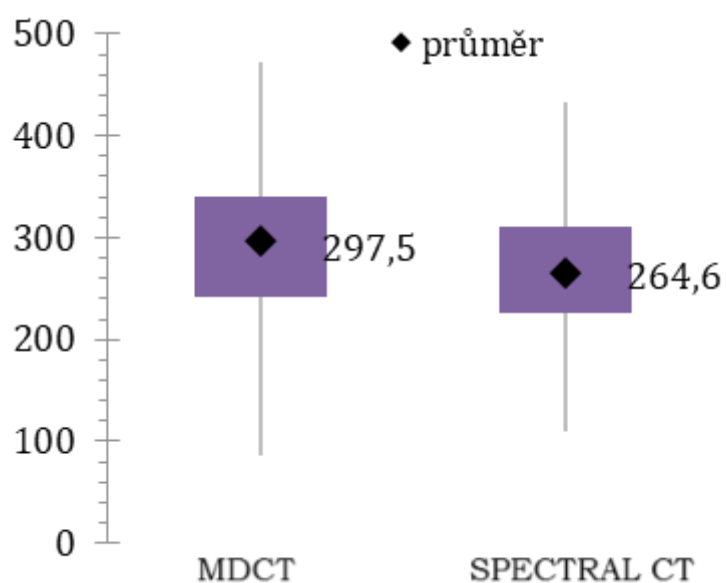
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je v M2 úseku a.cerebri media nižší než u MDCT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,022$).

Tabulka č. 20: V M2 úseku a.cerebri media (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	297,5	264,6
medián	292,1	261,0
směrodatná odchylka	84,5	59,4
minimum	86,9	109,3
maximum	472,9	433,0
25% percentil	241,1	225,0
75% percentil	339,8	310,1

vlastní zpracování, $n=44/109$

Graf č. 12: VM2 úseku a.cerebri media (podle typu CT)



($t=2,358$, $df=60,856$, $p=0,022$)

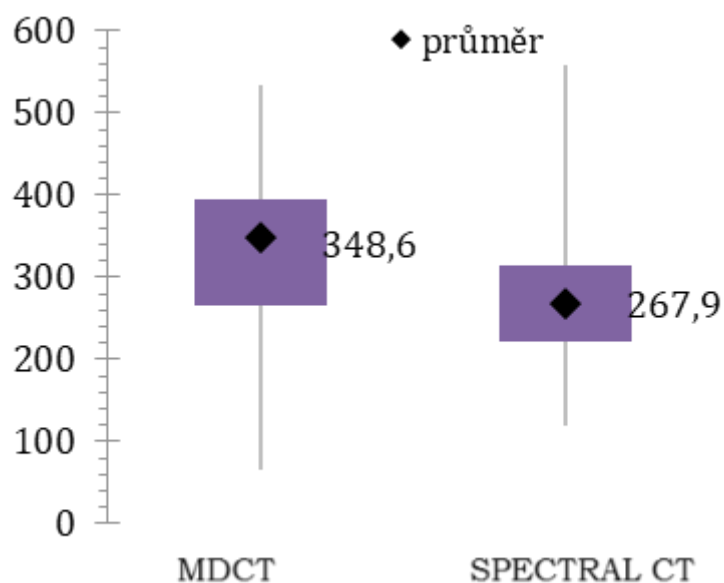
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je ve vrcholu a. basilaris nižší než u MDCT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,000$).

Tabulka č. 21: Ve vrcholu a. basilaris (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	348,6	267,9
medián	354,6	262,3
směrodatná odchylka	98,0	71,7
minimum	65,4	118,8
maximum	533,1	559,0
25% percentil	265,2	220,9
75% percentil	394,1	315,0

vlastní zpracování, $n=44/108$

Graf č. 13: Ve vrcholu a basilaris (podle typu CT)



($U=1151,0$, $p=0,000$)

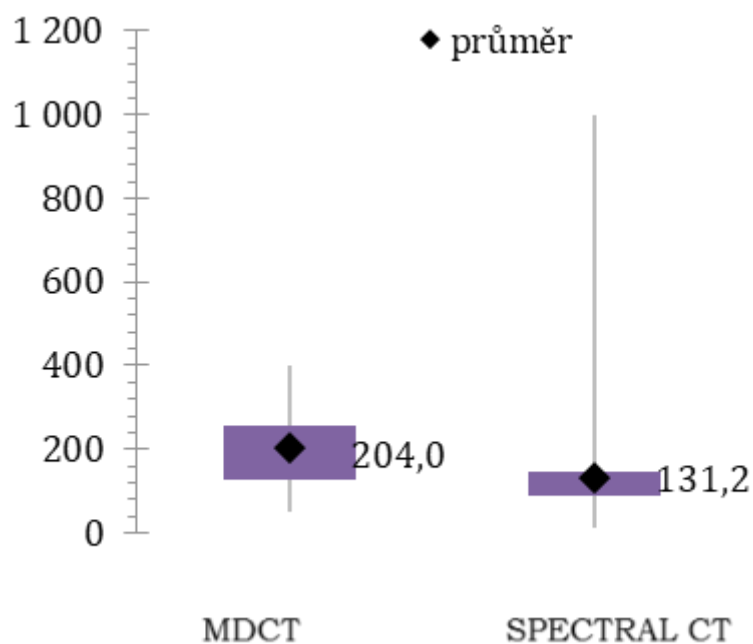
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus nižší než u MDCT, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,000$).

Tabulka č. 22: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle typu CT)

	MDCT	SPECTRAL CT
průměr	204,0	131,2
medián	214,6	113,1
směrodatná odchylka	76,2	98,4
minimum	52,2	14,1
maximum	400,7	1001,1
25% percentil	127,6	90,4
75% percentil	254,2	145,7

vlastní zpracování, $n=44/108$

Graf č. 14: *V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus* (podle typu CT)



($U=948,0$, $p=0,000$)

Hypotéza 3

3H₀: Hodnota jednotlivých naměřených denzit nebude nižší u protokolu s 40ml oproti protokolu s 65 ml na spektrálním CT.

3H_A: Hodnota jednotlivých naměřených denzit bude nižší u protokolu s 40ml oproti protokolu s 65 ml na spektrálním CT.

Daná hypotéza pracuje pouze z daty naměřených na spektrálním CT. Z celkového počtu 109 pacientů bylo u 39 pacientů aplikováno 65ml jodové kontrastní látky a 70 pacientů aplikováno 40ml jodové kontrastní látky. Naměřené denzity jsou hodnoceny pomocí 7 proměnných a testováno tak bylo celkem 7 podhypotéz odvozených od hlavní hypotézy. Naměřené hodnoty představují denzity (HU) v dané oblasti.

Provedený Mann-Whitney test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je denzita naměřená v aortálním oblouku nižší u protokolu s 40ml ve srovnání s protokolem

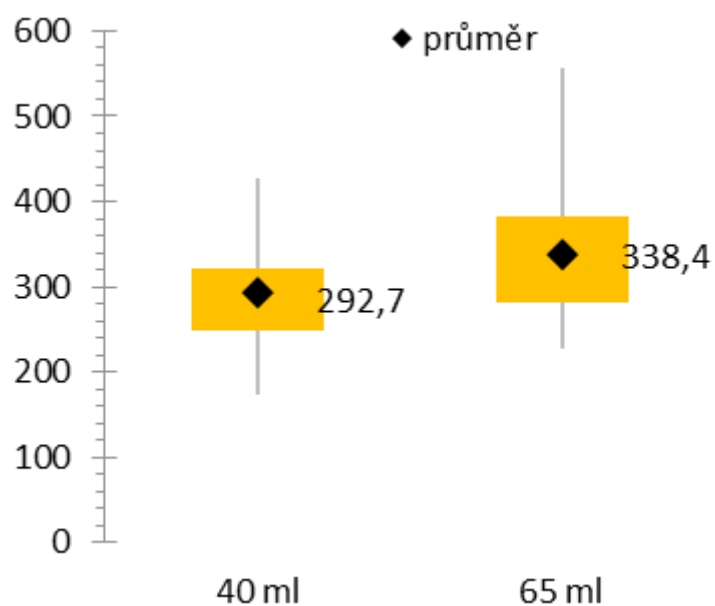
s 65ml, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,001$).

Tabulka č. 23: Densita naměřená v aortálním oblouku (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	292,7	338,4
medián	284,5	340,2
směrodatná odchylka	60,5	69,1
minimum	173,5	228,0
maximum	427,4	557,3
25% percentil	249,3	280,9
75% percentil	320,3	382,7

vlastní zpracování, n=70/39

Graf č.15: Densita naměřená v aortálním oblouku (podle množství kontrastní látky)



($U=837,5$, $p=0,001$)

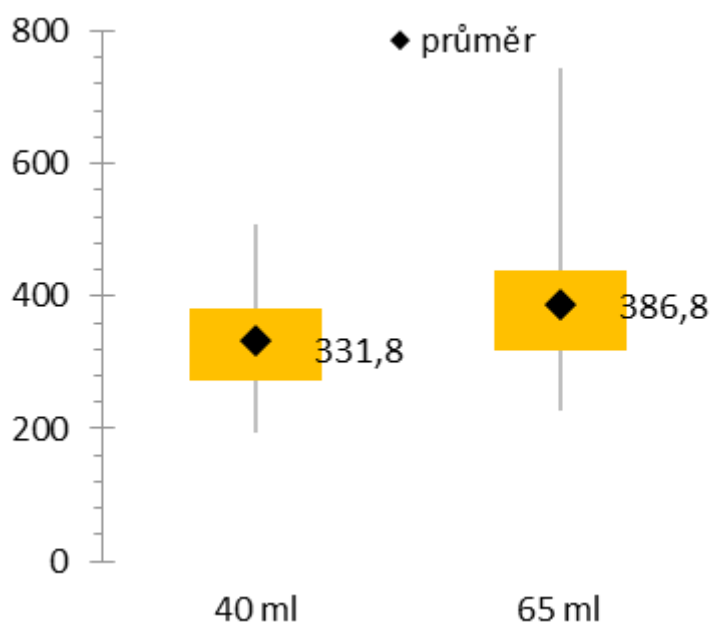
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy nižší u protokolu s 40ml ve srovnání s protokolem s 65ml, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,002$).

Tabulka č. 24: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	331,8	386,8
medián	313,1	388,1
směrodatná odchylka	77,8	93,5
minimum	195,1	227,5
maximum	508,8	744,7
25% percentil	272,0	316,5
75% percentil	380,6	440,1

vlastní zpracování, n=70/39

Graf č. 16: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle množství kontrastní látky)



($U=873,5$, $p=0,002$)

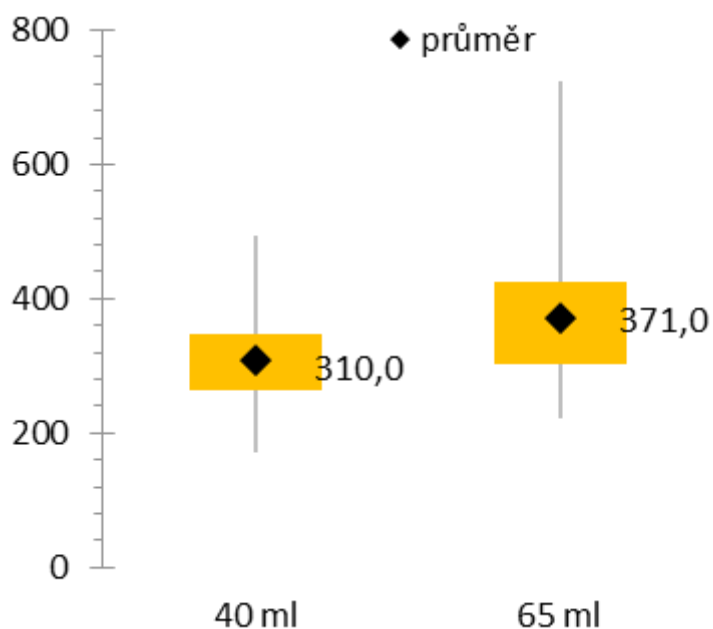
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 nižší u protokolu s 40ml ve srovnání s protokolem s 65ml, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,001$).

Tabulka č. 25: Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	310,0	371,0
medián	297,1	379,9
směrodatná odchylka	72,4	91,6
minimum	170,1	222,2
maximum	493,2	724,3
25% percentil	263,6	301,8
75% percentil	348,5	424,0

vlastní zpracování, $n=70/39$

Graf č. 17: Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 (podle množství kontrastní látky)



($U=830,0$, $p=0,001$)

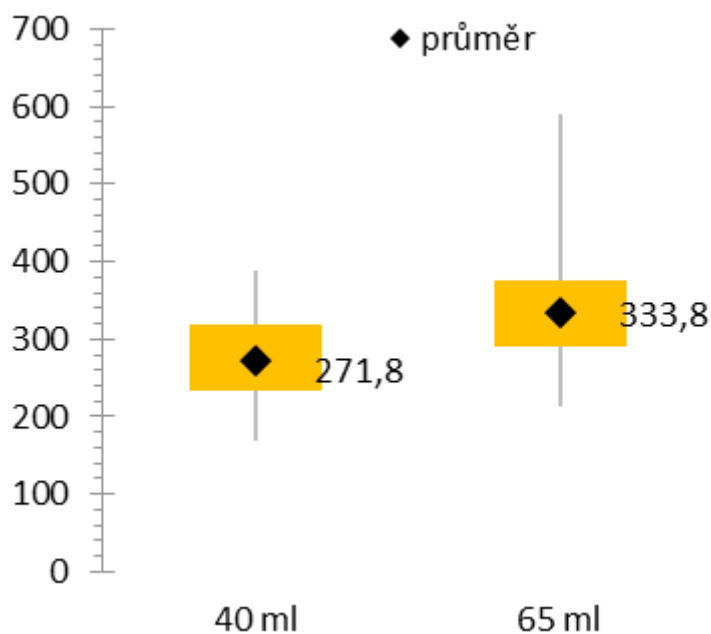
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je v M1 úseku a.cerebri media nižší u protokolu s 40ml ve srovnání s protokolem s 65ml, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,000$).

Tabulka č. 26: V M1 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	271,8	333,8
medián	266,4	340,8
směrodatná odchylka	58,8	72,9
minimum	168,9	212,8
maximum	387,9	589,9
25% percentil	233,4	290,7
75% percentil	317,9	374,5

vlastní zpracování, $n=70/39$

Graf č. 18: V M1 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)



($U=667,0$, $p=0,000$)

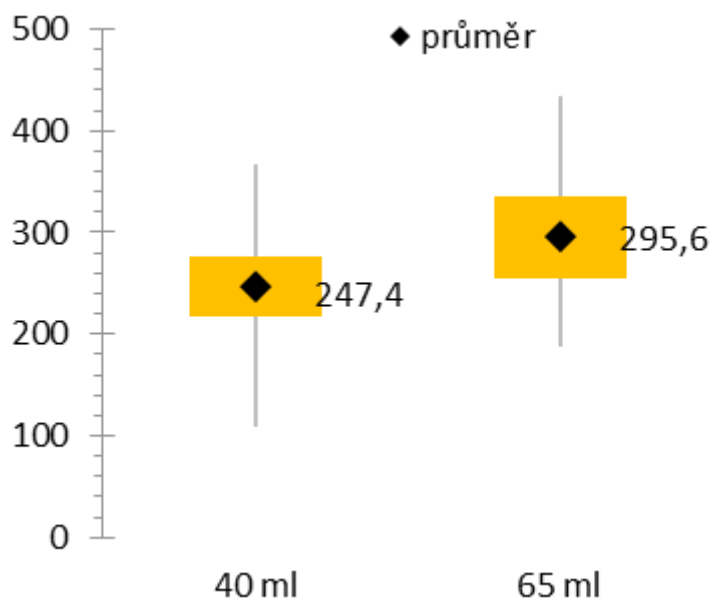
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je v M2 úseku a.cerebri media nižší u protokolu s 40ml ve srovnání s protokolem s 65ml, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,000$).

Tabulka č. 27: V M2 úseku a. cerebri media (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	247,4	295,6
medián	243,7	299,3
směrodatná odchylka	53,9	56,6
minimum	109,3	187,8
maximum	366,8	433,0
25% percentil	217,7	254,0
75% percentil	276,2	334,7

vlastní zpracování, n=70/39

Graf č 19: V M2 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)



($t=-4,392$, $df=107$, $p=0,000$)

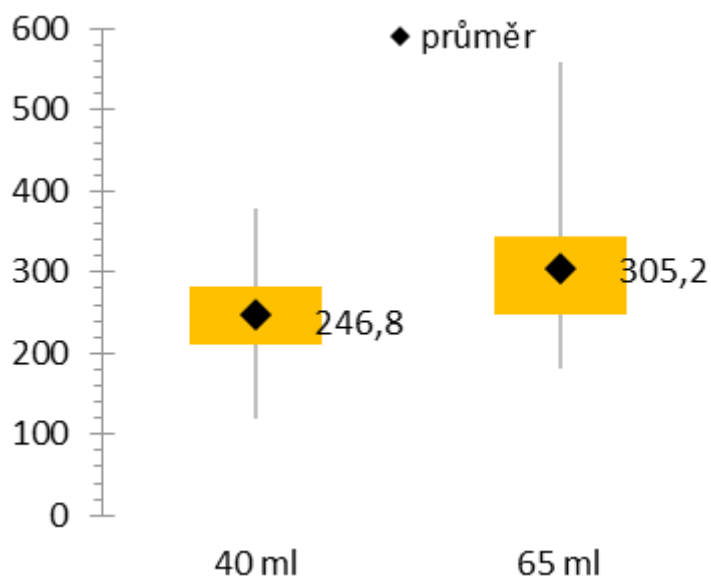
Provedený test potvrdil platnost alternativní hypotézy. U spektrálního CT je ve vrcholu a basilaris nižší u protokolu s 40ml ve srovnání s protokolem s 65ml, přičemž tato diference je statisticky významná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p\leq 0,000$).

Tabulka č. 28: Ve vrcholu a. basilaris (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	246,8	305,2
medián	246,8	291,2
směrodatná odchylka	60,7	75,2
minimum	118,8	180,8
maximum	379,5	559,0
25% percentil	211,5	248,4
75% percentil	281,4	344,2

vlastní zpracování, n=69/39

Graf č. 20: Ve vrcholu a basilaris (podle množství kontrastní látky)



($U=726,0$, $p=0,000$)

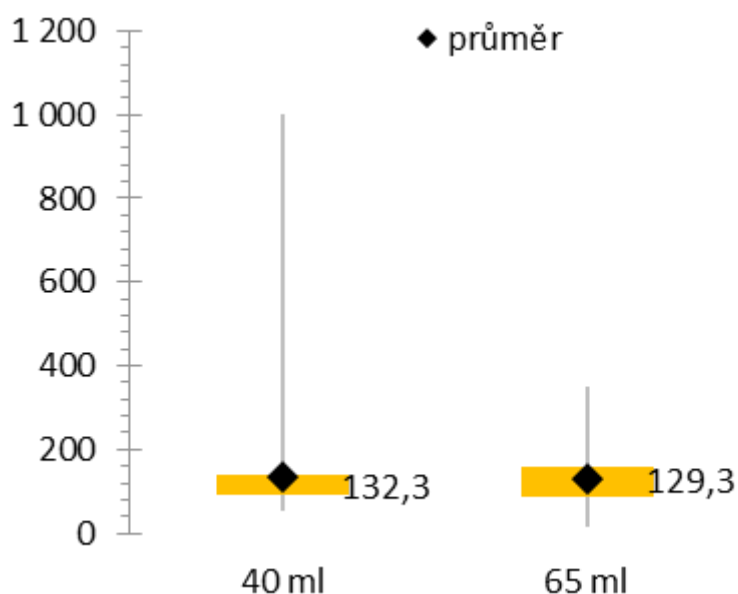
Provedený test potvrdil platnost nulové hypotézy. U spektrálního CT se v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus neliší mezi protokoly s 40ml a 65ml. Daná diference je tedy statisticky nevýznamná na hladině $p=0,05$ (signifikance testu $p \leq 0,640$).

Tabulka č. 29: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle množství kontrastní látky)

	40 ml k.l.	65 ml k.l.
průměr	132,3	129,3
medián	113,0	114,8
směrodatná odchylka	113,8	63,1
minimum	55,2	14,1
maximum	1001,1	347,7
25% percentil	91,5	88,5
75% percentil	139,7	158,2

vlastní zpracování, n=70/39

Graf č 21: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle množství kontrastní látky)



($U=1291,0$, $p=0,640$)

Dodatkové výsledky

V mnohých studiích je uvedeno, že u mužů je větší výskyt vzniku cévní mozkové příhody. Proto bylo výzkumném souboru zjišťováno, zda existuje statisticky významný vztah mezi pohlavím (muži vs. ženy) a přítomností nálezu i v menší vzorce pacientů. Množství nálezů již bylo uvedeno v grafu č. 4.

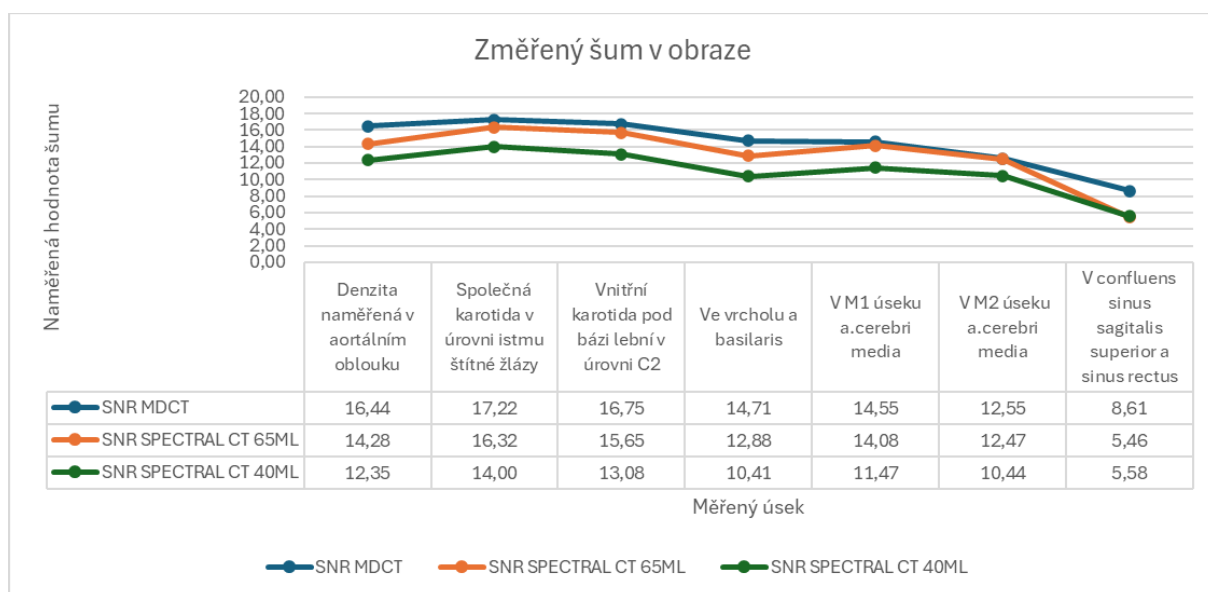
Položená byla tedy následující hypotéza:

- $4H_0$: Neexistuje žádný vztah mezi pohlavím a přítomností nálezu.
- $4H_A$: Existuje vztah mezi pohlavím a přítomností nálezu.

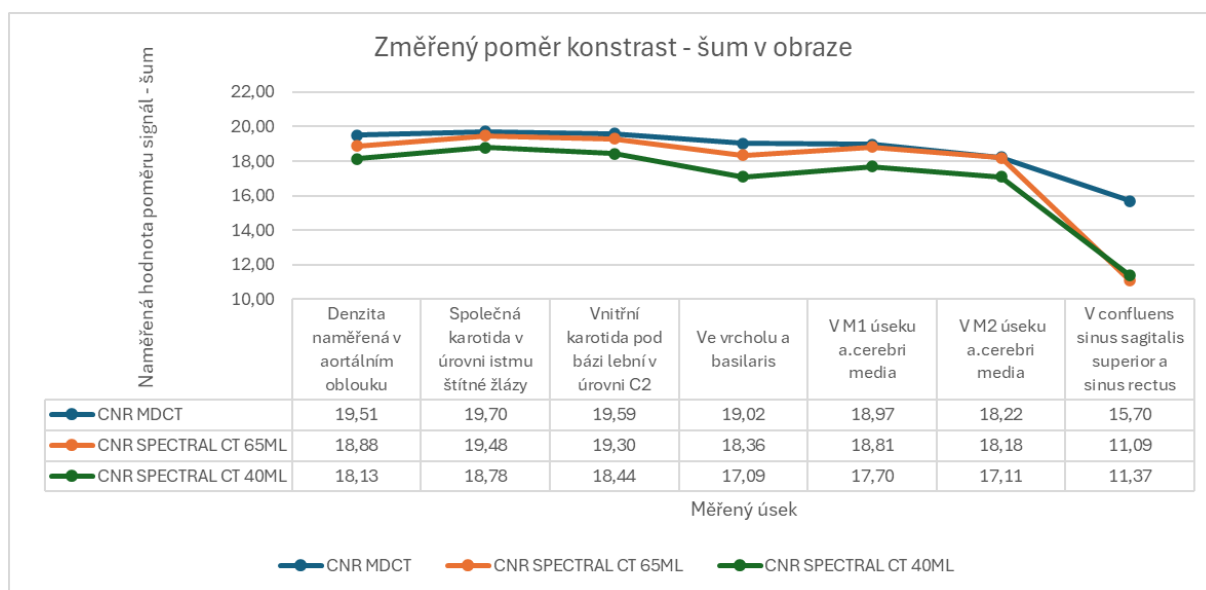
Pro testování byl využit Chi-kvadrát test nezávislosti na hladině významnosti 5 %, který danou hypotézu o jednotlivých znacích nezamítá. Na základě posbíraných dat nemůže s jistotou prokázat jejich vzájemnou významnost.

Při hodnocení kvality obrazu byl zaznamenáván data pro výpočet poměru signál - šum a kontrast - šum v jednotlivém obraze. Obecně bylo z dat zjištěno, že rozdíl mezi intenzitou signálu v různých oblastech obrazu je větší než úroveň šumu v datech. To znamená, že kontrast mezi různými oblastmi obrazu je větší než šum, což přispívá ke zlepšení kvality obrazu a usnadňuje diagnostiku.

Graf č. 22: Zjištěné množství poměru signál-šum v obraze



Graf č. 23: Zjištěné množství poměru kontrast - šum v obraze



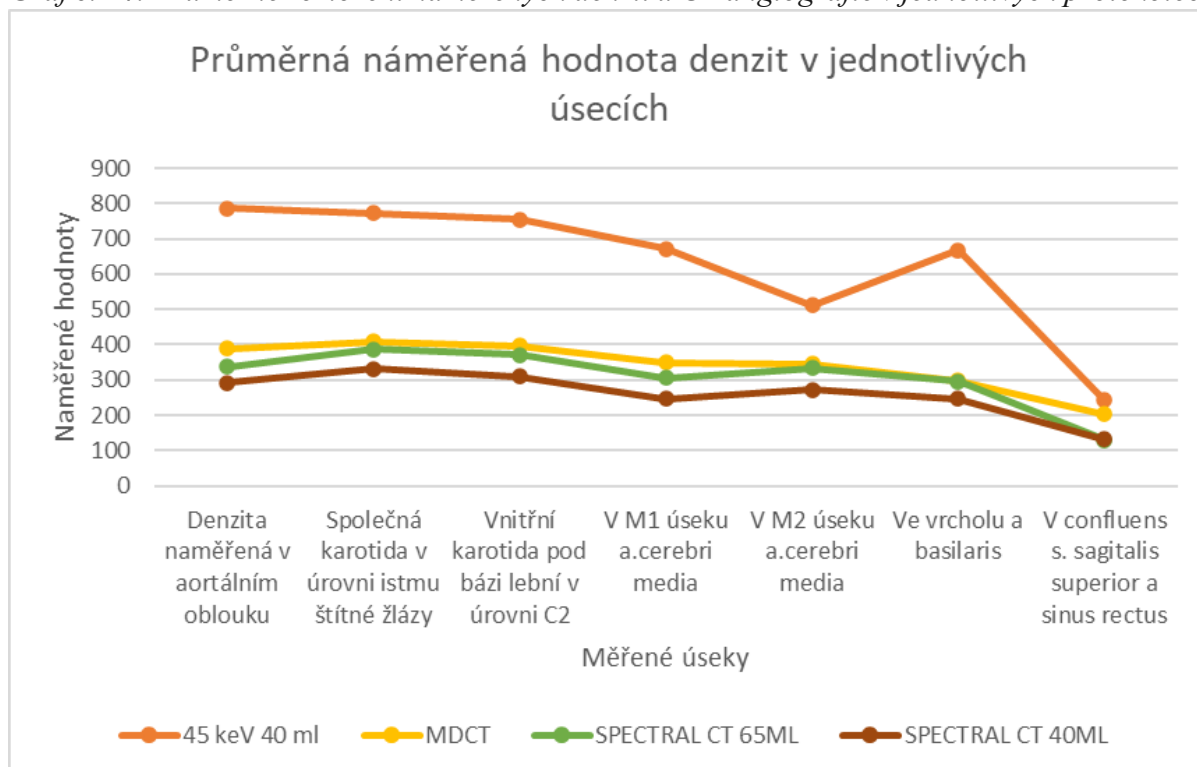
Na grafu č. 24 lze pozorovat změny v naměřených denzit v jednotlivých oblastech bez ohledu na typ CT nebo množství podané kontrastní látky. Jednotlivé křivky měřené na průměrných (average) řezech se od sebe příliš neliší, což odpovídá faktu, že všechny vyšetření byly hodnotitelné. Razantní skok snížení denzity u vyšetření na spektrálním CT s aplikací 65ml jodové kontrastní látky v měřeném úseku v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus znamená, že kontrastní látka nestihla oblast nasytit. V případě podání 40ml jodové kontrastní látky není skok tak razantní. Důvodem může být podání naředěné kontrastní látky v první fázi podání a tím i pozdějšího spuštění vyšetření. V grafu však vyčnívají data průměrných naměřených dat z monoenergetických map o energii 45 keV. Dané hodnoty naměřené z postprocessingového obrazu jsou významně vyšší ve zvolených arteriích.

Tabulka č. 30: Naměřené průměrné hodnoty

	Denzita naměřená v aortálním oblouku	Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy	Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2	V M1 úseku a.cerebri media	V M2 úseku a.cerebri media	Ve vrcholu a basilaris	V confluens s. sagitalis superior a s. rectus
45 keV 40 ml	786,85	772,68	755,36	671,34	511,06	668,17	242,29
MDCT	389,6	408,1	396,9	348,6	344,9	297,5	204
SPECTRAL CT 65ML	338,4	386,8	371	305,2	333,8	295,6	129,3
SPECTRAL CT 40ML	292,7	331,8	310	246,8	271,8	247,4	132,3

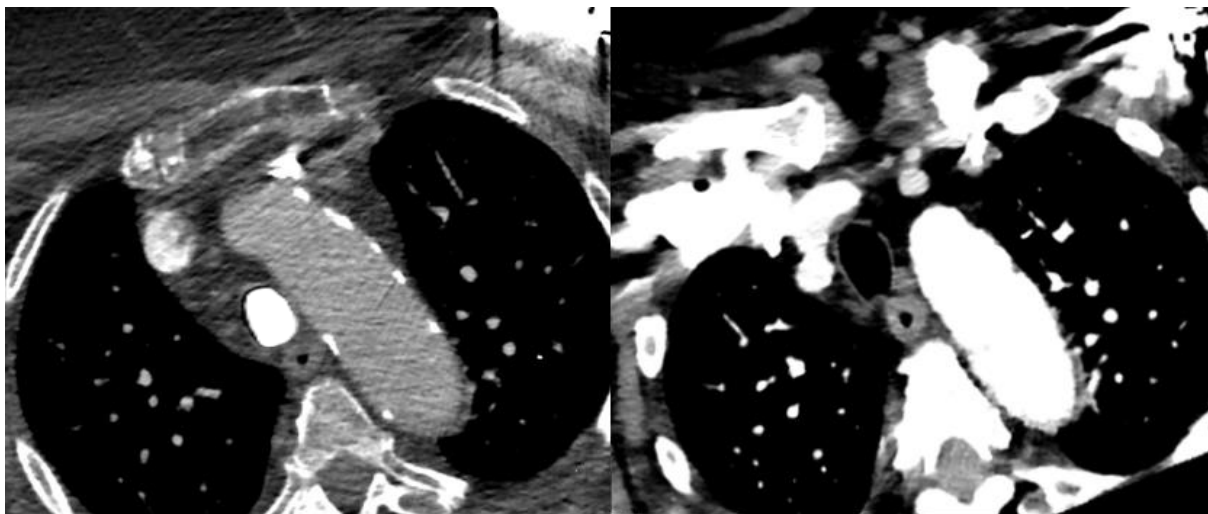
V neposlední řadě může být v případě potvrzení uzávěru provedeno vyšetření CT perfuze pro ozřejmění rozsahu ischemie u pacienta. V daném případě se protokoly vyšetření od sebe lišily ve více faktorech. U CT perfuze prováděném na MDCT (viz. tabulka č. 3) bylo provedeno vyšetření o rozsahu 8 cm s nutným pohybem stolu během scanu, kvůli kterému mohly vzniknout nechtěné artefakty. Výhodou bylo možnost sklopení gantry ve prospěch lepšího zobrazení. U vyšetření bylo podáno 50 ml jodové kontrastní látky. V případě spektrálního CT byla možnost dvou protokolů o rozsahu 8 a 16 cm (viz. tabulka č 6). V případě 8 cm protokolu nedocházelo k posunu stolu, čímž bylo zabráněno nechtěným pohybovým artefaktům. Na spektrálním CT nelze sklápět jeho gantry, tudíž hrálo velkou roli postavení hlavy u vyšetření. Perfuzní vyšetření o 16 cm se potýká s možností pohybových artefaktů z důvodu rychlého posunu stolu. Zde byl snížen objem kontrastní látky na 40 ml. Dané se ukázalo jako dostačující pro vyšetření CT perfuze. Vzhledem k totožným vyšetřením a parametrům byla dávka totožná na jednotlivých přístrojích a protokolech.

Graf č. 24: Průměrné rozložení naměřených denzit u CT angiografie v jednotlivých protokolech



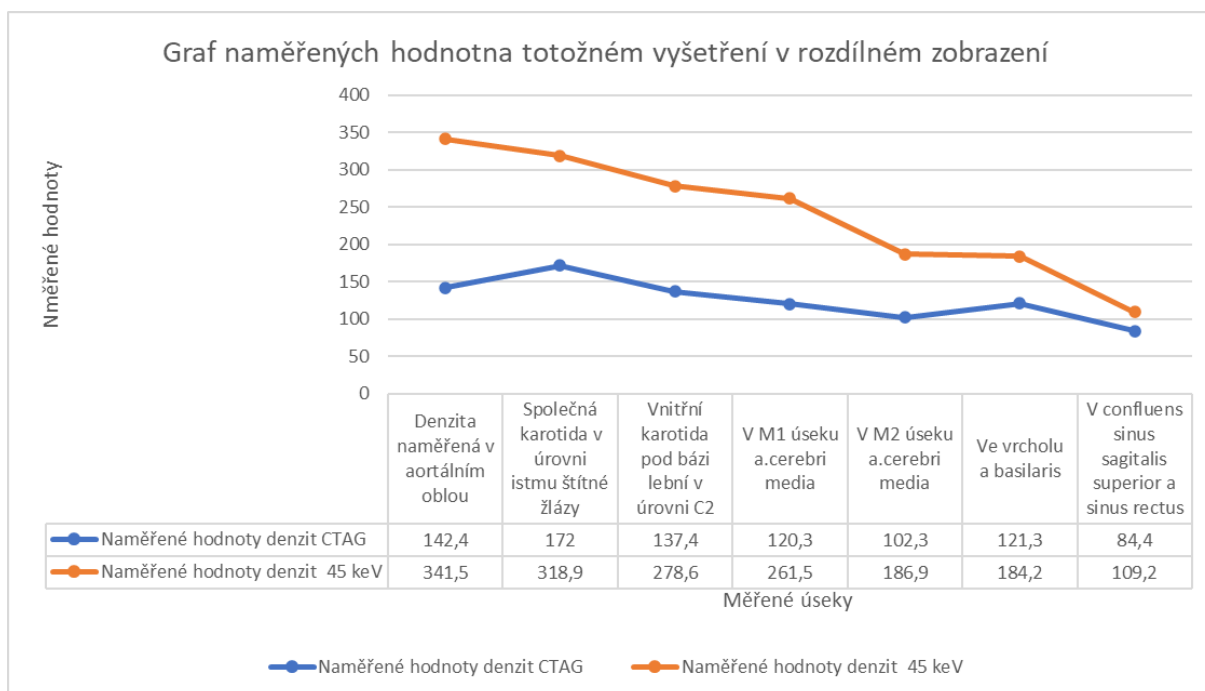
Po nasbírání výzkumného souboru bylo nalezeno vyšetření CT angiografie, u kterého lze provést názornou ukázkou využití spektrálních dat. Jednalo se o vyšetření CT angiografie s podáním jodové kontrastní látky o objemu 40ml. Naměřené hodnoty denzit ve zdrojových datech byli nižší než minimální naměřené hodnoty v daném výzkumném souboru. Kromě špatného sycení kontrastní látkou byla obrazová zatížena artefakty (viz obrázek č. 18) Avšak v postprocesingovém zpracování s využitím energetických map byl získán obraz, kde naměřené hodnoty jsou dostatečné ke kvalitnímu hodnocení obrazu. V 5 případech došlo k nárůstu denzity v měřené oblasti okolo 50%. V měřeném a. basilaris došlo o nárůstu denzity o 30% a nejméně v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus, kde byl nárůst o 20 %. Dané křivky lze pozorovat na grafu č. 25.

Obrázek č. 18: Rozdílné zobrazení u CT angiografie s využitím klasického zobrazení (vlevo) a zobrazení o energiích 45keV (vpravo)



(Fakultní nemocnice Brno - KRNM, b.r.)

Graf č. 25: Křivka naměřených hodnot CT angiografie v odlišném zobrazení



DISKUZE

Rychlé a přesné jednání ze strany pacienta i zdravotníků může pomoci k účinné léčbě cévní mozkové příhody. Daná diplomová práce si dala za cíl porovnat starší model multidetektorového CT s nejnovějším spektrálním CT na pracovišti. V klinické praxi nejen při diagnostice cévní mozkové příhody hraje velkou roli znalost a efektivní rozhodování lékařů a zdravotnického personálu.

V teoretické části byly uvedeny doporučené postupy pro diagnostiku cévní mozkové příhody a možné varianty vyšetření. Obecně byly rozebrány rizikové faktory a možné nálezy. Doporučené postupy se mohou lišit v rámci geopolitického hlediska, jelikož každý stát i zdravotnické pracoviště přizpůsobuje daný postup svým možnostem. Každé pracoviště se musí řídit nastavenými protokoly a standardy.

Výzkumný soubor o vzorku 153 pacientů na první pohled odpovídá obecnému tvrzení, že onemocnění celosvětově postihuje více muže než ženy. V rámci sběru dat bylo vyšetření provedeno u více mužů než žen v poměru 86 ku 67 a patologií u 58 (67,4 %) mužů ku 45 (68,7 %) ženám. Dále se uvádí jako významný faktor věk. Autoři článku S. Murphy a D. Werring uvádí zdvojnásobení incidence od 55 roku. V daném souboru došlo byl s věkem pozorován výrazný nárůst vyšetřených pacientů s podezřením na cévní mozkovou příhodou, od 75 roku byl naopak pozorován pokles. Dále autoři uvádí incidenci ischemie více jak 85 % nálezů. V daném souboru dat byla popsána ischemie u 63 % případů, což je méně než četnost popisovaná v odborném článku. Nebylo ani potvrzeno v daném souboru tvrzení, že nemoc postihuje 10-15 % pacientů do 50 let. V daném případě, bylo vyšetřeno 17 pacientů s podezřením na CMP, což představuje 11 % celého souboru, avšak potvrzeno bylo pouze u 8 pacientů. (Murphy & Werring, 2020b)

Publikované studie zaměřené na hodnocení spektrálních dat u pacientů s příznaky cévní mozkové příhody se poměrně liší cílem výzkumu. Část studií se zabývá pouze hodnocením monoenergetických map z nativního vyšetření mozku případně porovnávají kvality zobrazení v přepočtových softwarech (např. F-STROKE software). Studie prováděné u vyšetření CT angiografie za účelem snížení jodové kontrastní látky byly mnohdy prospektivní a pacienti se sníženým množstvím kontrastní látky byly cíleně vybráni. I zde však byly výsledky hodnoceny na monoenergetických mapách pozitivně. V studii prováděné na spektrálním přístroji značky Philips Healthcare u pacientů se suspektním intrakraniálním aneurysmatem dokonce

porovnávaly kvalitu zobrazení u CT angiografie 40 ml a 8 ml jodové kontrastní látky s pozitivním výsledkem. (Leng et al., 2024) Nebyla však hodnocena kvalita zobrazení v obraze ve vyšších energiích, jak tomu bylo v dané práci.

Praktická část se převážně zabývá kvalitou zobrazení CT angiografií, kterou jako radiologický asistent při své práci je schopen částečně ovlivnit. Vyšetření CT perfuze, její kvalita a přínos pro diagnostiku, nebyla v praktické části vůbec hodnocena. Z daného souboru 153 pacientů podstoupilo pouze 45 pacientů bez ohledu na typ přístroje, což představuje necelých 30 %. Z těchto pacientů bylo provedeno 19 z nich na MDCT Brilliance 64 a 26 pacientů na Spectral CT 7500. Jednalo se o velmi malý vzorek pacientů k hodnocení. Dávka u daného vyšetření se lišila pouze podle typu přístroje a protokolu, nikoliv pacienta. U MDCT byla šířka scanu 8 cm a dávka byla 15*31,4 mGy.cm. S spektrálního CT lze zvolit rozsah CT perfuze na 8 cm nebo 16 cm. U CT perfuze o 8cm je dávka 960 mGy.cm a 16cm je naměřená dávka 1152 mGy.cm. I když rozdíl mezi dávkami není velký, dost ovlivňuje kvalitu zobrazení. U protokolu MDCT i protokolu o rozsahu 16 cm dochází k rychlému pohybu stolu a nechtěným pohybovým artefaktům ve výsledném obraze. právě daný pohyb stolu a pacienta mnohé vyšetření znehodnotil a perfuzní program nebyl schopen správně vyhodnotit provedené vyšetření.

První hypotéza se zabíral samotnou radiační zátěží u totožných vyšetření. Bez ohledu na stroj protokoly byly low-dose. Z daného důvodu nebyl signifikantní rozdíl u dávky na nativním vyšetření. Signifikantní rozdíl byl však u protokolu na CT angiografii mozku, kdy dávka na spektrálním CT byla signifikantně nižší ($p=0,05$). Důvodem může být možnost úpravy akvizičních parametrů při skenování, kdy se mění parametry na oblast hlavy a krku. Daný rozdíl se projevil i v celkové dávce na vyšetření.

U vyšetření CT angiografie vyšetřoval radiologický asistent dle protokolu. Pro aplikaci kontrastní látky bylo ve všech případech využita metoda bolus tracking. Z naměřených hodnot je patrné snížení nastavené prahové hranice (threshold) u vyšetření spektrálním CT. Byl zde zjištěný statisticky významný rozdíl mezi průměry nastavení thresholdu, denzitami naměřenými při překročení prahu i času trackování. Snížení dané hodnoty mohlo být způsobené nepozorností laboranta, který byl poučen o nutnosti zvýšení prahové hodnoty, kterou na první pohled zvedl (na MDCT nastavená hodnota 80-100, na spektrálním průměrná nastavená hodnota kolem 120-130). Avšak na předchozím CT volil diferenci (nastavená hodnota + naměřená počáteční denzita), kdežto na spektrálním CT nastavoval threshold. Dále

byla zkrácená doba mezi jednotlivými scany a spektrální CT bylo schopné zareagovat rychleji na zvyšující se naměřenou denzitu. Díky rychlejší odezvě spektrálního CT vzniká více kontrolních scanů do přesáhnutí nastavené denzity. Zanedbatelnou dávku na pacienta tvořily jednotlivé skeny při sycení aorty v porovnání s celkovou dávkou vyšetření. V případě snížení množství kontrolních scanů při bolus tracking by byla možnost zpozdit čas skenování od podání kontrastní látky. Momentálně na protokolech dochází ke spuštění trackování 5 s od začátku podání jodové kontrastní látky. Zpoždění trackování by to však přinést nechtěné komplikace u vyšetření. Jednou z komplikací by mohl být fakt, že vyšetřovací protokol se používá u všech CT angiografií mozku bez ohledu na epikrizu. Tím by mohl nastat například problém u pacientů s centrálním venózním katétre, kde mohlo dojít k rychlejšímu sycení. Mimo jiné radiologický asistent pozoruje nejen sycení aorty na lokátoru, ale i přítok kontrastní látky z periferie. Při případném nesycení může rozpoznat případné komplikace a tím zabránit zhoršení stavu pacienta. Jako příklad lze uvést porušení žíly a následnému úniku kontrastní látky mimožilně nebo poškození žilního vstupu, či případnému uvolnění spojovacích hadiček. Kontrastní látka pak může téct mimotělně. Další vlivy na vyšetření nebyly ovlivnitelné radiologickým asistentem. Čas trackování se pohyboval mezi 15-33 sekundami. Nebyl nalezen statisticky významný vztah mezi věkem pacienta a časem trackování kontrastní látky. Průměrně bylo vyšetření spuštěno za 20 s od podání kontrastní látky. Rychlost sycení je také ovlivněna srdeční akcí pacienta. Pacienti byli na vyšetření převáženi již s monitorací životních funkcí, avšak dané záznamy nejsou dohledatelné. Mimo jiné mohl být oběh pacienta již upraven vhodnými léky. Delší čas nám uvádí pomalejší sycení arterií, které může ovlivnit negativně kvalitu vyšetření.

Druhá hypotéza se zabývá kvalitou zobrazení mezi jednotlivými přístroji. Sběr dat začal na multidetektorovém CT a přešel s výměnou přístroje na spektrální CT. Vzhledem k změně nového přístroje a větší fluktuaci radiologických asistentů na pracovišti došlo k pomalejším změnám v protokolech. Díky tomu vznikla vzorek dat pacientů s provedeným vyšetření s 65ml jodové kontrastní látky. Na spektrálním CT byla snížena koncentrace jódu na 350 mg/ml oproti 400 mg/ml na MDCT. Na spektrálním CT nebylo provedeno vyšetření s jodovou kontrastní látkou o koncentraci 400mg/ml, tudíž nelze srovnávat hodnoty na stejném zařízení. Do dané hypotézy byla zapojena celá vzorka pacientů bez ohledu na množství podané kontrastní látky. Odborné články ani odborné knihy neuvádí údaje o optimálním nasycení a hodnoty naměřené denzity pro nutné pro hodnocení arteriálního systému. Dané hodnocení je velmi subjektivní pro každého pozorovatele/hodnotitele. V daném případě byly všechny vyšetření dostatečně nasycené a hodnotitelné lékařem – radiologem. Ve všech případech byla potvrzena platnost

alternativní hypotézy. U spektrálního CT byly naměřeny signifikantně nižší denzity než na MDCT. Vliv na daný výsledek mohla mít snížení koncentrace jodu v kontrastní látce i již zmíněná snížená prahová hodnota pro spuštění vyšetření.

Třetí hypotéza se zabývá snížením množství jodové kontrastní látky o 25ml. Vyšetřovací protokol se nelišil. Rozdílný byl pouze způsob podání jodové kontrastní látky. U vyšetření s podáním 65 ml kontrastní látky bylo podání jednofázové a následoval proplach. U podání 40ml byla aplikace kontrastní látky rozfázovaná. V první fázi odtekla naředěná kontrastní látka, která má za cíl nasytit mozkové splavy. V případě brzkého spuštění daný kontrast v jodových mapách nahradí nedostatečné nasycení. V druhé fázi se aplikuje kontrastní látky a 100 % koncentraci při které má dojít k překročení prahové denzity u vyšetření. Podání kontrastní látky je oproti předchozím protokolům zpomaleno z 5 ml/s na 4,4-4 ml/s, což by nemělo výrazně ovlivnit kvalitu vyšetření. Z daného důvodu je očekávatelné prodloužení času při trackování. Rozdíl mezi časem nasycení u protokolu s 65ml a 40ml činil v průměru 3 s. Byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi průměrnými časy sycení kontrastní látkou. Nasbíraná data prokázala signifikantně nižší naměřené denzity u vyšetření s podaným menším množstvím jodové kontrastní látky, tím se statisticky potvrdila platnost alternativní hypotézy. Snížení množství jodové kontrastní látky neovlivnil kvalitu zobrazení na hranici, kdy by vyšetření nebylo popsitelné. Správné načasování vyšetření bylo prokázáno i proběhlé studii, kde byl prokázán pozitivní výsledek při snížení kontrastní látky na 30ml u spektrálního CT v porovnání konvenčním CT s 60 ml kontrastní látky na CT angiografii. (Fransson et al., 2023) Proveditelnost CT angiografie s 30 ml jodové kontrastní látky potvrdila i další studie, která umožňuje podstatné snížení dávky záření s využitím iterativních rekonstrukcí u 70 kVp. (Chen et al., 2017)

Největší výhoda spektrálních dat je především jejich postprocesingové zpracování především u vyšetření s horší kvalitou zobrazení. U vzorky 20 vyšetření o podané kontrastní látce 40ml byly naměřené hodnoty denzit v monoenergetickém zobrazení o 45keV, které významně převyšovaly konvenčně naměřené denzity (viz. graf č. 25) a nebylo tak nutné opakovat žádné vyšetření. Využití by mohly být i další postprocesingové zpracování, které extrahuje jodovou mapu z vyšetření a vytváří tak virtuální nativ. I přes zvýšený šum ve virtuálním nativu oproti klasickému vyšetření bylo vyšetření v dostatečné kvalitě pro detekci krvácení. (Ferda et al., 2009)

Ke zlepšení kvality obrazu vdané studii by mohlo pomoci již zmíněné zvýšení prahové denzity pro spuštění vyšetření. Radiolog má přístup u každého vyšetření k monoenergetickým mapám a IMR přepočtům, díky nimž lze pomoci v přesnější diagnostice. Dané data však nejsou dostupná v Marie PACS k dlouhodobému nahlédnutí.

Limitace práce

Soubor dat z přístroje Spectral CT 7500 byl získán krátce po zavedení přístroje do provozu. Samotné protokoly byly ve fázi testování kvality provedení i zobrazení. Radiologičtí asistenti i lékaři se přizpůsobovali novým postupům a využitím přepočtu, které spektrální data nabízí. Pro radiologické asistenty přinesl nový protokol změnu v jejich rutině. Všichni laboranti postupovali podle Místních radiologických standardů, ale dle praxe a vzhledu pacienta mohli ovlivnit přesné umístění ROI u bolus tracking a threshold bolus tracking. Vliv na kvalitu zobrazení i radiační zátěž má správné položení pacienta. V případě spastických nebo neklidných pacientů mohlo dojít k nechtěným artefaktům. Případně mohli provádět menší úpravy protokolů (např. zvyšování napětí či posunutí času skenování).

Dále se v praktické části není zmínka o vlivu výšky a váhy pacienta na kvalitu vyšetření. Dané informace nebyly dohledatelné. Pro rychlejší diagnostiku je pacient převezen z RZP přímo na CT vyšetření a žádanka je do programu e-MED nahrávána bez zadaných údajů a již ji nelze aktualizovat. Nebyla zaznamenána kvalita srdečního výdeje, která může ovlivnit rychlost syčení kontrastní látkou.

Kvalita zobrazení hodnotí pouze naměřené denzity a nebere v potaz šum obrazu.

V neposlední řadě byl hodnotitelem radiologický asistent. V porovnání s jinými studii, kde hodnotiteli obrazové dokumentace byli minimálně 2 radiologové se specializací. Oproti jiným studiím nebyla hodnocena kvalita u nativního vyšetření mozku a vlivu monoenergetických map, ani CT perfuze. Informace o patologii v CT obraze byly získány z popisu lékaře.

Statistická analýza a její interpretace byla zpracována v rámci schopností autora práce a dostupných statistických programů.

Daná studie byla retrospektivní a veškeré údaje nebyly dohledatelné (např. bolus tracking metoda, monoenergetické zobrazení u všech vyšetřených pacientech).

Vzhledem k vážnému stavu ohrožení pacienta nebyla možná velká variabilita v možnosti zkoušení nových protokolů. Výzkumy s využitím virtuálních obrazů a jodových map byly v jiných studiích zkoumány na pacientech s již potvrzenou diagnózou. (Tijssen et al., 2014)

ZÁVĚR

Diplomová práce prezentuje možnost rozvoje počítačové tomografie na příkladu diagnostiky cévní mozkové příhody. V klinické praxi využití spektrálního CT dosahující vysoké kvality zobrazení umožňuje úpravu protokolu a snížení množství jodové kontrastní látky, což u konvenčního zobrazení nebylo možné. Právě rozvoj postprocessingových metod posouvá kvalitu a možnost přesnější diagnózy. Ať už se jedná o využití monoenergetických a perfuzních map v porovnání obrazu v nižších a vyšších energiích nebo distribuce jódu.

Výsledky diplomové práce poukazují na možnost snížení radiační zátěže bez vlivu na ztrátu kvality zobrazení. Snížení koncentrace a objemu jodové kontrastní látky sice vedla ke snížení naměřené denzity při hodnocení obrazové dokumentace ve vyšších energetických hladinách, avšak pro přesnější zobrazení se monoenergetické zobrazení dat využívá již v běžné praxi. Zobrazení o nižších energiích dokáže zobrazit i patologie, které u konvenčního zobrazení nebyly patrné v prvotní fázi onemocnění. Protokol o množství 40ml jodové kontrastní látky se zaběhl již rutinně a tím přispívá ke snížení rizika vzniku akutní nefropatie po podání jodové kontrastní látky. Úbytek podané látky o 25 ml na jedno vyšetření může mít i ekonomický vliv na CT pracoviště.

REFERENČNÍ SEZNAM

- A snapshot of Ischemic stroke risk factors, sub-types, and its epidemiology: Cohort study. (2020). *Annals of Medicine and Surgery*, 59, 101–105. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2020.09.016>
- 422/2016 Sb. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. (2015). *Zákony pro lidi*. <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>
- Alawneh, K. Z., Qawasmeh, M. A., Raffee, L. A., Abuzayed, B., Hani, D. A. B., Abdalla, K. M., Al-Mnayyis, A. M., & Fataftah, J. (2020). A snapshot of Ischemic stroke risk factors, sub-types, and its epidemiology: Cohort study. *Annals of Medicine and Surgery*, 59, 101–105. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2020.09.016>
- Alejandro M. Brunser, MD. (2013). *Accuracy of Diffusion-Weighted Imaging in the Diagnosis of Stroke in Patients With Suspected Cerebral Infarct*. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.111.000527>
- Alwalid O. (2019). *MCA - Alberta stroke program early CT score (ASPECTS) illustration*. Radiopaedia. <https://radiopaedia.org/cases/72706/studies/83315?lang=us>
- Bayer Pharmaceuticals. (2024). *Medrad Centargo*. Radiology Norway. <https://radiology.bayer.no/products/medrad-centargo>
- Bell, D., & Sair, H. (2008). Alberta stroke programme early CT score (ASPECTS). In *Radiopaedia.org* (2024. vyd.). Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-4936>
- Boccardi, E., Cenzato, M., Curto, F., Longoni, M., Motto, C., Oppo, V., Perini, V., & Vidale, S. (2017). *Hemorrhagic Stroke*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-32130-1>
- Bracco Copyright ©. (2024). *CT Exprès | Bracco*. Bracco. <https://www.bracco.com/en-dk/product/ct-expres>

- Cimřlová, P., Vališ, K., Volný, O., Vinklárěk, J., Haršány, M., & Mikulík, R. (2019). Diagnostika ischemických CMP – přehled zobrazovacích metod a jejich využití v praxi. *Ces Radiol*, 2019, 150–159.
- Coupland, A. P., Thapar, A., Qureshi, M. I., Jenkins, H., & Davies, A. H. (2017). The definition of stroke. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 110(1), 9–12. <https://doi.org/10.1177/0141076816680121>
- Čas je mozek. (2024). www.casjemozek.cz. <https://www.casjemozek.cz/>
- Fakultní nemocnice Brno - KRNM. (b.r.). *Archiv Marie PACS FN Brno*.
- Fakultní nemocnice Brno - KRNM. (2022). *Místní radiologický standard CT Brilliance 64*.
- Fakultní nemocnice Brno - KRNM. (2024). *Místní radiologický standard Spectral CT 7500*.
- Feigin, V. L. (2007). *Cévní mozková příhoda: Prevence a léčba mozkového iktu* (2007. vyd.). Galén,.
- Ferda, J. (2004). CT angiografie. In *CT angiografie*. Galén.
- Ferda, J., Novák, M., Mírka, H., Baxa, J., Ferdová, E., Bednářová, A., Flohr, T., Schmidt, B., Klotz, E., & Kreuzberg, B. (2009). The assessment of intracranial bleeding with virtual unenhanced imaging by means of dual-energy CT angiography. *European Radiology*, 19(10), 2518–2522. <https://doi.org/10.1007/s00330-009-1495-2>
- Fiksa, J. (2015). *Cévní mozková příhoda, patogeneze a současné aspekty léčby | MT*. <https://www.tribune.cz/archiv/cevni-mozkova-prihoda-patogeneze-a-soucasne-aspekty-lecby/>
- Fransson, V., Mellander, H., Ramgren, B., Andersson, H., Arena, F., Ydström, K., Ullberg, T., & Wassélius, J. (2023). Image quality of spectral brain computed tomography angiography using halved dose of iodine contrast medium. *Neuroradiology*, 65(9), 1333–1342. <https://doi.org/10.1007/s00234-023-03190-1>
- Greffier, J., Villani, N., Defez, D., Dabli, D., & Si-Mohamed, S. (2023). Spectral CT imaging:

- Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 104(4), 167–177. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2022.11.003>
- Herzig, R. (2014). *ISCHEMICKÉ CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODY (2.)*. Maxdorf.
- Chen, G. Z., Fang, X. K., Zhou, C. S., Zhang, L. J., & Lu, G. M. (2017). Cerebral CT angiography with iterative reconstruction at 70 kVp and 30 mL iodinated contrast agent: Initial experience. *European Journal of Radiology*, 88, 102–108. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2016.12.037>
- Johnson, T. R. C. (2012). Dual-Energy CT: General Principles. *American Journal of Roentgenology*, 199(5_supplement), S3–S8. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9116>
- Kang, D.-W., Sohn, S.-I., Hong, K.-S., Yu, K.-H., Hwang, Y.-H., Han, M.-K., Lee, J., Park, J.-M., Cho, A.-H., Kim, H.-J., Kim, D.-E., Cho, Y.-J., Koo, J., Yun, S.-C., Kwon, S. U., Bae, H.-J., & Kim, J. S. (2012). Reperfusion Therapy in Unclear-Onset Stroke Based on MRI Evaluation (RESTORE). *Stroke*, 43(12), 3278–3283. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.675926>
- Koninklijke Philips N.V. (2021). *IQon Spectral CT- Technical Reference Guide*. Koninklijke Philips N.V. https://www.documents.philips.com/assets/Technical%20Reference%20Guide/20220121/5b8bf246560045bcaed8ae240094d769.pdf?feed=ifu_docs_feed
- Leng, Y., Liu, Y., Li, S., Wang, X., Deng, W., Wang, Y., & Gong, L. (2024). Feasibility of using 8 mL of iodinated contrast media in cerebral computed tomographic angiography with a dual-layer spectral detector. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 14(1), 514–526. Scopus. <https://doi.org/10.21037/qims-23-914>
- McCollough, C. H., Leng, S., Yu, L., & Fletcher, J. G. (2015). Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*, 276(3), 637–

653. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142631>

- Mellander, H., Bengtsson, P., Fransson, V., Ramgren, B., Undrén, P., Drake, M., Ydström, K., Lätt, J., Hilal, A., Wassélius, J., & Ullberg, T. (2023). Virtual monoenergetic images by spectral detector computed tomography may improve image quality and diagnostic ability for ischemic lesions in acute ischemic stroke. *Acta Radiologica*, *64*(4), 1631–1640. <https://doi.org/10.1177/02841851221130612>
- Menon, B. K., Campbell, B. C. V., Levi, C., & Goyal, M. (2015). Role of Imaging in Current Acute Ischemic Stroke Workflow for Endovascular Therapy. *Stroke*, *46*(6), 1453–1461. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.115.009160>
- Ministerstvo zdravotnictví ČR. (2021). *Věstník ministerstva České republiky*. Ministerstvo zdravotnictví ČR. https://mzd.gov.cz/wp-content/uploads/2021/08/Vestnik-MZ_10-2021.pdf
- Mírka, H., & Ferda, J. (2015). *Multidetektorová výpočetní tomografie: Perfuzní vyšetření* (První vydání). Galén.
- Moore, A. J. E., Wachsmann, J., Chamarthy, M. R., Panjikaran, L., Tanabe, Y., & Rajiah, P. (2017). Imaging of acute pulmonary embolism: An update. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy; Vol 8, No 3 (June 27, 2018): Cardiovascular Diagnosis and Therapy (Pulmonary Vascular Disease: Diagnosis and Endovascular Therapy)*. <https://cdt.amegroups.org/article/view/17831>
- Muddasani, V., de Havenon, A., McNally, J. S., Baradaran, H., & Alexander, M. D. (2021). MR Perfusion in the Evaluation of Mechanical Thrombectomy Candidacy. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, *30*(4), 197. <https://doi.org/10.1097/RMR.0000000000000277>
- Munich, S. A., Shakir, H. J., & Snyder, K. V. (2016). Role of CT perfusion in acute stroke management. *Cor et Vasa*, *58*(2), e215–e224.

<https://doi.org/10.1016/j.crvasa.2016.01.008>

Murphy, S. J., & Werring, D. J. (2020a). Stroke: Causes and clinical features. *Medicine*, 48(9), 561–566. <https://doi.org/10.1016/j.mpmed.2020.06.002>

Murphy, S. J., & Werring, D. J. (2020b). Stroke: Causes and clinical features. *Medicine*, 48(9), 561–566. <https://doi.org/10.1016/j.mpmed.2020.06.002>

Národní zdravotnický informační portál. (2024). *Cévní mozková příhoda: Iktové centrum*. NZIP.cz. <https://www.nzip.cz/clanek/986-cevni-mozkova-prihoda-iktove-centrum>

Neuhaus, V., Abdullayev, N., Große Hokamp, N., Pahn, G., Kabbasch, C., Mpotsaris, A., Maintz, D., & Borggrefe, J. (2017). Improvement of Image Quality in Unenhanced Dual-Layer CT of the Head Using Virtual Monoenergetic Images Compared With Polyenergetic Single-Energy CT. *Investigative Radiology*, 52(8), 470. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000367>

Neuhaus, V., Große Hokamp, N., Abdullayev, N., Maus, V., Kabbasch, C., Mpotsaris, A., Maintz, D., & Borggrefe, J. (2018). Comparison of virtual monoenergetic and polyenergetic images reconstructed from dual-layer detector CT angiography of the head and neck. *European Radiology*, 28(3), 1102–1110. <https://doi.org/10.1007/s00330-017-5081-8>

Ošťanský, Mud. J. (2014). Kryptogenní CMP a patentní foramen ovale – indikační kritéria intervenčního uzávěru na našem pracovišti. *Interní Med.*, 2014, 98–100. <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2014/03/03.pdf>

Potter, C. A., Vagal, A. S., Goyal, M., Nunez, D. B., Leslie-Mazwi, T. M., & Lev, M. H. (2019). CT for Treatment Selection in Acute Ischemic Stroke: A Code Stroke Primer. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc.*, 39(6), 1717–1738. <https://doi.org/10.1148/rg.2019190142>

prof. MUDr. Josef Bednařík, CSc., FCMA, FEAN (garant); MUDr. Mgr. Radim, Líčeník,

- Ph.D., FESO, FRCP; doc. MUDr. Ondřej Volný, Ph.D., FESO; MUDr. Jiří, Neumann, FESO; prof. MUDr. Martin Prázný, CSc., Ph.D.; prof. MUDr. Jan, & Václavík, Ph.D., FESC; Anna Zimovjanová. (2022). *Adoptovaný doporučený postup*. Národní portál klinických postupů. <https://kdp.uzis.cz/res/guideline/41-icmp-nebo-tia-u-pacientu-s-otevrenym-foramen-ovale-final.pdf>
- Rassouli, N., Etesami, M., Dhanantwari, A., & Rajiah, P. (2017). Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: Principles and applications. *Insights into Imaging*, 8(6), 589–598. <https://doi.org/10.1007/s13244-017-0571-4>
- Sacco, R. L., Kasner, S. E., Broderick, J. P., Caplan, L. R., Connors, J. J. (Buddy), Culebras, A., Elkind, M. S. V., George, M. G., Hamdan, A. D., Higashida, R. T., Hoh, B. L., Janis, L. S., Kase, C. S., Kleindorfer, D. O., Lee, J.-M., Moseley, M. E., Peterson, E. D., Turan, T. N., Valderrama, A. L., & Vinters, H. V. (2013). An Updated Definition of Stroke for the 21st Century. *Stroke*, 44(7), 2064–2089. <https://doi.org/10.1161/STR.0b013e318296aeca>
- Sauter, A. P., Muenzel, D., Dangelmaier, J., Braren, R., Pfeiffer, F., Rummeny, E. J., Noël, P. B., & Fingerle, A. A. (2018). Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images. *European Journal of Radiology*, 104, 108–114. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.05.007>
- Seidl, Z. (2012). *Radiologie pro studium i praxi* (Vyd. 1). Grada Publishing.
- Seidl, Z., & Vaněčková, M. (2014). *Diagnostická radiologie* (2014. vyd., Roč. 2014). Grada.
- Simonsen, C. Z., Madsen, M. H., Schmitz, M. L., Mikkelsen, I. K., Fisher, M., & Andersen, G. (2015). Sensitivity of Diffusion- and Perfusion-Weighted Imaging for Diagnosing Acute Ischemic Stroke Is 97.5%. *Stroke*, 46(1), 98–101. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.114.007107>
- So, A., & Nicolaou, S. (2021). Spectral Computed Tomography: Fundamental Principles and

- Recent Developments. *Korean Journal of Radiology*, 22(1), 86–96.
<https://doi.org/10.3348/kjr.2020.0144>
- Súkupová, L. (2018). *Radiační ochrana při rentgenových výkonech—To nejdůležitější pro praxi* (1. vydání). Grada Publishing.
- Škorňa, M., Neumann, J., Peška, S., & Mikulík, R. (2016). Transient Ischemic Attack and Minor Stroke Management. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 79/112(2), 178–187. <https://doi.org/10.14735/amcsnn2016178>
- Tijssen, M. P. M., Hofman, P. A. M., Stadler, A. A. R., Van Zwam, W., De Graaf, R., Van Oostenbrugge, R. J., Klotz, E., Wildberger, J. E., & Postma, A. A. (2014). The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. *European Radiology*, 24(4), 834–840. Scopus. <https://doi.org/10.1007/s00330-013-3073-x>
- Vinklárek, Mud. Mud. J., Haršány, M., & Cimřlová, Mud. P. (2018). *Computed tomography in acute ischemic stroke*.
- Vomáčka, J., Nekula, J., & Kozák, Jiří. (2023). *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty* (Třetí, doplněné vydání). Univerzita Palackého v Olomouci.
- Wannamaker, R., Buck, B., & Butcher, K. (2019). Multimodal CT in Acute Stroke. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 19(9), 63. <https://doi.org/10.1007/s11910-019-0978-z>
- Wintermark, M., Luby, M., Bornstein, N. M., Demchuk, A., Fiehler, J., Kudo, K., Lees, K. R., Liebeskind, D. S., Michel, P., Nogueira, R. G., Parsons, M. W., Sasaki, M., Wardlaw, J. M., Wu, O., Zhang, W., Zhu, G., & Warach, S. J. (2015). International survey of acute Stroke imaging used to make revascularization treatment decisions. *International journal of stroke : official journal of the International Stroke Society*, 10(5), 759–762. <https://doi.org/10.1111/ijss.12491>

Yew, K. S. (2015). *Diagnosis of Acute Stroke*. 91(8).

An Updated Definition of Stroke for the 21st Century. (b.r.). Získáno 25. prosinec 2023, z <https://www.ahajournals.org/action/showCitFormats?doi=10.1161%2FSTR.0b013e318296aeca&mobileUi=0>

Cimflová, P., Vališ, K., Volný, O., Vinklárek, J., Haršány, M., & Mikulík, R. (b.r.). *Diagnostika ischemických CMP – přehled zobrazovacích metod a jejich využití v praxi*.

Coupland, A. P., Thapar, A., Qureshi, M. I., Jenkins, H., & Davies, A. H. (2017). The definition of stroke. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 110(1), 9–12. <https://doi.org/10.1177/0141076816680121>

Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. (b.r.). <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142631>

Dual-Energy CT: General Principles. (b.r.). <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9116>

Feigin, V. L. (c2007). *Cévní mozková příhoda: Prevence a léčba mozkového iktu* / (1. české vyd.). Galén,.

Greffier, J., Villani, N., Defez, D., Dabli, D., & Si-Mohamed, S. (2023). Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 104(4), 167–177. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2022.11.003>

Menon, B. K., Campbell, B. C. V., Levi, C., & Goyal, M. (2015). Role of Imaging in Current Acute Ischemic Stroke Workflow for Endovascular Therapy. *Stroke*, 46(6), 1453–1461. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.115.009160>

Muddasani, V., de Havenon, A., McNally, J. S., Baradaran, H., & Alexander, M. D. (2021). MR Perfusion in the Evaluation of Mechanical Thrombectomy Candidacy. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 30(4), 197. <https://doi.org/10.1097/RMR.0000000000000277>

Potter, C. A., Vagal, A. S., Goyal, M., Nunez, D. B., Leslie-Mazwi, T. M., & Lev, M. H. (2019). CT for Treatment Selection in Acute Ischemic Stroke: A Code Stroke Primer. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 39(6), 1717–1738. <https://doi.org/10.1148/rg.2019190142>

Rassouli, N., Etesami, M., Dhanantwari, A., & Rajiah, P. (2017). Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: Principles and applications. *Insights into Imaging*, 8(6), 589–598. <https://doi.org/10.1007/s13244-017-0571-4>

Vestnik-MZ_10-2021.pdf. (b.r.). Získáno 1. leden 2024, z https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/2021/08/Vestnik-MZ_10-2021.pdf

Vinklárek, Mud. Mud. J., Haršány, M., & Cimflová, Mud. P. (b.r.). *Computed tomography in acute ischemic stroke*.

Yew, K. S. (2015). *Diagnosis of Acute Stroke*. 91(8).

Seznam zkratek a značek

ASPECTS - anglicky Alberta Stroke Program Early CT Score

ACM - arteria cerebri media

CMP - cévní mozková příhoda

CT - anglicky computer technology- česky počítačová technologie

CTA - angiografie ve výpočetní technologii

DICOM® - anglicky Digital Imaging and Communications in Medicine, standardní formát pro ukládání, sdílení a přenos digitálních obrázků ve zdravotnickém prostředí

CTDI - CT dávkový index

CTDIvol - objemový CT dávkový index

CTDIw - vážený CT dávkový index

CTP - CT perfuze

DLP - Dose length product

DWI - anglicky diffusion-weighted imaging, difuzně vážený obraz

e-MED - radiologický informační systém

ERT - endovaskulární revaskularizační terapie

FN - Fakultní nemocnice

FZV UP - Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci

HU - Hounsfieldova jednotka

MDCT - multidetektorová výpočetní technologie

mGy · cm – **jednotka** měření dávky záření v radiologii a radiační onkologii

MIP - maximum intensity projection

MR - magnetická rezonance

MRS - Místní radiologický standard

RZP - rychlá zdravotnická pomoc

TIA - Tranzitorní ischemická ataka

USA – anglicky United States of America, Spojené státy americké

VMI - anglicky virtual monoenergetic image - monoenergetické mapy

VNC - anglicky virtual non-contrast image - virtuální nativ

WC - anglicky window centre - střed denzit

WW - ang. window width - šíře denzit

mm/Hg - jednotka měření tlaku, která se nazývá milimetry rtuti

keV - kiloelektrovolt

kVp - kilovoltážní vrchol (kilovoltage peak)

Zkratky

AX - axiální

COR - koronární

SAG - sagitální

ROI - region of interest

Diff - difference

Seznam tabulek

Tabulka č.1: Vyšetřovací protokol nativní hlavy

Tabulka č. 2: Vyšetřovací protokol CT angiografie mozku a karotid

Tabulka č.3: Vyšetřovací protokol CT perfuze mozku

Tabulka č.4: Protokol nativní hlavy Spectral CT 7500

Tabulka č. 5: Protokol CT angiografie mozku

Tabulka č.6: Protokol ct perfuze

Tabulka č. 7: Protokoly aplikace jodové kontrastní látky

Tabulka č. 8: Naměřené hodnoty bolus tracking metody u MDCT

Tabulka č. 9: Naměřené hodnoty bolus tracking metody u Spectral CT 7 500 u aplikace 40ml jodové kontrastní látky

Tabulka č. 10: Naměřené hodnoty bolus tracking metody u Spectral CT 7 500 u aplikace 65ml jodové kontrastní látky

Tabulka č. 11: Naměřené hodnoty denzit v m. masseter a na pozadí (vzduch)

Tabulka č. 12: Naměřené hodnoty denzit u CT angiografie v monoenergetických mapách o 45 keV

Tabulka č.13: Celková dávka (podle typu CT)

Tabulka č. 14: Dávka na nativ (podle typu CT)

Tabulka č. 15: Dávka na ctag (podle typu CT)

Tabulka č. 16: Denzita naměřená v aortálním oblouku (podle typu CT)

Tabulka č. 17: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle typu CT)

Tabulka č. 18: Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 (podle typu CT)

Tabulka č. 19: V M1 úseku a.cerebri media (podle typu CT)

Tabulka č. 20: V M2 úseku a.cerebri media (podle typu CT)

Tabulka č. 21: Ve vrcholu a. basilaris (podle typu CT)

Tabulka č. 22: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle typu CT)

Tabulka č. 23: Denzita naměřená v aortálním oblouku (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 24: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 25: Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 26: V M1 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 27: V M2 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 28: Ve vrcholu a basilaris (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 29: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle množství kontrastní látky)

Tabulka č. 30: Naměřené průměrné hodnot

Seznam obrázků

Obrázek č.1: ASPECT při ct vyšetření v axiální rovině

Obrázek č. 2: CT zobrazení u pacienta s akutním ischemií vpravo

Obrázek č. 3: Zobrazení CT perfuze

Obrázek č. 4: Zobrazení sekvencí mozku pomocí magnetické rezonance

Obrázek č. 5: Ukázka detekce dvou energetických spekter rentgenového záření u využití spektrální CT

Obrázek č. 6: Ukázka průchodu vysokoenergetického a nízkoenergetického kvanta přes dual-layer detektor

Obrázek č. 7: Typy scanovacích technik u dual energy CT

Obrázek č. 8: Měření denzity v aortálním oblouku při nastavení lokátoru trackování jodové kontrastní látky a při dosažení nastaveného tresholdu laborantem před následným spuštěním scanu

Obrázek č. 9: Ukázka nechtěných artefaktů na scanu

Obrázek č.10: Křivka postupného sycení jodové kontrastní látky v lokátoru

Obrázek č.11: Měření denzity v aortě na provedeném vyšetření

Obrázek č.12: Měření denzity v karotidě na provedeném vyšetření

Obrázek č. 13: Měření denzity vnitřní karotida pod bázi lebni v úrovni C2

Obrázek č 14: Měření denzity v M1 a M2 úseku a. cerebri media

Obrázek č.15: Měření denzity a. basilaris

Obrázek č.16: Měření denzity v confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus

Obrázek č.17: Měření denzity na pozadí a m.masseter

Obrázek č. 18: Rozdílné zobrazení u CT angiografie s využitím klasického zobrazení (vlevo) a zobrazení o energiích 45keV (pravo)

Seznam grafů

Graf č.1: Graf zastoupení výzkumného souboru v intervalu 10 let

Graf č. 2: Věkové skupiny v rozmezí 10 let s ohledem na pohlaví pacienta

Graf č. 3: Graf zjištěného ASPECT SCORE u výzkumného souboru z vyšetření nativní ct mozku

Graf č. 4: Zjištěné nálezy ve výzkumném souboru o ohledem na pohlaví a typ přístroje

Graf č. 5: Celková dávka (podle typu CT)

Graf č. 6: Dávka na nativ (podle typu CT)

Graf č. 7: Dávka na ctag (podle typu CT)

Graf č. 8: Denzita naměřená v aortálním oblouku (podle typu CT)

Graf č. 9: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle typu CT)

Graf č. 10: Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 (podle typu CT)

Graf č. 11: V M1 úseku a.cerebri media (podle typu CT)

Graf č. 12: V M2 úseku a.cerebri media (podle typu CT)

Graf č. 13: Ve vrcholu a basilaris (podle typu CT)

Graf č. 14: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle typu CT)

Graf č.15: Denzita naměřená v aortálním oblouku (podle množství kontrastní látky)

Graf č. 16: Společná karotida v úrovni istmu štítné žlázy (podle množství kontrastní látky)

Graf č. 17: Vnitřní karotida pod bázi lební v úrovni C2 (podle množství kontrastní látky)

Graf č. 18: V M1 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)

Graf č. 19: V M2 úseku a.cerebri media (podle množství kontrastní látky)

Graf č. 20: Ve vrcholu a basilaris (podle množství kontrastní látky)

Graf č 21: V confluens sinus sagitalis superior a sinus rectus (podle množství kontrastní látky)

Graf č. 22: Zjištěné množství poměru signál-šum v obraze

Graf č. 23: Zjištěné množství poměru kontrast - šum v obraze

Graf č. 24: Průměrné rozložení naměřených denzit u CT angiografie v jednotlivých protokolech

Graf č. 25: Křivka naměřených hodnot j CT angiografie v odlišném zobrazení

Seznam příloh

Příloha č. 1: Souhlas etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL-6836/1030S-2024

**Vážená paní
Bc. Karolína Tomšů**

2024-01-10

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

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 „**Vliv spektrálního CT v diagnostice cévní mozkové příhody**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP.

S pozdravem,

Mgr. Simona Dobešová ~~Cakirpaloglu~~, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 852
www.fzv.upol.cz

ŽÁDOST O SBĚR DAT/POSKYTNUTÍ INFORMACE PRO STUDIJNÍ ÚČELY
v souvislosti se závěrečnou diplomovou (odbornou) prací studentů škol

Vyplňuje žadatel:

Jméno a příjmení žadatele: Bc. Karolína Tomšů

Datum narození: 23. 4. 1996 Telefon: 733 689 660 E-majl: tomsu.karolina@gmail.com

Adresa trvalého bydliště: Všemina 209, Slušovice 76315

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

Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Vyplňte, prosím, zodpovědně a úplně všechny údaje a otázky. **Správnou odpověď zakřížkujte!**

Forma studia: prezenční kombinovaná

Téma závěrečné práce: Význam spektrálního CT v diagnostice cévní mozkové příhody

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):

Vedoucí práce (jméno a příjmení vedoucího práce a název školy/instituce, ve které je zaměstnán)

MUDr. Tomáš Rohan, FN Brno

Žadatel je zaměstnancem/rodinným příslušníkem zaměstnance FN Brno:

ANO Pracoviště/Jméno zaměstnance FN Brno: ...KRNM/Karolína Tomšů NE

(informace slouží k posouzení žádosti v případě dotazníkové akce – benefit pro zaměstnance FN Brno a rodinné příslušníky)

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 FN Brno pro zaměstnance FN Brno

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník:

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: do:

Pracoviště, kde bude dotazníková akce probíhat:

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku!

Nahlížení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížen:

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

Pracoviště, ze kterého/kterých bude zdravotnická dokumentace pacientů:

Přesná specifikace, co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci:

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FN Brno – počet pacientů: z kterého pracoviště:

Fakultní nemocnice Brno	
Jihlavská 20, 625 00 BRNO	
Údělčení organizace členů	
13. 09. 2023	
Ev. č.: 2349	Vyřizuje: [Signature]
Č.j.: 44690	Počet vpl.: [Signature]

vedení rozhovoru se zaměstnancem FN Brno – počet zaměstnanců: povolání:
z kterého pracoviště:

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: LEDEN 2023 – DUBEN 2024

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: ... 1/10/2023 do: ... 31/5/2024

Pracoviště, kde bude sběr dat probíhat: ... Ct pracoviště, Klinika radiologie a nukleární medicíny FN Brno

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: sběr dat provedených ct vyšetření u pacientů pro podezření na CMP a jejich vyhodnocení, množství výkonů, typ prováděného vyšetření, věk a pohlaví pacientů, radiační zátěž na pacienta při daném výkonu, množství užití kontrastní látky na daný výkon

Budete FN Brno uvádět jako „zdroj dat“ ve své práci?: ANO NE

Poučení: Žadatel bere na vědomí, získaná data mohou být použita pouze pro účel uvedený v této žádosti. Další nakládání s daty bez souhlasu FN Brno pro jiný účel je považováno za neoprávněné.

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. V případě, že žadatel uvádí FN Brno jako „zdroj informací“, je jeho povinností předložit zpracované výsledky ke schválení vedoucímu zaměstnanci v přímé podřízenosti příslušného zdravotnického náměstka FN Brno, který žádost o sběr dat/poskytnutí informace ve FN Brno povolil. Prezentace výsledků s uvedením jména Fakultní nemocnice Brno je možná pouze s jeho souhlasem.

Vyplněnou žádost odešlete do FN Brno:

a) **elektronicky** (bez vašeho podpisu, který je nahrazen tím, že odesíláte žádost ze své e-mailové adresy) na adresu: Bastarova.Jana@fnbrno.cz

b) nebo **v listinné formě** (s vaším podpisem na žádosti) na adresu:

Fakultní nemocnice Brno

Oddělení organizace řízení – Jana Baštařová, Jihlavská 20, 625 00 Brno

Datum: 12.9.2023

Podpis:

Vyplňuje a potvrzuje FN Brno:

Oddělení organizace řízení:

Zaevidováno na OOR dne: 13. 09. 2023 pod číslem: 2023/144690/PNBRNO-2579

Vyjádření vedoucího zaměstnance příslušného útvaru, kde bude probíhat sběr dat/informací:

souhlas/resouhlas - útvar: KRNM - Mgr. Martina Zudek - vedoucí NZP

Vedoucími zaměstnanci v přímé podřízenosti příslušného náměstka FN Brno postoupeno dne: 13. 09. 2023

Žadatel je zaměstnancem FN Brno od: 5.4.2014 útvaru: KRNM na pozici: RADIOLOGICKÝ ASISTENT

Žadatel je rodinným příslušníkem zaměstnance FN Brno: z útvaru:

V případě placené služby poplatky dle Ceníku EO viz [www.fnbrno.cz/Odborná veřejnost/Informace pro studijní účely](http://www.fnbrno.cz/Odborná_veřejnost/Informace_pro_studijní_účely).

souhlas žadatele s placenou službou

nesouhlas žadatele s placenou službou, požadavek na storno žádosti ze strany žadatele

Způsob platby: na pokladně FN Brno

fakturou na účet FN Brno

Částka připsána na účet FN Brno dne:

Fakultní nemocnice Brno
Jihlavská 20, 625 00 Brno

V Brně dne: 20.9.2023

referent/vedoucí OOR

5-292/21/10