

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav radiologických metod

Bc. Artur Koval

Srovnání CT a MR venografie

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. MUDr. Zuzana Sedláčková Ph.D.

Olomouc 2023

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

Olomouc 14. března 2023

.....

podpis

Děkuji doc. MUDr. Zuzaně Sedláčkové, Ph.D. za odborné vedení, věcné připomínky, cenné rady, a především nekonečnou trpělivost. Poděkování za statistické zpracování a vřelou ochotu patří také RNDr. Tomášovi Fürstovi, Ph.D.; dále všem radiologům, kteří se podíleli na popisech vyšetření a v neposlední řadě i Mgr. Tomášovi Vávrovi, Dis., který pomohl se sběrem dat ve FNOL. Nakonec patří velké díky mému blízkému okolí a kolegům.

Anotace

Typ práce: Diplomová

Název práce: Srovnání CT a MR Venografie

Název práce v AJ: Comparison of CT and MR venography

Datum zadání: 2021-01-28

Datum odevzdání: 2023-05-12

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Artur Koval

Vedoucí práce: doc. MUDr. Zuzana Sedláčková Ph.D.

Oponent práce: doc. MUDr. Zuzana Sedláčková Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce srovnává 40 CT a MR venografických vyšetření. Byl zaznamenán jejich původní popis a následně byla znovu zhodnocena čtyřmi radiology. Cílem výzkumu bylo zjistit míru shody s původním popisem a samostatně mezi hodnotiteli. Zároveň jsme porovnávali popisy radiologů před a po atestaci, a také jednotlivé vyšetřovací modalitty. K porovnání hodnotitelů byla zvolena statistická metoda Fleissova kappa, která se zabývá vyhodnocením míry shody mezi více než dvěma hodnotiteli. Šetření bylo provedeno ve Fakultní nemocnici Olomouc.

Ze statistických výsledků vyplývá, že se jednotliví radiologové s původním nálezem shodují pouze v kategorii trombózy, avšak společně na celém souboru vyšetření je již shoda „slabá“. Atestovaní radiologové proti neatestovaným se mezi sebou shodují výrazně lépe v kategorii hypoplazie a to jak na CT tak MR, avšak u trombózy jsou shody blízké náhodě. Preferenční volba pak padla na CT vyšetření, hlasovali pro ni 3 ze 4 hodnotitelů. Důvodem může být v průměru větší jistota popisu, s čímž souvisí i větší počet nerozpoznaných trombóz na magnetické rezonanci.

Abstrakt v AJ:

The diploma thesis compares 40 CT and MR venographic examinations. Their original description was recorded and subsequently re-evaluated by four radiologists. The aim of the research was to determine the degree of agreement with the original description and separately between the evaluators. At the same time, we compared descriptions of radiologists before and after attestation, as well as individual examination modalities. The Fleiss kappa statistical method was chosen to compare the evaluators, which

deals with evaluating the degree of agreement between more than two evaluators. The investigation was carried out at the Olomouc University Hospital.

The statistical results show that the individual radiologists agree with the original findings only in the thrombosis category, but the agreement is already "weak" for the entire set of examinations. Certified radiologists versus non-certified radiologists match each other significantly better in the category of hypoplasia, both on CT and MR, but in the case of thrombosis, the matches are close to chance. The preferred choice then fell on a CT scan, 3 out of 4 evaluators would vote for it. The reason may be the greater certainty of the description on average, which is also related to the greater number of unrecognized thromboses on magnetic resonance imaging.

Klíčová slova v ČJ: venografie, CT venografie, MR venografie, trombóza, mozkové splavy, dose length product, efektivní dávka, sekvence MR, základy CT, základy MR

Klíčová slova v AJ: venography, CT venography, MR venography, thrombosis, brain venous sinuses, dose length product, effective dose, magnetic resonance sequences, principles of magnetic resonance, principles of computed tomography

Rozsah: 69 stran

Jazyk: CZ

Obsah

1	Úvod.....	8
1.	Magnetická rezonance	9
1.1	Vznik magnetického momentu	9
1.2	Podélná a příčná magnetizace	10
1.3	Rezonance	10
1.4	Relaxační čas	11
1.5	Rekonstrukce obrazu.....	11
1.6	Přístrojové vybavení MR	12
1.7	Kontrastní látky.....	13
1.8	Indikace a kontraindikace	14
1.9	Sekvence MR	15
2	Výpočetní tomografie	18
2.1	Historie	18
2.2	Tvorba obrazu	20
2.3	Zdroj záření	20
2.4	Brzdné a charakteristické záření	22
2.5	Interakce nepřímo ionizujícího záření	23
2.6	Generátor, usměrňovač.....	24
2.7	Detektory	24
2.8	Automatická modulace proudu.	25
2.9	Indikace	27
2.10	Provedení vyšetření	27
3	Anatomie.....	28
3.1	Mozkové žíly.....	28
3.2	Mozkové splavy	28
4	Mozková žilní trombóza	31

5	Veličiny CTDI _{vol} a DLP	32
6	Výzkum	35
6.1	Metodika výzkumu.....	35
6.2	Charakteristika souboru.....	35
6.3	Metoda sběru dat.....	35
6.4	Provedení výzkumu	36
6.5	Metoda zpracování dat	37
6.6	Výzkumné cíle a hypotézy	39
7	Výsledky.....	41
7.1	Trombóza	41
7.2	Srovnání trombózy v rámci modalit	42
7.3	Hypoplazie.....	43
7.4	Srovnání hypoplazie v rámci modalit	44
7.5	Atestování vs. neatestování radiologové	46
7.6	Stanovení efektivní dávky.....	47
8	Ověření platnosti hypotéz	49
9	Diskuze	53
10	Závěr	55
11	Referenční seznam.....	58
12	Seznam zkratk	61
13	Seznam obrázků.....	63
14	Seznam tabulek	64
15	Seznam grafů	65
16	Seznam příloh.....	66

1 Úvod

Vyšetření mozkových splavů bývá poměrně málo v porovnání s celkovým počtem mozkových angiografií. V této diplomové práci se zaměříme na mozkovou žilní trombózu a její detekci pomocí CT a MR.

Mezi cévními mozkovými příhodami je žilní trombóza docela vzácným, nicméně vážným multifaktoriálním onemocněním. Ze všech cévních mozkových příhod zastupuje pouhé jedno procento. Nejčastěji postiženými jsou ženy ve fertilním věku, u kterých hraje největší roli užívání hormonální antikoncepce a další vrozené či získané trombofilní stavy. Rizikovými faktory celkového charakteru mohou být nádorová onemocnění, potraumatologické stavy nebo infekce. Onemocnění má projevy souvisejícími s nitrolební hypertenzí, jedná se o náhlé a silné bolesti hlavy, nauzeu, zvracení, hemiparézu, městnání na očním pozadí a v extrému epileptický záchvat s poruchou vědomí. (Neumann, 2015, s. 92)

V teoretické části diplomové práce si přiblížíme principy zobrazování magnetickou rezonancí a výpočetní počítačovou tomografií. Dále probereme anatomii mozkového žilního řečiště, krátce uvedeme téma mozkové žilní trombózy a na závěr se u CT zmíníme o dávkových veličinách $CTDI_{vol}$ a DLP.

Praktická část se zaměří především na srovnání původních popisů venografických vyšetření mozku s popisy námi vybraných radiologů. Budeme srovnávat shodu hodnotitelů s původním popisem a následně také shodu mezi radiology samotnými. Pro hodnocení bylo užito statistické metody Fleissova kappa, která se používá pro hodnocení míry shody více než dvou hodnotitelů. Čtyři hodnotitele můžeme rozdělit do dvou skupin, v první skupině se jedná o radiology před atestací, druhou pak zastupují radiologové s příslušnou atestací. Zaměříme se také na to, jak si jednotliví hodnotitelé byli jistí ve svých popisech a jestli je nějaký vztah mezi jistotou popisu a chybovostí. Z informací o dávkové distribuci na výpočetní tomografii uděláme výpočet na efektivní dávku na pacienta a zjistíme tak riziko stochastických účinků. Dále vyhodnotíme náchylnost obou zobrazovacích modalit na obrazové artefakty a nejčastěji postižené mozkové splavy.

1. Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je na poli medicíny stále poměrně mladá, neinvazivní zobrazovací metoda. Dalo by se říci, že nejmladší, její počátky totiž sahají až do roku 1920, kdy rakouský fyzik Wolfgang Pauli poprvé popsal svou myšlenku využití magnetických vlastností atomového jádra. První popis magnetické rezonance náleží americkému fyziku Isidoru Rabimu, ten později roku 1944 za tento objev dostal Nobelovu cenu. První publikace o pokusech na pevných látkách však náleží vědcům Felix Bloch a Edward Purcell. Ti poprvé v roce 1946 publikovali jev magnetické rezonance jako takový a za to dostali později roku 1952 Nobelovu cenu. Samotné zobrazování biologické či lidské tkáně se do historie zapisuje až později rokem 1970, zobrazování samotného lidského těla přišlo na řadu teprve o sedm let později v laboratoři Raymonda Damadiana a jeho týmu. Rok 1980 dal posléze za vznik pojmu „zobrazování magnetickou rezonancí“. (Huettel, 2009, s. 15 – 21)

V Tuzemsku byla roku 1987 namontována první magnetická rezonance v pražském Institutu Klinické a Experimentální Medicíny IKEM. Již ve své době se mohla pyšnit supravodivým magnetem s vysokou hodnotou magnetické indukce 1,5 Tesla. (Tintěra, 2017)

Jak bylo zmíněno výše, jedná se o velmi mladou neinvazivní zobrazovací metodu se záběrem do všech odvětví medicíny. Nejčastěji se využívá v zobrazování neurologického aparátu, pohybové soustavy, měkkých tkání nebo oběhové soustavy. Velký přínos má i v onkologickém zaměření. (Vomáčka, 2015, s. 57)

1.1 Vznik magnetického momentu

Princip vychází ze skutečnosti, že každá elektricky nabitá částice vytváří ve svém okolí magnetické pole. Blíže se proto zobrazování magnetickou rezonancí zabývá zkoumáním magnetických vlastností lidské tkáně. Konkrétně zkoumáme kladně nabitě částice, tedy jaderné protony, u kterých popisujeme jednu důležitou vlastnost a to spin. Jedná se o rotační pohyb částice – protonu, kolem své osy, který má za následek vznik magnetického momentu. Ačkoliv máme protony vykazující své magnetické momenty, tkáň jako celek působí naprosto inertně. Je to kvůli náhodnému uspořádání protonů a jejich rotačních os, magnetické momenty tak směřují nahodilým směrem a dohromady nevzniká úhrnný magnetický moment.

Abychom přiměli tkáň jako takovou vykazovat magnetický moment, musíme ji vložit do velmi silného magnetického pole, pod tím si můžeme představit právě samotný supravodivý magnet magnetické rezonance. Jakmile je tkáň v tomto silném poli, rotační osy protonů se najednou uspořádají ve směru magnetických siločar. Toto uspořádání popisují stavy paralelní a antiparalelní. Je to postavení, kdy se část protonů otočí rotačními osami jedním směrem, a druhá část směrem právě opačným. Respektive k jednomu pólu a ke druhému pólu. Antiparalelní postavení je stav energeticky náročnější oproti postavení paralelnímu, proto je takovýchto protonů vždy o něco méně. Pokud by bylo rozdělení protonů ve dvou stavech rovno dvěma přesným polovinám, tkáň by působila opět inertně po stránce magnetického momentu. Ten by se totiž vykrátil a byl nulový. Takto máme více paralelně postavených protonů, a právě ty nám zodpovídají za magnetické vlastnosti dané tkáně. (Žižka, 1996, s. 6 – 7)

1.2 Podélná a příčná magnetizace

Nastala fáze, kdy máme protony umístěné v magnetickém poli ve stavu, ve kterém vykazují úhrnný magnetický moment. I přes tuto skutečnost je ale směr magnetického momentu protonů tkáně totožný se směrem magnetického pole silného zdroje. Tomuto jevu říkáme „podélná magnetizace“. To má za následek, že hodnotu magnetického momentu tkáně nejsme schopni změřit, zůstává nám jednoduše řečeno skryta ve „stínu“ magnetického pole zdroje. K jakémusi odhalení menšího ze dvou hodnot docílíme tím, že se budeme snažit dodat tkáňovým protonům energii ve formě elektromagnetického vlnění. Ovšem tato energie musí mít jednu klíčovou vlastnost, musí mít frekvenci vlnění shodnou s frekvencí tzv. „precesního pohybu“ protonů. Frekvence tohoto pohybu se nazývá Larmorova frekvence, a jedná se o pohyb s drahou opisující plášť pomyslného kužele. Můžeme si takto představit pohyb káči, která se otáčí jak okolo své středové osy, tak okolo pláště onoho pomyslného kužele a jinak řečeno se kolíbá. Tento pohyb je napříč všemi protony v magnetickém poli nesynchronní a každý se tedy pohybuje s jinou frekvencí. (Žižka, 1996, s. 6 – 7)

1.3 Rezonance

Pokud tedy vyšleme elektromagnetický puls o frekvenci shodné s frekvencí Larmorovou, dojde k absorpci neboli „rezonanci“ a k synchronizaci původně náhodných precesních pohybů spolu se změnou paralelního a antiparalelního uspořádání. Směr magnetického momentu tkáňových protonů je vychýlen a my jeho

hodnotu můžeme změřit. Jevu, kdy je magnetický moment tkáně vychýlen ze směru magnetického pole magnetu říkáme „příčná magnetizace“.

Larmorova frekvence neboli frekvence precesního pohybu protonů v magnetickém poli, závisí na velikosti magnetické indukce a gyromagnetickém poměru. Jinak řečeno na intenzitě magnetického pole udávané v jednotkách Tesla (T) a na magnetických vlastnostech atomového jádra. (Žižka, 1996, s. 6 – 7)

1.4 Relaxační čas

Na tkáň působí elektromagnetický puls a předává protonům v magnetickém poli energii. Ta na ně působí dvojitým účinkem, zaprvé se synchronizuje jejich precesní pohyb a zadruhé se mění část jejich uspořádání z paralelního na energeticky náročnější antiparalelní. Poté co přestane elektromagnetický puls působit, nastává relaxace vybuzených stavů protonů. Jelikož dodání energie mělo dvojitý účinek, zastavení jejího působení, a tedy odebrání energie bude mít dvojitý, ale opačný výsledek. Tkáň tedy začne relaxovat ve dvou vzájemně závislých složkách. Dojde k desynchronizaci precesních pohybů a k návratu do energeticky výhodnějšího paralelního postavení. Příčná relaxace je tedy desynchronizace precesních pohybů a nazýváme ji T2 relaxačním časem. Ten nám říká, za jak dlouho klesne velikost příčné magnetizace na 37 % původní hodnoty.

Podélná relaxace je návrat z antiparalelního do paralelního postavení protonů a nazýváme ji T1 relaxačním časem. Ten nám říká, za jak dlouho získá vektor podélné magnetizace zpět 63 % své původní velikosti. Podélná relaxace je obecně oproti příčné dvakrát až desetkrát delší. (Žižka, 1996, s. 10 – 11)

1.5 Rekonstrukce obrazu

Abychom dokázali přesně určit vlastnosti tkáně v daném místě, musíme vytvořit jakýsi souřadnicový systém, který nám ovlivní magnetické vlastnosti protonů v prostoru ve třech navzájem kolmých rovinách. Intenzita magnetického pole je přirozeně ve všech místech stejná, tudíž i magnetické vlastnosti excitovaných protonů budou stejné a nedokázali bychom je od sebe odlišit.

Proto byl zaveden systém gradientních cívek, které vytváří přídavná magnetická pole s proměnlivou intenzitou. První gradientní cívka určuje rovinu řezu a zapíná se zároveň s excitačním pulsem. Požadovanou rovinu získáme dvěma způsoby, prvním je vyslání

excitačního pulsu ne o jedné frekvenci, ale v určitém frekvenčním pásmu. Druhým způsobem je změna strmosti gradientu, neboli jak rychle se bude měnit intenzita magnetického pole například v kraniokaudálním směru.

Druhý typ gradientních cívek funguje na obdobném principu jako rovinu řezu určující gradientní systém, avšak nepůsobí v podélně ose těla, nýbrž v ose na ni kolmé, a to zprava doleva. Tento gradient nazýváme „frekvenci určující gradient“. Třetím typem je „fázi určující gradient“, který ale používáme lehce odlišně. Nezapínáme ho po dobu působení excitačního pulsu, ale zapneme jej pouze dočasně, aby pozměnil fázi, ve které vykonávají protony svůj precesní pohyb. Fázi určující gradient tedy zapneme na chvíli ještě před frekvenci určujícím gradientem, jeho působení tak urychlí frekvenci precese některých protonů a po jeho skončení se protony vrátí do stejné frekvence ovšem s odlišným fázovým posunem. Dokázali jsme tedy vyselektovat protony na základě změny intenzity magnetického pole ve třech navzájem kolmých rovinách. To nám změnilo frekvenci precesních pohybů a jejich fázový posun. V kombinaci s vysíláním pulzu v určitých frekvenčních pásmech tak dokážeme určit přesné souřadnice tkáňových protonů. Vliv přídavných gradientních polí má nesporný přínos v rychlosti náběru dat a především ve 3D zobrazování. (Žižka, 1996, s. 21 – 25)

1.6 Přístrojové vybavení MR

Srdcem magnetické rezonance je zdroj v podobě magnetu. Ty můžeme dělit na tři typy:

Permanentní magnety: Jejich největší nevýhoda je kromě vysoké hmotnosti nemožnost magnet vypnout přerušením dodávky elektrického proudu. Nedosahují tak vysokých hodnot intenzity magnetického pole. Výhodou jsou naopak nízké náklady, protože nejsou závislé na dodávkách elektrického proudu.

Odporové magnety: Nevýhodou je jejich vysoká spotřeba elektrické energie. Naopak se v krizové situaci dají vypnout přerušením dodávky elektřiny. Magnetické pole je zde vytvořeno protékajícím silným elektrickým proudem. Dokáží produkovat vyšší intenzity magnetického pole.

Supravodivé magnety: V dnešní době nejrozšířenější z důvodu vysoké intenzity magnetického pole běžně kolem 1,5 Tesla. Jejich provoz závisí na dodávkách kapalného hélia o teplotě -269°C , které funguje jako chladící médium pro cívky

magnetu. Ve stavu supravodivosti totiž dochází ke snižování elektrického odporu vodiče. Vypnout se tento typ magnetu dá vypuštěním kapalného hélia, což má za následek spolu se složitou administrací velké finanční výdaje. Finanční náklady na udržování supravodivosti ani tak nepřevyšují diagnostickou výtěžnost soustavy jako celku. (Nekula, 2007, s. 21)

Další nedílnou součástí přístroje jsou zabudované cívky. Prvními jsou volumové cívky, které jsou zdrojem elektromagnetických pulsů, které dodáním energie excitují tkáňové protony. Druhými jsou již zmíněné gradientové cívky, které slouží k narušení homogenity magnetického pole vlivem přídavných magnetických polí s proměnlivou intenzitou, a vytváří nám jakýsi souřadnicový systém. A konečně třetími jsou vyrovnávací cívky, které mají za úkol korigovat nehomogenity magnetického pole. (Žižka, 1996, s. 30)

Dalšími cívkami jsou povrchové cívky, které přikládáme přímo na povrch pacienta a slouží jako přijímače signálu z pacientova těla. Podle jejich tvarů a velikostí je užíváme na odlišná vyšetření. Můžeme zmínit hlavovou cívku pro vyšetření mozku, páteřní cívky, skupinové cívky, kde můžeme zapínat různé oblasti podle naší potřeby, dále pak ortopedické cívky, prsní cívky nebo i endorektální cívky. (Žižka, 1996, s. 30 – 31)

Intenzita magnetického pole v okolí přístroje klesá s třetí mocninou, ale i přesto je nutné užití stínění přístroje. Důvodem je eliminace narušení magnetického pole a tím pádem případná tvorba artefaktů ve výsledném obraze, ale také ochrana jiné elektroniky v okolí přístroje. Stínit můžeme jak aktivně, tak pasivně. Aktivní stínění je v podobě magnetických polí, které působí proti silnému primárnímu magnetickému poli přístroje. Pasivním stíněním se pak rozumí přídavné měděné plechy v zástavbě a ocelové pláty, které tak tvoří Faradayovu klec kolem celé vyšetřovny. (Vomáčka, 2015, s. 54)

1.7 Kontrastní látky

Základem kontrastních látek pro magnetickou rezonanci jsou cheláty obsahující gadolinium. Obecně se dá říci, že zkracují relaxační časy vlivem změn magnetických vlastností. Na T1 vážených sekvencích se to pak projevuje hypersignálitou tkáně, která byla hyposignální. Na T2 vážené sekvence nemají kontrastní látky žádný vliv. Vylučování probíhá stejně jako u jodových kontrastních látek převážně ledvinami.

V dnešní době se začínají uplatňovat kontrastní látky v oblasti onemocnění jater, sleziny, lymfatických uzlin a kostní dřeně. (Heřman, 2014, s. 36)

„Vedlejší reakce na podání kontrastní látky jsou poměrně vzácně, ale přesto platí obdobné předpisy jako pro jodové kontrastní látky“ Aktuálně jedinou závažnou komplikací je nefrogenní systémová fibróza. *„Projevuje se fibrózou kůže a pojivových tkání v celém organismu. Je prakticky neléčitelná a výjimečně může dojít až k exitu“.* (Vomáčka, 2015, s. 70)

1.8 Indikace a kontraindikace

Magnetická rezonance je nejvíce uplatňovaná v oblasti neuroradiologie při onemocněních mozku, páteře a míchy a to i v oblasti akutních indikací při poranění hlavy a páteře. Zde je potřeba zmínit její vysokou citlivost při diagnostice roztroušené sklerózy. Na CT v tomto případě plaky sklerózy nejsou vůbec pozorovatelné. Velké uplatnění má magnetická rezonance i při odhalení čerstvé ischemie mozku v jejích prvních hodinách, k tomu se používají difuzně vážené a perfuzně vážené sekvence. Druhou nejčastěji indikovanou oblastí jsou onemocnění pohybového aparátu. Magnetická rezonance má velmi dobré rozlišení při zobrazování měkkých tkání, a proto se přirozeně hodí na zobrazování dřeně, svalů, vazů, šlach, či chrupavek a tekutin. Nesporné využití je i v oblasti kardiologie a synchronizovaného zobrazování s EKG nebo při zobrazování orgánů břicha, hrudníku nebo pánve.

Absolutní kontraindikací pro magnetickou rezonanci jsou MR nekompatibilní kardiostimulátory, defibrilátory, inzulinové pumpy, kochleární implantáty nebo kovové cizí těleso v oku. Dnes se ale již běžně setkáváme s MR kompatibilními elektronickými implantáty.

Kovové materiály v těle jsou spíše relativní kontraindikací a mohou způsobit přílišné zahřátí a artefakty ve výsledném obrazu. Mezi relativní kontraindikaci řadíme samozřejmě i klaustrofobii. U těhotných žen není doporučeno provádět vyšetření magnetickou rezonancí, pokud není nutné například v oblasti vyšetření plodu a vrozených vad. (Heřman, 2014, s. 28, 29)

1.9 Sekvence MR

Sekvencí pro magnetickou rezonanci je nespočet a neustále se upravují a vylepšují, jiné jsou zase na ústupu. Samotné pojmenování je navíc velmi složité, protože názvy si určuje každý výrobce sám. (Vomáčka, 2015, s. 51)

Všechny ale principiálně vychází ze tří základních typů obrazů. T1, T2 vážený obraz a obraz vážený podle protonové hustoty.

T1 vážený obraz se hodí především pro přesný popis anatomických struktur. Tekutina se jeví hyposignálně, tuk a jiné tkáně hypersignálně. Kalcifikace a kosti jsou asignální. (Nekula 2007, s. 16 – 17)

V principu funguje provedení T1 vážené sekvence tak, že při vyslání excitačního pulsu nejsou všechny protony podélně zrelaxovány. To znamená, že složky podélné magnetizace jsou v době pulzu odlišné podle typu tkáně. Jelikož velikost příčné magnetizace závisí na velikosti podélné magnetizace, bude výsledná příčná složka po excitaci pulzem u všech protonů odlišná právě v závislosti na rychlosti relaxace jednotlivých tkání. (Žižka, 1996, s. 11 – 17)

T2 vážený obraz se naopak pro anatomické popisování nehodí, na druhou stranu je výhodný všude tam, kde chceme odlišit patologický proces. Například patologický edém. Zde je tekutina hypersignální a tuk izosignální. (Nekula 2007, s. 16 – 17)

U T2 vážené sekvence necháme naopak podélnou složku magnetizace plně zrelaxovat, tudíž všechny protony bez ohledu na typ tkáně budou mít stejnou podélnou magnetizaci. Poté vyšleme excitační puls a budeme pozorovat, jak budou protony relaxovat příčně. Ihned po vyslání pulsu budou mít všechny tkáňové protony stejně velkou příčnou magnetizaci, ovšem s odstupem času bude tuková tkáň na rozdíl od tekutiny relaxovat jinou rychlostí. V tom momentě začínáme měřit signál a zaznamenáváme obraz. Právě rozdíly v rychlosti příčné relaxace protonů nám dávají T2 vážený obraz. (Žižka, 1996, s. 11 – 17)

Obrazy vážené podle protonové hustoty již z názvu napovídají, že závisí na koncentraci protonů vodíku ve vyšetřované tkáni. Proto se tekutiny a tkáně s vysokým obsahem vody zobrazí více šedě. (Nekula 2007, s. 16 – 17)

U proton-denzitních obrazů necháme podélnou složku opět plně zrelaxovat, vysíláme excitační pulz, ale již nečekáme na projevení rozdílných časů příčných relaxací, ale

ihned měříme signál. Neprojeví se nám tak rozdíl v rychlostech ani podélné, ani příčné relaxace a obraz nám bude záviset pouze na hustotě protonů v dané tkáni. (Žižka, 1996, s. 11 – 17)

Obrazy s potlačením tuku nebo vody vznikají technikou tzv. „inversion recovery“ neboli obráceného postupu excitačních pulsů. Nejprve vyšleme 180° puls a poté až 90° puls. Přičemž 90° puls vyšleme v době, kdy tuková tkáň nebo tekutina bude mít méně procent původní podélné magnetizace než ostatní tkáň. Když tak uděláme v době, kdy tekutina bude mít 0 % původní podélné magnetizace a tuk bude mít 30 % původní podélné magnetizace, získáme tak obraz s potlačeným signálem vody na pozadí signálního tuku. Jak již víme, tak velikost příčné magnetizace závisí na velikosti podélné magnetizace. (Žižka, 1996, s. 11 – 17)

Sekvence potlačující vodu se nazývá FLAIR – (Fluid Attenuated Inversion Recovery) a využívá se zejména v diagnostice mozkových patologií. Nejvíce se používá u roztroušené mozkomíšní sklerózy, kde se hypersignálně zobrazí sklerotické plaky. Jako asignální místa v hypersignální patologii se zobrazí starší defekty vyplněné například likvorem. Na T2 váženém obraze bychom nerozlišili hypersignální likvor od patologického ložiska.

Tuk potlačující sekvence se nazývá STIR – (Short Tau Inversion Recovery) a využívá se hlavně v oblasti pohybového aparátu pro odlišení patologické hypersignální tekutiny na pozadí tmavého tuku, který by na T2 vážených obrazech byl hypersignální stejně jako tekutina. (Nekula 2007, s. 16 – 17)

Další nesmírně důležité zobrazování zejména v oblasti cévní mozkové příhody je zobrazení mozkové difuze a perfuze. K tomuto používáme tzv. „Diffusion weighted imaging“ a „Perfusion weighted imaging“ (DWI a PWI). Difuzně a perfuzně vážené obrazy jsou schopné odhalit mozkovou ischemii již v jejích prvních dvou hodinách. Perfuze nám odhalí její rozsah a difuze pak ischemické jádro. (Seidl, 2004) Princip této metody tkví v zobrazování náhodného pohybu molekul vody ve tkáni. V šedé a bílé hmotě mozkové ji můžeme používat díky rozdílným mechanismům difuze v obou hmotách. Například rychlejší bude v podélném směru axonů než kolmo na jejich průběh. Pro přesné stanovení hodnoty difuzního koeficientu tu pak máme tzv. „ADC mapy“.

Jak jsme již zmínili výše, zobrazování difuze magnetickou rezonancí je výhodné v časném odhalení mozkové ischemie, v její lokalizaci a určení jejího rozsahu, ale využívá se dnes i na poli nádorových a zánětlivých onemocnění. (Seidl, 2012, s. 67)

Angiografické sekvence můžeme u magnetické rezonance provádět i bez použití kontrastní látky, což je nesporná výhoda při provázejících kontraindikacích jiných modalit. První metodou je sekvence ToF neboli „Time of flight“, kde využíváme skutečnosti, že přitékající neexcitovaná krev se dostává do míst s již excitovanou tkání. Druhým typem je sekvence PC neboli „Phase contrast“, zde pracujeme s rozdílem ve fázi precesního pohybu příčné magnetizace, která se liší u pohybujících se předmětů, tedy v našem případě krve. Výhodou je velmi dobré potlačení okolní tkáně, nevýhodou pak velmi dlouhá doba náběru dat. Tato metoda má uplatnění v kvantifikaci toku dialyzačními shunty, srdečních chlopenních insuficiencí a k průtoku centrálním akvaduktem u hydrocefalu.

Třetí metodou již s pomocí podání paramagnetické kontrastní látky je metoda CeMRA neboli „Contrast enhanced MR angiography“. Jak jsme již zmínili, kontrastní látky zkracují relaxační časy a na T1 vážených obrazech se to pak projeví hypersignálitou dříve hyposignální tkáně. Zde je nejdůležitější správně načasování akvizice dat od podání kontrastní látky. (Seidl, 2007, s. 302–303)

2 Výpočetní tomografie

Jedná se o neinvazivní zobrazovací metodu využívající vlastností rentgenového záření procházejícím v našem případě pacientem. Rozeberme si ale nejprve jednotlivé pojmy. Výpočetní znamená, že výsledný obraz vzniká složitým počítačovým výpočtem detekovaného zeslabeného záření po průchodu tělem pacienta. Tomografie znamená, že anatomické struktury zobrazujeme v tenkých řezech. (Heřman, 2014, s. 21)

2.1 Historie

Počátky výpočetní tomografie sahají do konce sedmdesátých let dvacátého století. Do té doby se prováděly klasické RTG snímky sumačního charakteru, což znemožňovalo pohled na orgány a anatomické struktury z více stran. V obecné rovině považujeme za zakladatele radiologie německého fyzika Wilhelma Conrada Röntgena, který objevil v roce 1895 paprsky X, posléze paprsky rentgenového záření.

Samotní zakladatelé výpočetní tomografie jsou paradoxně nezávisle na sobě dva. Anglický inženýr Godfrey Newbold Hounsfield a americký fyzik Allan Macleod Cormack. Za své objevy obdrželi roku 1979 oba Nobelovu cenu. Godfrey Newbold Hounsfield své objevy učinil v laboratoři EMI-central, která své finanční zázemí získala produkcí gramofonových desek hudební skupiny Beatles. (Seidl, 2012, s. 17, 44, 45)

Od začátků výpočetní tomografie do devadesátých let minulého století, se hojně používala tzv. rotační metoda vyšetření a konvenční přístroje. To znamená, že se na každý jeden řez musel přístroj otočit kolem pacienta zvlášť a stůl se posunoval v pauzách mezi rotacemi přístroje. Bylo to časově velmi náročně řešení. Konvenční přístroje se dají rozdělit podle konstrukce rentgenky a detektorů na typ kruhový, kdy se otáčela rentgenka kolem pacienta a detektory byly statické po celém obvodu přístroje, a typ vějířový, kdy se otáčela rentgenka i s detektory, které byly uspořádány naproti do vějíře.

Z hlediska technického uspořádání, můžeme dělit přístroje na tři generace:
1. generace přístrojů: obsahovali jeden samostatný detektor, který se otáčel s rentgenkou. Rentgenový svazek byl kolimován do tužkového nebo válcového tenkého tvaru.

2. generace přístrojů: detektory opět rotovaly s rentgenkou, ale už jich bylo více v řadě za sebou, svazek byl nově kolimován do tenkého vějíře.

3. generace přístrojů: kolimace je upravena opět do ještě širšího vějíře ale detektory se rozšířily do více řad vedle sebe, což umožnilo snímat více řezů zároveň.

Za zmínku stojí přístroje čtvrté generace, kdy byly statické detektory rozmístěny po celém obvodu přístroje a rotovala pouze rentgenka. Bohužel nepřinášeli žádné zobrazovací výhody a byly ekonomicky velmi náročné jak na pořízení, tak na provoz. (Seidl, 2012, s. 45)

V dnešní době se setkáváme jen s tzv. spirálními multidetektorovými přístroji. Obsahují 64 až 320 řad detektorů, což umožňuje získávat velký počet velmi tenkých řezů o šířce 0,5 – 1,5 mm. Doba rotace rentgenky kolem pacienta se pohybuje v rozmezí 0,27 – 1 vteřiny, a její rotování funguje zároveň s posouvajícím se vyšetřovacím stolem, na pacientovi by se proto tvořila jakási pomyslná spirála. (Ferda, 2015, s. 18).

Standardem jsou i hybridní přístroje ve spojení počítačové tomografie a pozitronové emisní tomografie, popřípadě jednofotonová emisní tomografie. Rozšířené jsou i přístroje se dvěma rentgenkami v úhlu 90 stupňů, kde každá produkuje záření o jiné energii (Vomáčka, 2015, s. 45). Díky dvěma spektrům produkovaného záření tak dokážeme zjistit složení, fyzikální a chemické vlastnosti vyšetřované tkáně. Různí výrobci pak používají různé principy duální energie. Firma GE pracuje pouze s jednou rentgenkou, na které velmi rychle přepíná napětí. Je to výrobně a finančně jednodušší varianta, výhodou jsou synchronní projekce, kde na detektoru nedochází k detekci dat z rozptýleného záření z druhé rentgenky. Dvě rentgenky používá firma Siemens, kde se právě projevuje výše zmíněná nevýhoda. Projekce již nejsou synchronizované, ale máme lepší informace o spektrálním složení tkání. Siemens také používá cínové filtrace, díky které lze docílit energetické modulace výsledného spektra vzniklých fotonů. Jinak řečeno, filtrací odstraníme fotony nižších energií, které se nepodílí na tvorbě obrazu a přispívají k radiační zátěži pacienta. Novinkou je model s pouze jednou rentgenkou, kde se využívá dvojitě filtrace v podobě výše zmíněného cínu a nově zlata. Výsledkem jsou dvě spektra o různých energiích. Výrobce Philips pracuje na bázi detektorů, kde jsou detektory umístěny nad sebou v překryvu, a každá hladina je citlivá na dané spektrum záření. Projekce jsou díky tomu synchronní. Toshiba jde nejjednodušší cestou, kdy náběr dat pro dané napětí odpovídá jedné samostatné rotaci. Nevýhodou pak může být riziko pohybu pacienta mezi dvěma rotacemi. (Súkupová 2015)

2.2 Tvorba obrazu

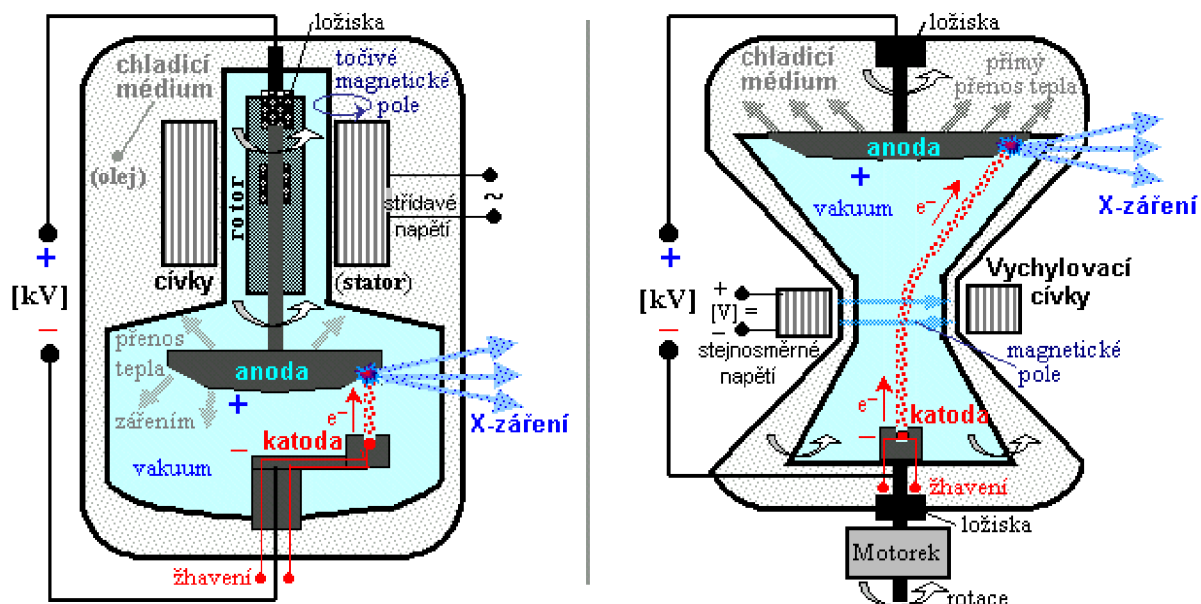
Jak jsme již zmínili, výpočetní tomografie funguje na základě výpočtu zeslabení rentgenového svazku po průchodu tkání. Výsledný zeslabený svazek je ovlivněn lineárním součinitelem zeslabení a velikostí tkáňového elementu ve směru pronikajícího paprsku. Lineární součinitel pak závisí na hustotě tkání v místě průchodu paprsku a na protonovém čísle tkání v těchto místech. Hodnoty distribuce intenzity jednotlivých rentgenových paprsků pak počítač použije při rekonstrukci obrazu metodou filtrované zpětné projekce nebo složitější iterativní rekonstrukce. Tyto metody jsou velice složité a jejich algoritmus pracuje ve smyčce, která porovnává nasbíraná „raw data“ z vyšetření a data, která si počítač jakoby znovu uměle vytvořil. Počet těchto smyček neboli iterací může být libovolný, více výpočtů znamená lepší výsledný obraz, avšak větší časovou náročnost.

Výsledný obraz je pak výsledkem vypočtených denzit jednotlivých tkání, kterým prošel rentgenový paprsek. Denzita tkáně je udávána v Hounsfieldových jednotkách (HU) pojmenovaných po vynálezci výpočetní tomografie Godfrey Newbold Hounsfieldovi. V praxi se denzita tkáně porovnává s denzitou vody, která má výchozí hodnotu 0 Hounsfieldových jednotek. Vzduch má hodnotu -1000 HU a kost se pohybuje v rozmezí 100 – 1000 HU a vyšší. Za zmínku dále stojí hodnoty provzdušněných plic -800 HU a tuku -120 až -40 HU. Měkké tkáně se pak pohybují v rozmezí 20 – 80 HU. Výsledným denzitám posléze přiřazujeme jednotlivé stupně šedi. Lidské oko ale dokáže rozlišit jen několik desítek stupňů takovéto škály, proto se každé vyšetření přizpůsobuje v závislosti na tom, jakou tkáňovou oblast chceme zrovna vidět. Podle toho si pak volíme takzvané „okno“, ve kterém budeme vyšetření pozorovat, a ve kterém bude upravená úzká škála stupňů šedi. (Ullmann)

2.3 Zdroj záření

Zdrojem záření je v našem případě rentgenka typu Straton, která uvnitř vakuového obalu rotuje jako celek, tedy katoda i anoda. Jedná se o skleněnou trubici, jejíž obsah je vyplněn vakuem, aby nedocházelo k ionizaci vzduchu a k tvorbě dalších nežádoucích elektronů. V principu se jedná o diodu s dvěma elektrodami naproti sobě, zápornou katodou a kladnou anodou. Rentgenka je chlazená olejem, který cirkuluje uvnitř zařízení. Samotné ochranné pouzdro je zevnitř vystláno olovem pro lepší stínění, svazek rentgenových paprsků pak ven vychází přes výstupní okénko, které je

ztenčené a obsahuje filtry pro homogenizaci paprsku. Povrch zařízení pak obsahuje elektronická čidla pro snímání expozičních parametrů, teploty rentgenky nebo počet expozičních. (Ullmann)



Obrázek 1 Vlevo rentgenka s rotující anodou umístěnou uvnitř rentgenky a s excentrickou katodou. Vpravo rentgenka typu Straton rotující jako celek, s vychylováním svazku elektronů pomocí magnetického pole. (Zdroj: Ullmann)

Katoda obsahuje žhavicí vlákno vyrobené pro svou vysokou tepelnou účinnost z wolframu, které je umístěno ve fokusační štěrbině. Ta svou zápornou polaritou fokusuje emitované elektrony do tenkého svazku. Používají se vlákna o dvou délkách, které tak suplují dvě ohniska, popřípadě v dnešní době se již používají ploché emitory, což jsou žhavicí tenké plíšky s tvarem obdélníku. Emitované elektrony by samovolně neletěli k anodě, pokud by neexistovalo anodové napětí, toto silné elektrické pole mezi diodami urychluje elektrony ve směru k anodě. Jelikož je katoda umístěna naproti ve středu anody, musíme elektronový svazek nějak účinně vychýlit. Dosáhneme toho tak, že na svazek budeme působit magnetickým polem produkujícím cívkami vně rentgenky. Velikost proudu na vychylovacích cívkách je závislý na urychlovacím anodovém napětí. Při vyšším anodovém napětí a stálém proudu na cívkách pro vychýlení by svazek nemusel být dostatečně vychýlen ze své dráhy a dopadal by mimo ohnisko anody.

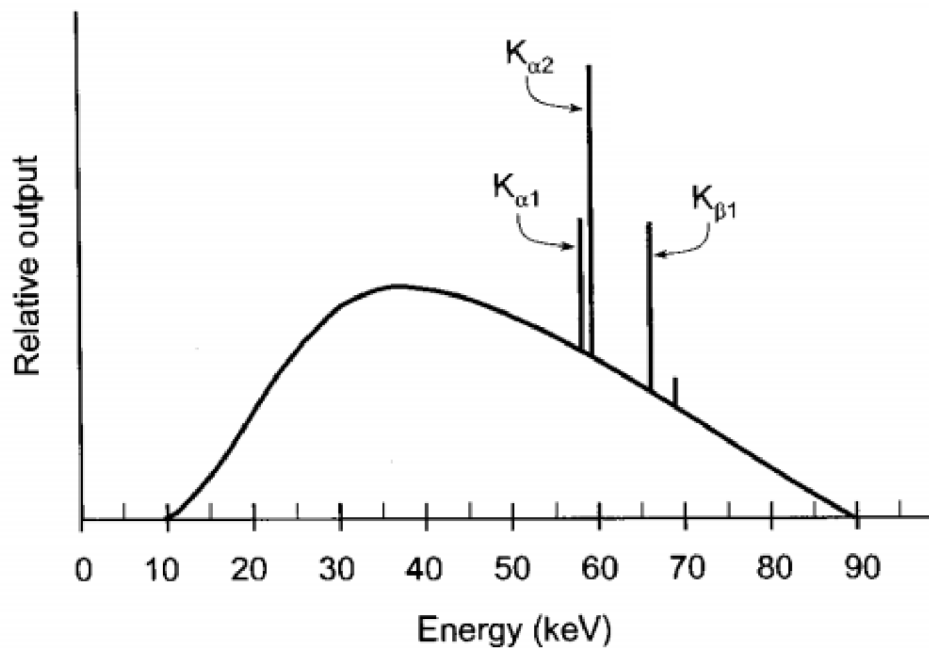
Anoda je rotující disk se zkoseným ohniskem na okrajích a je vyrobena z více vrstev materiálu. Jedná se například o wolfram legovaný rheniem a grafit což jsou materiály vysokým protonovým číslem a s vysokou elektronovou hustotou. Díky těmto vlastnostem odolává vysokému tepelnému zatížení a při interakci s elektrony je dokáže účinně a rychle zabrzdit. Při dopadu elektronů na anodu dochází k prudkému zabrzdění elektronů a vytváří se pro nás důležité rentgenové záření – paprsky X. Tento jev však doprovází velmi nízká účinnost, a proto se většina zabrzděných elektronů mění v teplo. Poměr je zhruba 99 procent tepla proti jednomu procentu vyprodukovaného brzdného záření. Pouhé jedno procento elektronů totiž dokáže proniknout k hluboko uloženým elektronovým K a L slupkám atomů anody. Zde působí silné Coulombovské síly, které dokáží elektron efektivně prudce zabrzdit za produkce brzdného X záření. Vzniká záření brzdné a charakteristické. (Ullmann)

2.4 Brzdné a charakteristické záření

Každý elektrický náboj kolem sebe vytváří elektrické pole, pokud se tento náboj pohybuje, vytváří i pole magnetické. Proto při zabrzdění elektronu dochází k produkci elektromagnetických vln. Vhodné podmínky pro produkci brzdného záření jsou tedy: těžký materiál o vysokém protonovém čísle a lehká částice (elektron). Čím více dokážeme elektron zbrzdit, tím větší je míra produkce elektromagnetického brzdného záření. Takové brzdné záření se pak projevuje spojitým spektrem s maximální energií rovné anodovému napětí. V závislosti na hloubce dosahu elektronů do atomu anody se mění energie výsledných vzniklých fotonů záření X (vlnová délka). Blíže k jádru a zpravidla slupky K jsou elektrony zabrzděny nejrychleji a vzniká tak nejtvrdší brzdné záření. Při rozptylu a zabrzdění již u povrchových slupek dochází k přeměně na měkké záření nebo na záření ve viditelném spektru. Proto vytváří spojitě spektrum, které obsahuje nejvíce fotonů o nízkých energiích. Ty však nepřispívají k tvorbě obrazu a musíme je vhodně odfiltrovat. (Ullmann)

Charakteristické záření vzniká jen v minimálním množství jako prahový efekt závislý na materiálu anody, nikoliv na energii částice. Aby vzniklo, je zapotřebí energie vyšší, než jsou vazebné energie elektronů na nejbližší slupce k jádru tedy slupce K. U wolframu je tato prahová energie 70 keV, u molybdenu pak 20 keV. Pokud by byla energie nižší, nedojde k produkci charakteristického záření ale pouze brzdného záření X. Charakteristické záření se projevuje čárovým spektrem, které vidíme jako jednotlivé

píky na pozadí spojitého spektra brzdného záření. U nejrozšířenějšího wolframu to jsou energie píků 59,3 keV a 67,2 keV. (Ullmann)



Obrázek 2 Filtrované spektrum spojitého brzdného záření a čárové spektrum v podobě píků charakteristického záření. (Zdroj: Súpková)

2.5 Interakce nepřímo ionizujícího záření

Elektromagnetické záření X může mít několik ionizačních účinků.

Fotoefekt

Jedná se o interakci fotonu elektromagnetického záření s obalem atomu. Foton svou energií rozkmitá několik slupek/orbit atomového obalu a následně elektronu na jedné z nich předá veškerou svou energii. Pokud je tato energie vyšší než vazebná energie elektronu, elektron se z obalu atomu uvolní a na své cestě dále ionizuje ostatní atomy, dokud se nezabrdí nebo nerekombinuje/spojí s jiným atomem. Fotoefekt se uplatňuje především u nižších energií v rozmezí jednotek až desítek keV. Pokud má foton vyšší energii, projevuje se vlastnostmi částicového charakteru a pravděpodobnost účinku fotoefektu klesá. V nižších energiích má foton vlastnosti vlnění. Pravděpodobnost fotoefektu závisí také na počtu elektronů neboli elektronové hustotě a na velikosti atomu. (Ullmann)

Comptonův rozptyl

Comptonův rozptyl se uplatňuje jen u volných nebo slabě vázaných elektronů na valenčních slupkách atomu. Samotný foton nezaniká, nýbrž pouze předá část své kinetické energie valenčnímu elektronu a dál pokračuje ve změněném směru s nižší energií.

2.6 Generátor, usměrňovač

Pro běžné potřeby nám stačí proud ze sítě s napětím klasických 220V popřípadě 380V. Pro potřeby urychlování částic rentgenkou, je nutné zajistit jednosměrný proud o velmi vysokém napětí. Proud ze sítě tak musíme transformovat. Transformátory jsou tvořeny soustavou cívek s odlišným vinutím, na primární cívce mění proud své napětí a tím budí magnetické pole mezi druhou cívkou. V druhé cívce tak vlivem elektromagnetické indukce vzniká opět střídavý elektrický proud ale se změnou napětí. Čím více vinutí má sekundární cívka, tím větší napětí získáme.

Aby se neměnila polarita katody a anody a záporná katoda byla záporná neustále, musíme rentgence dodávat stejnosměrný proud. Docházelo by jinak ke kolísání a polarita katody a anody by se střídala, došlo by tak k zhroucení systému. Elektrony by jednu chvíli putovali k anodě a hned zase zpátky ke katodě. Zařízení, které dokáže změnit střídavý proud na stejnosměrný, se jmenuje usměrňovač. V dnešní době se využívají polovodičové usměrňovače na bázi křemíku a germania. V principu propouští proud jen v jednom směru. Dělí se na jednofázové, kde je proud stejnosměrný ale přerušovaný a pulzující. Dále na dvoufázové, kde je proud pulzující ale nepřerušovaný a dále na vysokofrekvenční kde je stejnosměrný proud konstantní a tvar jeho sinusoidy je téměř rovný. (Vomáčka, 2015, s. 20, 21)

2.7 Detektory

V dnešní době se užívá elektronických detektorů fungujících na principu flat panelů s nepřímou konverzí záření na elektrický signál. Jedná se o soustavu velkého množství detektorů (300 – 1000) uspořádaných až do 64 řad ve tvaru vějíře o výšce cca 40°. Aby bylo umožněno detektorům rotovat s gantry, jsou s přístrojem propojeny pomocí prstenců dosedajících na sebe přes vodivé kartáčky. Je tedy vyřešena otázka propojení pomocí kabelů apod.

Detektory s nepřímou konverzí pracují na principu scintilace po dopadu ionizujícího záření na scintilační krystal, ve kterém následně vzniká viditelné světlo. To je následně převedeno pomocí soustavy polovodičových diod na elektrický signál. Scintilační krystaly a diody jsou vyrobeny z anorganických materiálů: NaI(Tl), CsI(Tl), Bi₄Ge₃O₁₂ (BGO), Lu₂SiO₅(Ce) (LSO), Lu_{1,9}Y_{0,1}SiO₅ (LYSO), CdWO₄.

Důležitými parametry jsou rozlišovací schopnost a citlivost senzoru. Rozlišovací schopnost nám určuje vzdálenost dvou objektů, ve které je ještě dokážeme zaznamenat jako dva body a nebudou nám splývat v jeden objekt. Citlivost senzoru nám říká, jaký skutečný počet fotonů dopadl na senzor a byl využit pro získání výstupního signálu. Ne všechny fotony totiž přispívají k tvorbě obrazu a jsou pohlceny materiálem senzoru. To se udává se v jednotkách detekční kvantové účinnosti. (Ullmann)

Jak již bylo zmíněno výše, detektory mohou být poskládané v podélné ose Z do několika řad. Nejmenší volitelná tloušťka řezu nám říká, jak malý je detekční element. Každý takový řez má svůj datový kanál určený pro přenos dat dále ke zpracování. V rámci rekonstrukcí je nejvýhodnější vždy zvolit nejmenší možnou tloušťku řezu, ze které lze dále rekonstruovat řezy silnější, ne však naopak. Čím tenčí řez zvolíme, tím méně bude rozptýlených fotonů, a tím lepší bude rozlišení při nízkém kontrastu. Negativem v takovém případě bude vyšší míra šumu a tudíž větší dávka na pacienta spojená s potřebou zachycení většího počtu fotonů. Samotné konfigurace detektorů mohou být rozmanité. Jednotlivé detekční elementy mohou mít po celé ploše stejnou velikost, popřípadě existují typy s většími detektory směrem k periférii a menšími směrem ke středu řady. V závislosti na vyšetřovacím protokolu je pak možné jednotlivé detektory spojovat do větších skupin a vytvářet různé varianty. (Súkupová, 2016)

2.8 Automatická modulace proudu.

Stejně jako ve skiografii, i u CT přístrojů existují technologie podílející se na snížení dávky pacienta. Principiálně se jedná o podobný proces, tedy jakmile dopadne na detektor dostatečné množství záření, dojde k ukončení expozice. Podobně jako u komůrek expoziční automatiky ve skiografii, je důležité pacienta správně vycentrovat do izocentra otáčení gantry. Regulace proudu probíhá na základě pořízeného předozadního a bočního topogramu, anebo je závislá na množství záření, které

dopadlo na detektor. U některých druhů přístrojů je modulace proudu nastavena tak, aby byl ve výsledném obraze stejný šum.

Podélná modulace proudu: provádí modulaci proudu podélně, ve směru osy Z. Typicky se jedná o přechod z oblasti krku, do oblasti plic a dále do břicha. Přirozeně plicní tkáň obsahující vzduch bude svazek zeslabovat méně. U přístrojů s mnoha detektory v podélné ose Z, je v důsledku širokého svazku, a tedy pokrytí velkého objemu nehomogenní tkáně modulace mnohem složitější. Najednou se v jednom širokém svazku nachází tkáň s různým zeslabením.

Úhlová modulace proudu: jelikož tvar axiálního řezu reálného pacienta není kulatý ale eliptický, je zapotřebí modulovat množství emitovaných fotonů i při otáčení rentgenky okolo pacienta. Tloušťka vyšetřované oblasti je například v předozadní projekci menší než v projekci bočné, a na detektory by tak nedopadlo stejné množství záření.

Orgánová modulace proudu: využívá faktu, že různé tkáně mají různou radiosenzitivitu. Tato modulace nesnižuje ani tak celkovou dávku, jaké spíše dávkovou distribuci na jednotlivé orgány. Jedná se například o prsní tkáň, kde v předozadní projekci je proud nižší, oproti projekci zadopřední, kde dojde k opětovnému navýšení proudu. Dávka na samotnou prsní tkáň tedy bude nižší, avšak dávka na plíce se zvýší. (Súkupová, 2014)

Jak jsme již uvedli níže, pro správnou funkci automatické modulace proudu je velmi důležitá centrace pacienta do izocentra gantry. Na výstupu rentgenky se nachází speciální bow tie filtr, který má za úkol homogenizovat svazek tak, aby na periferní části detektoru dopadlo stejné množství záření jako na části středové. Prakticky je filtr ve svém středu tenčí, tudíž méně zeslabuje svazek, a směrem ke stranám se jeho tloušťka zvětšuje, aby svazek zeslabil více. Pokud je pacient mimo izocentrum, funkce bow tie filtru nemůže plnit správně svou funkci. Pokud bychom pacienta posunuli vůči izocentru ve vertikální ose níže, jeho horní polovina by byla „přezářena“, naopak jeho spodní část by byla „podzářena“. Vzrostl by také šum v obraze. To samé nastává i při špatném umístění pacienta směrem do stran. Vlivem špatného zacentrování, může docházet i ke zkreslení obrazu. Pokud by byl pacient blíže k rentgence, dojde ke zvětšení, pacient bude působit objemněji. Naopak pokud bude blíže k detektorům, bude se zdát hubenější. Takto zkreslený topogram, by dále měl negativní vliv na automatickou modulaci proudu. (Súkupová, 2014)

2.9 Indikace

Výpočetní tomografie má místo metody první volby především u akutních polytraumat a u vyšetření mozku, popřípadě traumat páteře. Využívá se ale i v detekci krvácení a abscesů. Dále je časté uplatnění při stážování tumorů či identifikaci nádorových onemocnění a jejich metastáz. Dalšími indikacemi jsou možnosti vyšetření tenkého a tlustého střeva pomocí 3D virtuální enterografie a kolonoskopie či vyšetření ledvin a močových cest. Při CT vyšetření lze provádět i diagnostické biopsie nebo terapeutické drenáže tekutinových kolekcí. Kontraindikací je předchozí alergická reakce na jodovou kontrastní látku. Relativní kontraindikací může být těhotenství. (Vomáčka, 2015, s. 45, 46)

2.10 Provedení vyšetření

Při vyšetření s jodovou kontrastní látkou musí být pacient před vyšetřením nejméně 6 hodin nalačno. Musíme znát všechna pacientova onemocnění, dále pak pacientovu alergologickou anamnézu a renální funkce. Při pozitivní alergologické anamnéze musí být pacient řádně premedikován, popřípadě je u vyšetření přítomen anesteziolog. Před vyšetřením musí pacient vyplnit informovaný souhlas daného vyšetření. Při kontrastním vyšetření je pacientovi zajištěn periferní žilní přístup v podobě flexibilní kanyly, která je posléze napojena na tlakový injektor. Před samotnou akvizicí jsou nastaveny parametry pro podání kontrastní látky. Vyšetření je zahájeno plánovacími skeny neboli topogramy dané vyšetřované oblasti. Samotná akvizice dat je pak provedena v axiální rovině a díky velmi tenkým sousedícím řežům můžeme následně z hrubých „raw dat“ rekonstruovat snímky i v dalších rovinách. Provádět můžeme i rekonstrukce ve 3D, 4D a to v různých oknech. Jednotlivá vyšetření mají své přednastavené standardizované protokoly s danými akvizičními daty. Například expozice, kolimace, rychlost posuvu stolu nebo rychlost otáčení gantry. (Vomáčka, 2015, s. 44)

3 Anatomie

3.1 Mozkové žíly

Mozkové žíly neobsahují chlopně a svou stavbou mají velmi tenké stěny. Nachází se v subarachnoideálním prostoru a prostupují skrz tvrdou mozkovou plenu a pavučnici a dále se vlévají do mozkových splavů.

Krev se odvádí z mozkového kmene do míšních žil, nebo do v. basilaris, která jde po spodní straně frontálního laloku a dále pokračuje do v. magna cerebri. Dále se pak odvádí krev z mozkových hemisfér přes uskupení povrchových a hlubokých žil. Z mozečku a mozkového kmene odvádí krev do mozkových splavů infratentoriální žíly a veškerá krev nakonec ústí do bulbus superior venae jugularis internae. (Hudák, 2013, s. 15)

Povrchové žíly jsou: venae cerebri superiores odvádějící krev do sinus sagittalis superior, vena cerebri media superficialis et profunda odvádějící krev do sinus sphenoparietalis, sinus cavernosus a do vena basilaris, venae cerebri inferiores odvádějící krev do sinus transversus a sinus petrosus superior et inferior. (Hudák, 2013, s. 15)

Hluboké žíly máme: Vena cerebri interna což je párová žíla probíhající nad stropem třetí komory a odvádí krev z bazálních ganglií. Vena magna cerebri Galeni která je naopak nepárová a je tvořena soutokem levé a pravé vena cerebri interna. Do ní pak ústí vena basalis. Nakonec se po průběhu cisterna quadrigeminalis vlévá do sinus rectus. (Hudák, 2013, s. 15)

3.2 Mozkové splavy

Žilní splavy vznikly díky nesplynutí původních listů tvrdé pleny. Tyto listy tak zpevňují stěny sinusů, které jsou tvořeny fibrilárním vazivem, tedy endothelem. Oproti žilám nemohou při poškození kolabovat a jejich stěny nejsou tvořeny typickými žilními vrstvami, neobsahují chlopně a ve svém průběhu mohou tvořit otisky v lebečních kostech. Některé obsahují vazivové trámčité útvary s názvem chordae Willisii, jedná se například o sinus cavernosus který obsahuje celou síť těchto trámčitých útvarů. Mozkové splavy sbírají krev ze samotného mozku, mozkových obalů lebečních kostí a komunikují s mimolebečními žilami.

Nejkraniálněji uložený je sinus sagittalis superior, nacházející se ve střední čáře v duplikatuře tvrdé pleny falx cerebri. Do tohoto splavu se sbírá mozkomíšní mok skrze malé výběžky pavoučnice neboli Pacchioniho granulace. V místě vnitřního týlního výběžku se pak vlévá do soutoku splavů nazývajících se confluens sinuum, sinus occipitalis, sinus rectus a sinus sagittalis superior. Z tohoto soutoku poté pokračuje krev skrze párový sinus transversus dx. et. sin. dále do párového sinus sigmoideus dx. et. sin., které vyúsťují do pravé a levé jugulární žíly.

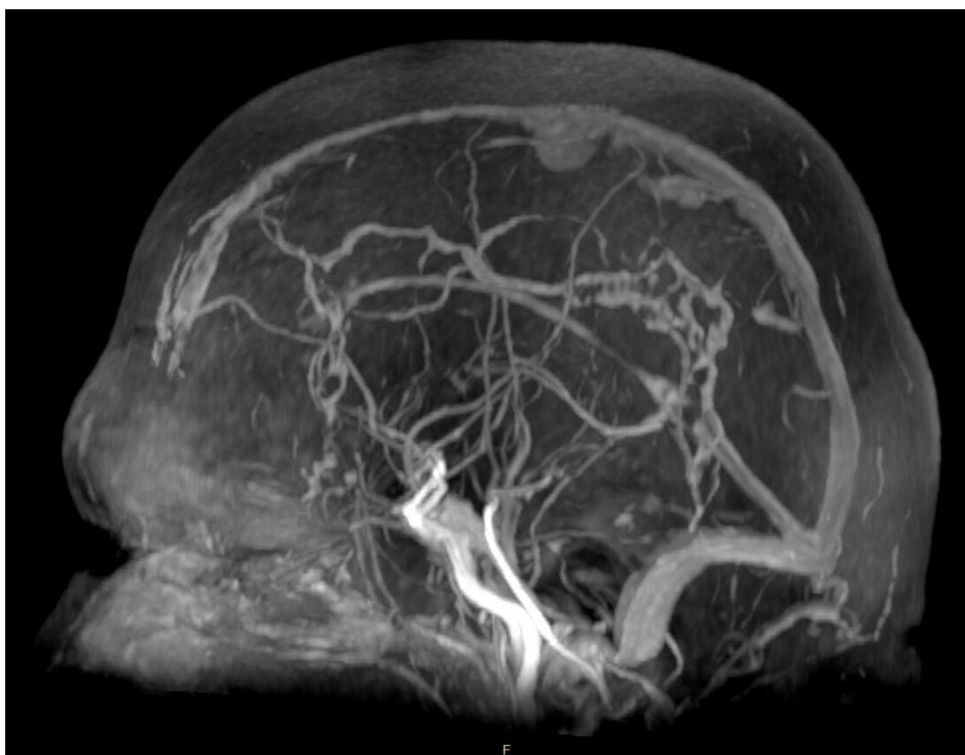
Sinus rectus je tvořen soutokem sinus sagittalis inferior uloženém v dolním okraji falx cerebri a vena magna cerebri. Celek se nachází v oblasti napojení falx cerebri na tentorium cerebelli. Do soutoku splavů confluens sinuum se dále vlévá i sinus occipitalis, který se táhne vzhůru od kraje foramen magnum.

Sinus occipitalis spojuje s plexus basilaris párový sinus marginalis, který se táhne okolo foramen magnum. Dále pak navazuje plexus basilaris komunikující s plexus venosi vertebrales interni dále na sinus cavernosus, který se táhne od fisury orbitalis superior až dále na hrot kosti skalní.

V sinus cavernosus můžeme pozorovat arteria carotis interna ale také nervy nervus oculomotorius, trochlearis, ophthalmicus a maxillaris. Sinus cavernosus je párový a jeho dvě části jsou spojeny pomocí sinus intercavernosus anterior et posterior. Krev do něj přivádí také vena ophthalmica superior a další sinus sphenoparietalis. Od sinus cavernosus odvádí krev do sinus sigmoideus spojovací sinus petrosus superior a sinus petrosus inferior který se dále vlévá do vena jugularis interna. (Čihák, 2016, s. 130 – 133)



Obrázek 3 CT Venografické vyšetření mozku – mozkové splavy, na přístroji GE Medical Systems, LightSpeed VCT. Pohled šikmo zezadu. (Zdroj: PACS FN Olomouc)



Obrázek 4 MR Venografické vyšetření mozku pomocí 2D sekvence ToF, MIP

4 Mozková žilní trombóza

Mozková žilní trombóza je velmi vážné onemocnění intrakraniálních mozkových splavů a žil, které způsobuje pestrá škála dědičných i získaných faktorů. Na poli cévních mozkových příhod se jedná o poměrně vzácné, nicméně velmi vážné multifaktoriální onemocnění. Procentuálně však tvoří pod 1 % všech cévních mozkových příhod. Příznaky mozkové žilní trombózy jsou mnohočetné a postihují obě pohlaví ve všech věkových kategoriích. Nejčastěji postiženými jsou ale ženy ve fertilním věku, kde je rizikové zejména poporodní období, užívání hormonální antikoncepce či trombofilní stavy s obrazem zvýšené srážlivosti krve s následnou trombózou. Rizikové faktory spojené s užíváním hormonální antikoncepce se z celkového počtu všech rizikových faktorů podílí více než padesáti procenty. Přes třicet procent zastupují trombofilní stavy jak genetické, tak získané. Tyto příčiny jsou celkového charakteru, do lokálních pak můžeme zahrnout příčiny infekčního charakteru, invazivní nádory anebo traumatologické stavy. (Vymazal, 2007, s. 242 – 250)

Samotné příznaky se většinou rozvíjí převážně subakutně popřípadě akutně, avšak setkáváme se i s chronickým průběhem. Jako první signál onemocnění musíme zmínit náhlé silné bolesti hlavy. Ty se zhoršují s Valsalvovým manévrem, zakašláním, kýčáním, předklonem či obecně fyzickou aktivitou. V obecné rovině se pak mozková žilní trombóza projevuje příznaky související s nitrolební hypertenzí a ložiskovým poškozením mozku. Těmi jsou zvracení, nauzea, neurologické příznaky ložiskového charakteru, městnání na očním pozadí, hemiparéza, avšak v extrému se může projevit až epileptickými záchvaty s následnou poruchou vědomí. V důsledku obstrukce na odtoku žilní krve z mozku dochází k městnání krve a zvyšování nitrolebního tlaku, kde následně může docházet k otoku mozku a venóznímu infarktu. (Neumann, 2015, s. 92 – 94)

5 Veličiny $CTDI_{vol}$ a DLP

Veličina $CTDI_{vol}$, neboli *Computed Tomography Dose Index*, je parametr sloužící k porovnání radiačního dávkového výstupu rentgenek mezi různými CT přístroji. Hodnota $CTDI_{vol}$ se nevztahuje k dávce pro konkrétní vyšetřovaný objem, ale udává hodnoty pro referenční fantom. To znamená, že pokud je vyšetřovaná oblast – pacient větší či menší než uvažovaný referenční fantom, jsou dávkové výstupy pouze nadhodnoceny nebo podhodnoceny. Pro obě veličiny tedy platí, že nejsou závislé na velikosti pacienta, ale ovlivňuje je například pitch faktor, napětí rentgenky, proud rentgenky nebo čas rotace gantry o 360° . Referenční fantom je cylindrický polymetylmetakrylátový fantom používaný ve dvou provedeních lišící se průměrem. Verze o průměru 16 cm slouží jako referenční fantom pro vyšetřování hlavy dospělého pacienta, na druhé straně verze o průměru 32 cm slouží jako referenční fantom pro vyšetřování těla dospělého pacienta. Existuje i fantom o průměru 10 cm pro potřeby vyšetřování hlavy dětského pacienta.

Hodnota DLP neboli *Dose-Length Product*, nám přidává délku vyšetřované oblasti v podélné ose pacienta. Jinak řečeno je to součin $CTDI_{vol}$ a délky vyšetřované oblasti. Stanovení $CTDI_{vol}$ se provádí měřením na polymetylmetakrylátových fantomech pomocí tužkové ionizační komory, která se do válcového vodního fantomu umísťuje do otvoru uprostřed, a následně do čtyř periferních protilehlých otvorů. Výsledné hodnoty označujeme jako $CTDI_{100,c}$ – střed fantomu, a $CTDI_{100,p}$ – periferní místa fantomu. Tímto získáme hodnotu tzv. váženého kermového indexu $CTDI_w$, který udává, jaká dávka dopadla na vyšetřovaný objem, ale nebere v úvahu dávkovou distribuci uvnitř tohoto objemu. Samotnou hodnotu $CTDI_{vol}$ pak získáme po započtení délky posunu stolu za dobu jedné rotace gantry v rozmezí 360 stupňů a velikosti kolimace svazku. Tento poměr je nazýván Pitch faktor. Obě veličiny se používají pro odhad dávky pacienta a pro stanovování referenčních diagnostických úrovní, jak národních, tak místních. (Súkupová, 2015, s. 194 – 200)

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	I24.750-S125.250	30.01	513.70	Head 16
200	Axial	I211.097-I211.097	72.33	36.17	Head 16
4	Helical	S125.500-I30.125	35.44	716.40	Head 16
Total Exam DLP:				1266.27	

1/1

Obrázek 5 Dávkový report z CT venografického vyšetření na přístroji GE Medical Systems, LightSpeed VCT. Vpravo sloupec udávající použitý referenční PMMA fantom, na který se vztahují hodnoty CTDIvol a DLP, popřípadě celková hodnota DLP za celé vyšetření. Dále zde jsou hodnoty jako rozsah skenované oblasti v mm. (Zdroj: PACS FN Olomouc)

Tyto veličiny však nelze používat pro vyhodnocení míry rizika ozáření pro konkrétní tkáň. Riziko stochastických účinků nezávisí jen na dávce, ale je nutné počítat i s různými biologickými účinky daného záření a senzitivitou tkání zastoupených ve vyšetřovaném objemu. Tuto skutečnost popisuje veličina Efektivní dávka s jednotkou Sievert (Sv). (AAPM Report no. 96, 2008, s. 11)

Pokud sečteme součiny tkáňových váhových faktorů a ekvivalentních dávek v ozářených orgánech vyšetřované oblasti, dostaneme hodnotu efektivní dávky. Tkáňový váhový faktor nám udává odlišnou radiosenzitivitu tkání a orgánů vztaženou na stochastické účinky záření. Ty nám říkají, jaká bude pravděpodobnost poškození tkáně vzhledem k rostoucí dávce. Efektivní dávkou lze popsat pouze velikost rizika stochastických účinků, nikoliv však těch deterministických, které se projeví až po překročení určité „prahové“ dávky (Hušák, 2009, s. 20, 21)

Pro určení efektivní dávky z hodnot DLP se užívá konverzního faktoru k , ten je vypočítaný pro jednotlivé části těla jako třeba hlava, hrudník, břicho, pánev a jiné. Hodnoty konverzních faktorů vychází z výpočtů pomocí Monte Carlo simulace a jsou uvedeny v následující tabulce. (Bushberg, 2021, s. 796, 797)

Tabulka 1 Hodnoty konverzních faktorů jednotlivých částí těla pro stanovení efektivní dávky na CT vyšetření. (Bushberg, 2021, s. 796, 797)

Typ vyšetření na CT	Konverzní faktor (mSv/mGy-cm)
Hlava	0,0021
Hrudník	0,017
Břicho	0,015
Břicho/Pánev	0,015
Pánev	0,015

6 Výzkum

6.1 Metodika výzkumu

Šetření k této práci bylo provedeno pomocí metody retrospektivního kvantitativního výzkumu. Byl sestaven soubor dvaceti venografických vyšetření jak pro CT, tak pro MR. Po zaznamenání původního popisu byla vyšetření anonymizována a stažena z nemocničního archivačního a obrazového systému FNOL. Následně byla tato vyšetření zpětně nahrána v již anonymizované podobě a podrobena opětovnému popisu čtyřmi vybranými radiology. Ti byli tázáni na jednoduché otázky formou dotazníku, kam následně zaznamenali své popisy. Data byla zpracována v aplikaci Microsoft Office Excel a následně pak podrobena statistické analýze v aplikaci MATLAB – MathWorks. Ke zpracování použil statistik metodu Fleissova kappa. Ta srovnává míru shody mezi více než dvěma hodnotiteli. Z nemocničního archivačního a obrazového systému byla stažena i data o dávkové distribuci všech vyšetření a o demografickém složení výzkumného souboru.

6.2 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvoří čtyřicet venografických vyšetření provedených ve Fakultní nemocnici města Olomouc v letech 2017 až 2020. Dvacet z nich bylo provedeno pomocí výpočetní počítačové tomografie a zbylých dvacet pomocí magnetické rezonance. Tento výzkumný soubor tvoří pacienti jak mužského, tak ženského pohlaví starších osmnácti let, a to ve věkové skupině dvacet až osmdesát let. Mužská skupina tvořila celkem třináct pacientů, žen bylo celkem dvacet sedm.

6.3 Metoda sběru dat

Získání dat bylo schváleno Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci a také bylo podloženo souhlasem Fakultní nemocnice Olomouc. Vyšetření byla v daném období provedena na přístroji výpočetní tomografie od společnosti GE Medical Systems, konkrétně model LightSpeed VCT. U magnetické rezonance se jednalo o přístroj společnosti Siemens s modelovým názvem Avanto Aera. Jelikož u většiny MR venografických vyšetření se používá obecný popis pro angiografické vyšetření, bylo k získání základního souboru pacientů nutné zažádat o výpis angiografických vyšetření, a ty posléze postupně podrobit rozklíčování přes žádankový modul FNOL. Tam se přesně potvrdilo, zdali se jedná o venografii či nikoliv. Poté byla tato vyšetření dohledána v obrazovém archivačním a komunikačním

systemu PACS (PACS – picture archiving and communication system). Z nalezených venografických vyšetření jsme vybrali především ta, která se jevila náročná na popis a dále pak kombinace CT i MR u jednoho pacienta v krátkém časovém rozmezí. Následná anonymizace těchto vybraných vyšetření probíhala prostřednictvím IT pracovníka FNOL, který vyšetření stáhl a anonymizoval podle předem zadaných kritérií. Tento soubor byl posléze opět nahrán do obrazového úložiště ovšem již do složky „archiv“. Zde pak byla dostupná pod číselnými identifikátory pro následný popis. Z obrazového archivačního a komunikačního systému byla dále ze záložky „nález“ nasbírána data o původních popisech venografických vyšetření mozku, z „dose reportu“ každého CT vyšetření byla stažena data o dávkovém výstupu CT přístroje $CTDI_{vol}$ a DLP, a v poslední řadě byly zaznamenány informace z DICOM hlavičky každého vyšetření o věku pacientů nebo délce vyšetření na magnetické rezonanci.

6.4 Provedení výzkumu

Výzkum byl realizován za pomoci dotazníku v aplikaci Google Formuláře, který byl online přístupný čtyřem námi vybraným radiologům. Ti měli přístup do obrazového archivačního a komunikačního systému (PACS – picture archiving and communication system), kde realizovali opětovné popisy venografických vyšetření. Finální popis však nebyl slovní, nýbrž se jednalo o zodpovídání otázek typu *ano/ne (hodnoty 1 a 0)* formou již výše zmiňovaného Google formuláře. V něm byly položeny následující otázky:

1. Číslo vyšetření: (sedmimístné, nutné k přiřazení)
2. Objevila se hypoplazie splavu? (Ano/ne)
3. Pokud ano, tak kde?

Hodnotitelé vybírali z možností: Sinus sagittalis superior, Sinus sigmoideus dx., Sinus sigmoideus sin., Sinus transversus dx., Sinus transversus sin., Sinus rectus, Vena jugularis interna dx., Vena jugularis interna sin.

4. Objevila se trombóza splavu? (Ano/ne)
5. Pokud ano, tak kde?

I zde radiologové vybírali z možností: Sinus sagittalis superior, Sinus sigmoideus dx., Sinus sigmoideus sin., Sinus transversus dx., Sinus transversus sin., Sinus rectus, Vena jugularis interna dx., Vena jugularis interna sin.

6. Jak jste si byl/a jistý/á popisem? (1 = jistý, 5 = nejistý)

7. Překážely při popisu artefakty? (Ano/ne)
8. Dal/a byste jednoduše přednost CT nebo MR? (Ano/ne)

6.5 Metoda zpracování dat

Anonymizované výsledky dotazníku byly zpracovány a zaneseny do programu Microsoft Office Excel, kde se staly součástí tabulek sloužících ke zpracování statistikem. Tabulky poskytnuté statistikovi obsahovaly údaje jako číslo vyšetření, typ vyšetřovací modalit, výsledky původního popisu zjištěné z nálezu v nemocničním obrazovém úložišti a výsledky popisů čtyř vybraných radiologů. Kódování výsledků se pohybovalo v rozmezí 1 a 0, neboli „ano/ne“. Pro porovnání míry shody mezi čtyřmi radiology, tedy mezi více než dvěma hodnotiteli, byla použita statistická metoda Fleissova kappa. Data byla zpracována statistikem pomocí programu MATLAB – MathWorks. Fleissova kappa na rozdíl od Cohennova kappa neporovnává míru shody u nanejvýš dvou, ale u několika hodnotitelů. Jinak řečeno porovnává konzistentnost jejich hodnocení s hodnocením, které by odpovídalo náhodě. Pokud by došlo k absolutní shodě, pak by koeficient kappa byl = 1. Pokud by mezi jednotlivými hodnotiteli nebyla shoda, taková, která by se dala očekávat náhodou, pak by koeficient kappa byl ≤ 0 .

$$\kappa = \frac{\bar{P} - \bar{P}_e}{1 - \bar{P}_e}$$

$$\bar{P} = \frac{1}{Nn(n-1)} \left(\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^k n_{ij}^2 - Nn \right)$$

$$\bar{P}_e = \sum_{j=1}^k p_j^2$$

$$p_j = \frac{1}{Nn} \sum_{i=1}^N n_{ij}$$

P vyjadřuje pozorovanou shodu hodnotitelů a P_e vyjadřuje očekávanou shodu hodnotitelů. N vyjadřuje počet vzorků, tedy počet hodnocených vyšetření a n je počet hodnotících radiologů, k je počet tříd, tedy například prokázání trombózy ano/ne. n_{ij} udává počet hodnocení, které přiřadily i -tý vzorek do j -té třídy. Jelikož je počet tříd

v našem případě vždy stejný, jsou hodnoty kappa pro různé počty pacientů a hodnotitelů porovnatelné.

Tabulka 2: Slovní hodnocení míry shody podle velikosti hodnoty Kappa koeficientu

Kappa	Míra shody hodnotitelů
0,00 – 0,20	Velmi nízká
0,21 – 0,40	Slabá
0,41 – 0,60	Průměrná
0,61 – 0,80	Nadprůměrná
0,81 – 1,00	Dokonalá

6.6 Výzkumné cíle a hypotézy

Cíl č. 1: Porovnat původní popisy venografických vyšetření s popisy čtyř vybraných radiologů.

Hypotézy k cíli č. 1:

H1₀: Mezi původními popisy venografických vyšetření a popisy venografických vyšetření vybraných čtyř radiologů panuje vzájemná shoda.

H1_A: Mezi původními popisy venografických vyšetření a popisy venografických vyšetření vybraných čtyř radiologů nepanuje vzájemná shoda.

Cíl č. 2: Porovnat popisy venografických vyšetření mezi čtyřmi radiology.

Hypotézy k cíli č. 2:

H2₀: Mezi čtyřmi radiology není v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

H2_A: Mezi čtyřmi radiology je v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

Cíl č. 3: Porovnat popisy venografických vyšetření mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací.

Hypotézy k cíli č. 3:

H3₀: Mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací není v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

H3_A: Mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací je v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

Cíl č. 4: Srovnat jistotu popisu mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací

Hypotézy k cíli č. 4:

H4₀: Radiologové po atestaci mají stejnou úroveň jistoty při popisu jako radiologové před atestací.

H4_A: Radiologové po atestaci nemají stejnou úroveň jistoty při popisu jako radiologové před atestací.

Cíl č. 5: Srovnat počítačovou tomografii s magnetickou rezonancí na základě počtu artefaktů obrazu uvedených v popisech jednotlivých radiologů.

Hypotézy k cíli č. 5:

H5₀: Magnetická rezonance vykazuje stejné množství obrazových artefaktů v zobrazování mozkového žilního systému než výpočetní tomografie.

H5_A: Magnetická rezonance vykazuje jiné množství obrazových artefaktů v zobrazování mozkového žilního systému než výpočetní tomografie.

Cíl č. 6: Zjistit, zdali je preferenční volba vyšetřovací modalit (CT/MR) závislá na jistotě popisu radiologa.

Hypotézy k cíli č. 6:

H6₀: Není souvislost mezi jistotou popisu a preferencí vyšetřovací modalit radiologem.

H6_A: Je souvislost mezi jistotou popisu a preferencí vyšetřovací modalit. .

7 Výsledky

7.1 Trombóza

Čtyři hodnotitele můžeme rozdělit do dvou skupin, jednu zastupují radiologové před atestací a druhou radiologové atestovaní. Nejprve se však podíváme na srovnání popisu všech našich hodnotitelů s původním nálezem na obou modalitách. Při hodnocení trombózy se radiologové s původním hodnocením shodovali v intervalu kapa koeficientu [0,3345; 0,3855], míra shody byla v porovnání s původním nálezem $\kappa = 0,36$, podle slovního hodnocení tedy „slabá“. Avšak pokud tuto hodnotu srovnáme s hodnotou shody pouze mezi našimi vybranými hodnotiteli bez původního nálezu, je v řádu jedné desetiny vyšší. S původním popisem se radiologové shodují tedy více než vzájemně mezi sebou, tady je interval kapa koeficientu v rozmezí [0,2308; 0,2967] a hodnota kapa koeficientu = 0,2637.

V následující tabulce si můžeme udělat přehled pro srovnání. První řádek a sloupec odpovídá jednotlivým hodnotitelům a na prvním místě původnímu nález. Barevná pole označují shody na úrovni téměř náhody. Budeme-li brát v potaz původní nález, všichni hodnotitelé se napříč skupinami shodují na hladině slovního hodnocení shody „průměrná“. Naopak mezi sebou se popisy blíží náhodně shodě, v jednu případě se radiologové shodují „průměrně“ a v jednom dokonce „nadprůměrně“.

Tabulka 3 Hodnocení trombózy - srovnání kapa koeficientů mezi hodnotiteli.

	Původní nález	Atestovaný 1	Atestovaný 2	Neatestovaný 1	Neatestovaný 2
Původní nález	1	0,52	0,48	0,48	0,48
Atestovaný 1	0,52	1	0,07	0,61	0,2
Atestovaný 2	0,48	0,07	1	0,14	0,43
Neatestovaný 1	0,48	0,61	0,14	1	0,14
Neatestovaný 2	0,48	0,2	0,43	0,14	1

Pokud bychom tedy porovnávali naše hodnotitele pouze s původním hodnocením, pohybovali bychom se v prvním řádku, popřípadě zrcadlově v prvním sloupci. Celkový

počet chyb, které hodnotitelé provedli v rámci popisu trombozy, a ve vztahu k původnímu hodnocení je 32. Z toho 21 je falešně negativních, kdy nebyla správně rozpoznána tromboza, zbylých 11 jsou falešně pozitivní nálezy s nadhodnocenou trombózou.

Tam, kde hodnotitelé úspěšně popsali trombózu ve vztahu k původnímu hodnocení, je zajímavá bilance nadhodnocených a podhodnocených splavů. Počet splavů popsanych navíc je 11, versus 24 splavů, které zůstaly nepopsané.

7.2 Srovnání trombozy v rámci modalit

Zůstáváme stále u popisu trombozy, ale zaměříme se na jednotlivé modalities, tedy výpočetní tomografii a magnetickou rezonanci. V případě vyšetření na CT se hodnotitelé v porovnání s původním nálezem shodují lehce méně, avšak bez výrazného rozdílu třídy hodnocení. Interval kappa koeficientu se pohybuje v rozmezí [0,2938; 0,3659] a jeho hodnota kappa = 0,3298. Stejný minimální rozdíl v řádech setin avšak lehce směrem k lepšímu platí i v porovnání hodnotitelů pouze mezi sebou. Zde je hodnota kappa koeficientu 0,28. Podle slovního hodnocení výsledky odpovídají kategorii „slabá“.

V případě vyšetření na magnetické rezonanci se hodnotitelé ve srovnání s původním nálezem shodují mírně více, avšak jen s minimálním rozdílem v řádech setin. Zde je hodnota kappa koeficientu 0,38. Opět minimální rozdíl je ve srovnání pouze mezi čtyřmi hodnotiteli. Hodnota kappa koeficientu pak vychází kappa = 0,24.

Z takovýchto výsledků tedy nelze prokazatelně říci, na které modalitě jsou hodnotitelé úspěšnější. Byť můžeme pozorovat rozdíl čtyř setin ve prospěch CT, je tento rozdíl natolik malý, abychom ho považovali za významný. Upřesněním pak může být uvedení průměrné jistoty popisu každého radiologa u svých výsledků. Každý uvedl míru, jakou si byl jist svým popisem v rozmezí známkování ve škole, tedy 1 – 5. U vyšetření na CT se průměrná jistota všech radiologů pohybuje mírně výše než u vyšetření na magnetické rezonanci. CT = 2,05; MR = 2,63. Důvodem může být zkušenost v rámci dané modalitě anebo citlivost dané modalitě na množství artefaktů. Na magnetické rezonanci bylo popsáno více artefaktů.

V rámci osobní preference by pak 3 ze 4 hodnotitelů upřednostnili CT před magnetickou rezonancí.

Na magnetické rezonanci byl výrazně vyšší počet falešně negativních nálezů (nepoznaných trombóz). Ačkoliv celkový počet chyb hodnotitelů ve vztahu k původnímu hodnocení byl pro obě modalit vyrovnaný, u magnetické rezonance je bilance dvojnásobně vyšší, 14 ku 7 falešně negativním nálezům na CT. Naproti tomu na CT bylo více falešně pozitivních nálezů, tedy počet nadhodnocených trombóz 9 ku 2 v porovnání s MR.

7.3 Hypoplazie

V případě hypoplazie se radiologové s původním hodnocením shodovali v intervalu kappa koeficientu [0,3353; 0,3863], zde je hodnota míry shody v porovnání s původním nálezem rovna 0,36. Tak jako v případě stejného srovnání u trombózy je míra shody podle slovního hodnocení „slabá“, pokud ale tuto hodnotu porovnáme s hodnotou shody pouze mezi čtyřmi radiology bez původního nálezu, dostáváme se na hodnotu kappa = 0,43 pohybující se v intervalu [0,3920; 0,4578]. To odpovídá slovnímu hodnocení „shoda průměrná“. Následující tabulka opět ukazuje přehled pro všechny kategorie hodnotitelů včetně původního nálezu. Červeně jsou vybarvena pole s hodnotami odpovídající náhodné shodě.

Tabulka 4 Srovnání kappa koeficientů mezi hodnotiteli pro hypoplazii

	Původní nález	Atestovaný 1	Atestovaný 2	Neatestovaný 1	Neatestovaný 2
Původní nález	1	0,23	0,4	0,09	0,16
Atestovaný 1	0,23	1	0,59	0,49	0,45
Atestovaný 2	0,4	0,59	1	0,2	0,43
Neatestovaný 1	0,09	0,49	0,2	1	0,34
Neatestovaný 2	0,16	0,45	0,43	0,34	1

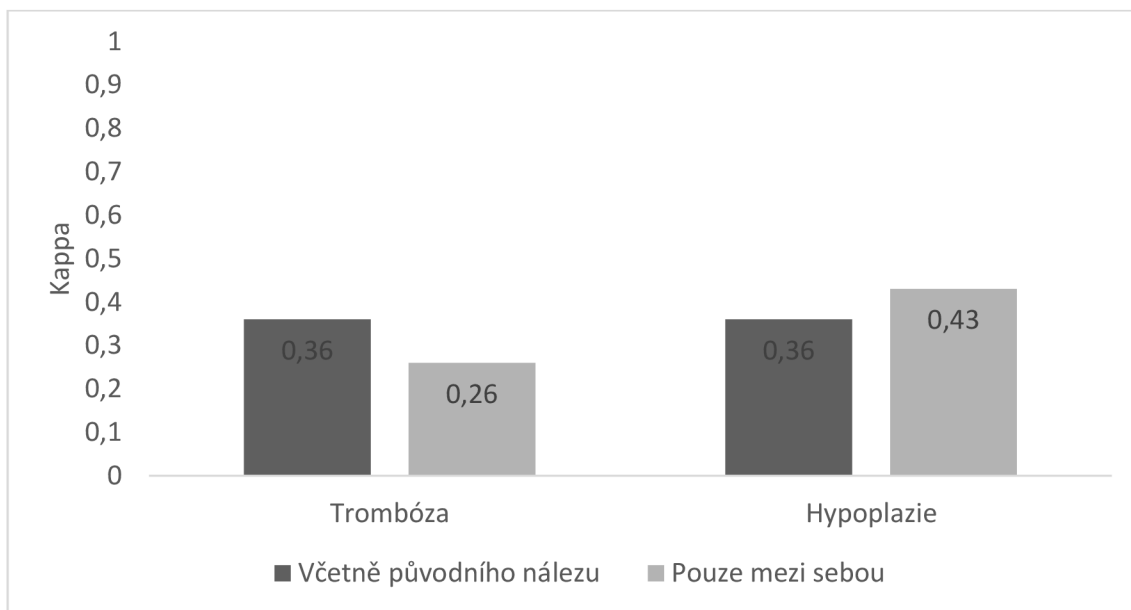
Situace v porovnání s popisem trombózy je zde opačná, radiologové se až na jednu výjimku ve srovnání s původním nálezem blíží hodnocení odpovídající náhodné shodě. Mezi sebou se však až na jednu výjimku shodují „průměrně“.

Celkový počet provedených chyb v rámci popisu hypoplazie, a ve vztahu k původnímu hodnocení je 55. Z celkového počtu je 8 falešně negativních, kdy nebyla správně popsána hypoplazie, 48 chyb jsou falešně pozitivní nálezy s nadhodnocenou hypoplazií. Z tohoto zjištění vyplývá, že v popisování hypoplazie je velká převaha nadhodnocených nálezů vůči správně popsaným. Tato bilance je ve srovnání s popisem trombózy přesně opačná, u té bylo nejvíce nepopsaných nálezů a k nadhodnocování docházelo méně. Součty chyb jsou pro všechny čtyři hodnotitele, tudíž dohromady ze čtyř sad vyšetření. Celkem se tedy chyby týkají 160 vyšetření. U správně popsaných hypoplazií v porovnání s původním popisem hodnotitelé nadhodnotili celkem 20 splavů. Podhodnocených bylo téměř o polovinu méně a to 11. Jak již bylo zmíněno výše, nadhodnocování nálezů u hypoplazie tam kde původně nebyly, je mnohem častější.

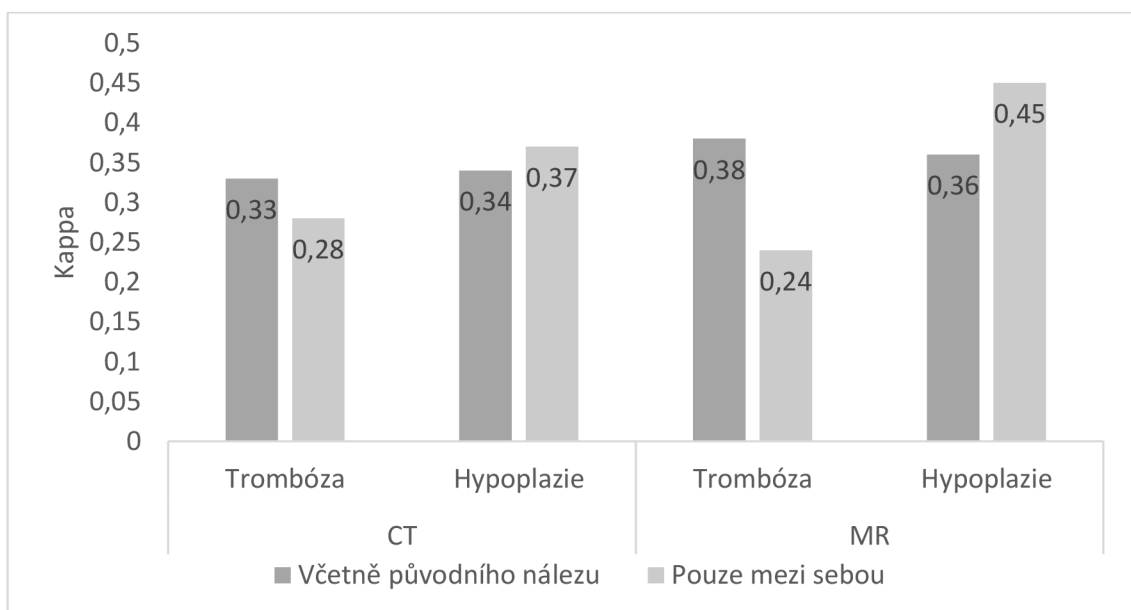
7.4 Srovnání hypoplazie v rámci modalit

Jak v případě magnetické rezonance, tak v případě výpočetní tomografie se ve srovnání s původním nálezem radiologové poměrně shodují. Pro MR je hodnota kappa koeficientu $\kappa = 0,36$ a jeho interval je $[0,3239; 0,3961]$. Pro CT je hodnota kappa koeficientu obdobná, a to $\kappa = 0,34$ s intervalem pohybujícím se v rozmezí $[0,3060; 0,3782]$. Co se týká srovnání radiologů pouze mezi sebou na CT, je míra shody proti magnetické rezonanci již lepší. Tedy lze říci, že se hodnotitelé na CT mezi sebou shodují lépe než na MR. Hodnota kappa se rovná $0,45$, s intervalem v rozmezí $[0,4078; 0,5009]$. Pro CT pak vychází hodnota kappa koeficientu $0,37$ v intervalu $[0,3270; 0,4201]$.

Jistota jednotlivců v jejich popisech je, jak již bylo zmíněno v kapitole „trombóza“ $2,05$ u CT a $2,63$ u MR. Jistější si tedy byli více na výpočetní počítačové tomografii. Na druhou stranu právě na CT se nasčítal největší počet chyb, 30 versus 25 na MR. Tento rozdíl tvořily převážně falešně negativní nálezy. Nadhodnocených nálezů, tedy nálezů popsaných navíc, je 24 na CT versus 22 na MR. Na magnetické rezonanci můžeme pozorovat i rozdíl v chybovosti mezi atestovanými a neatestovanými. Atestovaní si zde dle předpokladů vedli lépe než radiologové bez atestace, a to s více než o polovinu menším počtem chyb.



Graf 1 Srovnání míry shody hodnotitelů v rámci popisu trombózy a hypoplazie. Porovnání s původním nálezem a poté pouze v rámci skupiny hodnotících radiologů.



Graf 2 Srovnání míry shody hodnotitelů v rámci modalit (CT a MR). Porovnání v kategoriích trombóza/hypoplazie, dále srovnání s původním nálezem a pouze mezi samotnými hodnotiteli.

7.5 Atestování vs. neatestování radiologové

V rámci popisu trombózy a srovnání s původním popisem se atestování i neatestování shodují „průměrně“. Jedná se o hodnoty $\kappa = 0,48$ a pro jednoho atestovaného jedince $0,52$. Mezi oběma skupinami ale nepanuje očekávaný rozdíl, tedy alespoň v rádech jedné kategorie. Míra shody uvnitř těchto skupin mezi jednotlivci je poměrně velmi rozdílná. Například jen atestování se mezi sebou shodují na úrovni náhodné shody s hodnotou κ koeficientu $0,07$, na druhé straně i neatestování mají mezi sebou naprosto náhodnou shodu s hodnotou κ koeficientu $0,14$. A nakonec v porovnání jednotlivců napříč dvěma skupinami platí vždy, že se jeden atestovaný shoduje na poměrně dobré hladině s jedním neatestovaným, hodnota $\kappa = 0,41$ nebo $0,61$ („průměrná až nadprůměrná“), avšak s druhým je hladina shody opět blízká náhodné shodě, hodnota $\kappa = 0,14$ nebo $0,2$. Při popisu pouze trombózy se tedy s původním popisem shoduje každý z hodnotitelů na hladině slovního ohodnocení odpovídající průměrné shodě. Uvnitř mezi sebou si ale skupina jak atestovaných, tak neatestovaných ve shodě hodnocení odpovídá na hranici náhodné shody.

Zajímavější výsledky se objevily až v kategorii týkající se popisu hypoplazie. Tedy v případech, kdy srovnáme popisy radiologů s původním nálezem. Zde se atestování hodnotitelé shodovali alespoň o jednu kategorii lépe. Byť se nejedná opět o výrazný výsledek, lehký rozdíl splnil očekávání, které bylo kladeno právě na skupinu atestovaných radiologů. Ti se s původním popisem shodují těsně pod hladinou odpovídající „průměrné“ shodě. Hodnotami κ koeficientu odpovídající $\kappa = 0,42$. Proti tomu neatestování radiologové se již blíží hranici náhodné shody s hodnotou $\kappa = 0,23$.

Statisticky významnější jsou pak výsledky, pokud srovnáme hodnotitele uvnitř těchto dvou skupin mezi sebou. Zde se atestování mezi sebou shodují s hodnotou $\kappa = 0,59$, naopak neatestování s hodnotou $\kappa = 0,34$. To odpovídá slovnímu hodnocení shody „průměrná“, lehce pod hranicí shody „nadprůměrná“, a hladině shody „slabé“.

Nakonec pokud ještě porovnáme míru shody mezi oběma skupinami navzájem, vyjde ve třech případech ze čtyř průměrná shoda na hodnotách $\kappa = 0,43$ až $0,49$ a v jednom případě je míra shody blízká náhodě $\kappa = 0,2$. V popisování hypoplazie se naopak hodnotitelé při svých popisech blíží téměř náhodné shodě anebo

podprůměrné shodě. Uvnitř mezi sebou si pak skupiny jak atestovaných, tak neatestovaných ve shodě hodnocení odpovídají na hranici průměrné shody.

Výrazné rozdíly mezi atestovanými a netestovanými nepanují ani co se týká nadhodnocování/podhodnocování nálezů a samotných splavů. Jediná kategorie, u které se dá pozorovat jisté odlišení je počet nadhodnocených anebo nepopsaných splavů u hypoplazie. Zde jsou atestovaní radiologové opatrnější a nadhodnocují méně, zároveň však mají vyšší bilanci splavů, které vůči původním nálezům nepopsali. Neatestovaní radiologové si dovolují popisovat navíc větší procento splavů, s tím souvisí i větší úspěšnost ve shodě s původním nálezem. V případě popisu trombózy již taková pravidelnost ve výsledcích nejde pozorovat, zde jsou výsledky nezávislé na atestaci jednotlivců.

V porovnání modalit již byly hodnoty kappa koeficientů vyšší. V průměru na obou se mezi sebou více shodovali atestovaní radiologové, největší rozdíl převládá u výpočetní počítačové tomografie. U té dosáhli atestovaní jedinci hodnoty kappa = 0,68 proti neatestovaným s hodnotou kappa = 0,3. Slovně tedy hodnota „nadprůměrná“ proti hodnotě „slabé“. Na magnetické rezonanci je rozdíl trochu menší, avšak opět pozitivní u radiologů s atestací. Ti zde měli hodnotu míry shody kappa = 0,5 proti radiologům bez atestace s hodnotou míry shody kappa = 0,34. Slovně tedy „průměrná“ versus „slabá“.

7.6 Stanovení efektivní dávky

Pro stanovení efektivní dávky z dávkového reportu na výpočetní tomografii je nutné provést přepočítání pomocí konverzního faktoru k . Ten je specifický pro danou vyšetřovanou část těla pacienta a byl vypočítán pomocí Monte Carlo simulací. Jeho hodnoty jsou uvedeny v tabulce níže a vztahují se na jednotku efektivní dávky (mSv) a součinu délky vyšetřované oblasti s dávkou (mGy-cm). V našem výzkumném souboru jsme tedy sečetli výsledné hodnoty DLP a vypočítali průměrnou DLP. Po vynásobení konverzním faktorem pro vyšetření hlavy o hodnotě 0,0021 nám vychází hodnota efektivní dávky **2,62 mSv**. Pro srovnání, průměrná efektivní dávka z přírodního pozadí v ČR za rok je 2,2 mSv, pro zadopřední snímek hrudníku je hodnota efektivní dávky 0,02 mSv. Národní diagnostické referenční úrovně pro CT vyšetření hlavy stanovují hodnotu pro DLP 1100 mGy-cm, to znamená, že po vynásobení

konverzním faktorem dostaneme efektivní dávku 2,31 mSv. Limitou tohoto srovnání je různá délka skenované oblasti pro každého pacienta.

Tabulka 5 Hodnoty konverzních faktorů jednotlivých částí těla pro stanovení efektivní dávky na CT vyšetření.

Typ vyšetření na CT	Konverzní faktor (mSv/mGy-cm)
Hlava	0,0021
Hrudník	0,017
Břicho	0,015
Břicho/Pánev	0,015
Pánev	0,015

8 Ověření platnosti hypotéz

Cíl č. 1: Porovnat původní popisy venografických vyšetření s popisy vybraných čtyř radiologů.

Hypotézy k cíli č. 1:

H1₀: Mezi původními popisy venografických vyšetření a popisy venografických vyšetření vybraných čtyř radiologů panuje vzájemná shoda.

H1_A: Mezi původními popisy venografických vyšetření a popisy venografických vyšetření vybraných čtyř radiologů nepanuje vzájemná shoda.

V rámci zkoumání míry shody mezi čtyřmi radiology a původním nálezem, jsme se zaměřili na kategorie popisu trombózy a hypoplazie. Hodnocení se týká jak obou modalit zároveň, tak zvláště modality CT a MR. Hodnota kappa koeficientu pro trombózu je 0,36, což je shoda „slabá“. V rámci trombózy je pak shoda pouze na CT 0,33, pro MR je to 0,38. Hodnota kappa koeficientu pro hypoplazii je rovněž jako u trombózy 0,36, tedy se jedná opět o shodu „slabou“. V rámci hypoplazie jsou pak hodnoty pro obě modality také v kategorii shody „slabé“, a to 0,34 pro CT a 0,36 pro MR. Proto můžeme s jistotou říci, že mezi hodnotiteli a původním popisem nepanuje signifikantní shoda.

Ze stanovených hypotéz nabývá na platnosti hypotéza **H1_A**: Mezi původními popisy venografických vyšetření a popisy venografických vyšetření vybraných čtyř radiologů nepanuje vzájemná shoda.

Cíl č. 2: Porovnat popisy venografických vyšetření mezi čtyřmi radiology

Hypotézy k cíli č. 2:

H2₀: Mezi čtyřmi radiology není v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

H2_A: Mezi čtyřmi radiology je v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

Pokud se podíváme na hodnoty míry shod pouze uvnitř spiny čtyř hodnotitelů, pohybujeme se opět v kategorii slovního hodnocení shody „slabé“, Pro trombózu je hodnota kappa koeficientu rovna 0,26. Stejně kategorické hodnocení platí i v rámci

trombózy na jednotlivých modalitách, zde se radiologové na CT shodují s hodnotou kappa 0,28, na magnetické rezonanci je to pak 0,24. Jistý rozdíl můžeme pozorovat v rámci kategorie hypoplazie, zde se shoda jen mezi radiology naopak zvýšila a nabývá hodnoty 0,43. Ruku v ruce s tím jde i mírný nárůst shod pro CT, kde je kappa koeficient roven 0,45, a pro MR, kde je kappa koeficient roven 0,37. Čtyři hodnotitelé se tedy u hypoplazie na CT shodují lépe než na MR. Slovně bychom napsali „průměrně“. I přesto je míra shody v celém spektru až na tuto výjimku slabá.

Ze stanovených hypotéz nabývá na platnosti hypotéza **H2A**: Mezi čtyřmi radiology je v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

Cíl č. 3: Porovnat popisy venografických vyšetření mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací.

Hypotézy k cíli č. 3:

H3₀: Mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací není v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

H3_A: Mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací je v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

V hodnocení popisu trombózy se objevila „průměrná“ shoda ve vztahu k původnímu popisu. Jedná se o hodnoty kappa koeficientu 0,48; 0,52 a 0,48; 0,48. S původním nálezem se však shodují stejně jak atestovaní radiologové, tak radiologové bez atestace. Mezi sebou se atestovaní shodují na hladině téměř náhodné shody, stejně tak neatestovaní. Paradoxně nadprůměrné shody se objevily mezi atestovanými s neatestovanými. Opačné výsledky panují v hodnocení popisu hypoplazie, zde se radiologové s původním popisem shodují „slabě“. U atestovaných jsou hodnoty kappa koeficientů 0,23 a 0,4, tedy pouze jeden atestovaný radiolog se shoduje s původním nálezem. U neatestovaných se hodnoty blíží téměř náhodné shodě, tedy 0,09 a 0,16. Mezi sebou se atestovaní shodují na rozhraní hladin míry shody „průměrné“ a „nadprůměrné“, tedy 0,59. Neatestovaní se shodují „slabě“, a to s hodnotou kappa koeficientu 0,34. Jedině zde se dá pozorovat jistý statisticky významný rozdíl.

I přesto ze stanovených hypotéz nabývá na platnosti hypotéza **H3o**: Mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací není v popisech venografických vyšetření signifikantní rozdíl.

Cíl č. 4: Srovnat jistotu popisu mezi zkušenými radiology po atestaci a nezkušenými radiology před atestací.

Hypotézy k cíli č. 4:

H4o: Radiologové po atestaci mají stejnou úroveň jistoty při popisu jako radiologové před atestací.

H4A: Radiologové po atestaci nemají stejnou úroveň jistoty při popisu jako radiologové před atestací.

Jistotu popisu hodnotili radiologové známkováním jako ve škole. Tedy číslo jedna jako „nejlepší jistota“ a číslo pět jako „nejmenší jistota“. Zde vyniká pouze jeden atestovaný radiolog, který uvedl průměrnou známku 1,5. Druhý atestovaný pak uvádí řádově horší hodnocení a to 2,8. Neatestovaní jsou konzistentnější a uvádí hodnocení 2,5 a 2,7. V průměru si jsou atestovaní radiologové jistější, ale až po zahrnutí obou jedinců. I pokud bychom se dívali na rozdělení podle vyšetřovacích modalit, neobjevily by se zásadní rozdíly. Ze stanovených hypotéz nabývá na platnosti hypotéza **H4**:

Cíl č. 5: Srovnat počítačovou tomografii s magnetickou rezonancí na základě počtu artefaktů obrazu uvedených v popisech jednotlivých radiologů.

Hypotézy k cíli č. 5:

H5o: Magnetická rezonance vykazuje stejné množství obrazových artefaktů v zobrazování mozkového žilního systému jako výpočetní tomografie.

H5A: Magnetická rezonance vykazuje jiné množství obrazových artefaktů v zobrazování mozkového žilního systému než výpočetní tomografie.

V počtu popsáných artefaktů vede jednoznačně magnetická rezonance. V původním nálezu ale bylo popsáných artefaktů více, než kolik popsali radiologové. Co se týče provedených chyb, je v případě popisu trombózy bilance vyrovnaná. Pro čtyři

hodnotitele se jedná o 16 chyb na CT, versus 17 chyb na MR. V případě CT se třikrát více nadhodnocovalo. Na CT je nadhodnocených popisů 9, na MR pak pouze 2. Počet nepoznaných trombóz splavů je pak 7 u CT a 14 u MR. Zrovna nadhodnocování je markantní u popisu hypoplazie. Zde radiologové popsali navíc 24 hypoplazií na CT a 22 hypoplazií na MR. Celkové počty chyb jsou na CT 30 versus 24 na magnetické rezonanci. Hodnocení hypoplazie se tady ukazuje jako citlivé na falešně pozitivní nálezy. Ze stanovených hypotéz nabývá na platnosti hypotéza **H5₀**: Magnetická rezonance vykazuje jiné množství obrazových artefaktů v zobrazování mozkového žilního systému, než výpočetní tomografie (magnetická rezonance jich má více).

Cíl č. 6: Zjistit, zdali je preferenční volba vyšetřovací modalita (CT/MR) závislá na jistotě popisu radiologa.

Hypotézy k cíli č. 6:

H6₀: Není souvislost mezi jistotou popisu a preferencí vyšetřovací modalita radiologem.

H6_A: Je souvislost mezi jistotou popisu a preferencí vyšetřovací modalita radiologem.

Preferovanější vyšetřovací modalita byla výpočetní tomografie, a to v poměru tři ku jedné vůči magnetické rezonanci. Tu by si vybral jeden atestovaný hodnotitel. Platí předpokládaný závěr, že by si hodnotitelé vybírali modalitu podle toho, kde si byli nejvíce jistí popisem. U magnetické rezonance má jistota popisu průměrnou hodnotu napříč hodnotiteli 2,6, na druhé straně je pak CT s průměrnou hodnotou jistoty popisu 2,1. Proto ze stanovených hypotéz nabývá na platnosti hypotéza **H6₀**: Je souvislost mezi jistotou popisu a preferencí vyšetřovací modalita radiologem.

9 Diskuze

Naše práce srovnávala popisy CT a MR venografií. Za „správný“ jsme považovali původní popis, a to na základě úvahy, že oproti našim čtyřem zaslepeným radiologům měl původní autor popisu k dispozici anamnézu a výsledky klinických vyšetření pacienta, předchozí vyšetření na zobrazovacích metodách, a navíc byla autorem práce dohledána i následná vyšetření a porovnány i jejich výsledky. I tak je samozřejmě možné, že v původním popisu mohla být chyba, snažili jsme se však tuto možnost minimalizovat. Je však třeba zdůraznit, že jsme záměrně vybírali vyšetření, u kterých obraz nebyl zcela jednoznačný a jejich hodnocení bylo obtížné, obzvláště při neznalosti předchozích nálezů a informací o pacientovi.

Dá se považovat jediný provedený popis vyšetření za zlatý standard? Otázka, na kterou se ne tak docela podařilo najít odpověď. V rámci srovnávání míry shod mezi hodnotiteli radiology s původním popisem venografických vyšetření na CT a MR, se nám nepodařilo dosáhnout statisticky významných parametrů. Pouze při popisu trombózy se jednotlivci shodovali s původním popisem „průměrně“, avšak společně na celém souboru byla shoda „slabá“. U hypoplazie již byly výsledky opačné a přesvědčivé nebyly ani uvnitř mezi hodnotiteli. Zde se hodnotitelé shodovali spíše mezi sebou než s původním popisem. Neexistuje tedy ani náznak, který by potvrzoval předpoklad správnosti původního popisu anebo poukazoval na větší jistotu atestovaných jedinců. Například Heřman et al. ve své studii stejnou statistickou metodou srovnávají hodnocení mezi zkušenými radiology, radiologickými rezidenty a neradiology. Ti se zabývali hodnocením nálezů degenerativních změn bederní páteře na magnetické rezonanci. Míra shody na jednotlivých segmentech se zde pohybovala mezi hodnotami 0,5 – 0,7, což odpovídá průměrná až nadprůměrné shodě hodnotitelů. Přičemž nejmenší rozdíly se objevily právě mezi zkušenými radiology. Celkový počet vyšetření byl 55.

Zdá se, že limitem pro přesnější ověření výsledků byl pouze malý počet vyšetření a nízký počet nálezů s pozitivně popsanou trombózou. Zkrátka se objevovalo příliš mnoho původních nálezů negativních. Ani předpoklad rozdílu mezi radiology s atestací a bez ní se zcela nepotvrdil. Shoda mezi atestovanými byla kategoricky vyšší pouze při popisu hypoplazie, avšak dál se již nikde neprokázala. Pro magnetickou rezonanci může být jistou nevýhodou dostupnost a délka vyšetření, v průměru se jedná o necelou

půlhodinu, zatímco u CT jsou to jednotky minut. Výpočetní tomografie na druhou stranu disponuje jistou radiační zátěží a nutností aplikace kontrastní látky. Pro venografické vyšetření mozku je pak průměrná hodnota efektivní dávky 2,62 mSv, což je lehce více než je roční expozice z přírodního pozadí (2,2 mSv). Podle národních diagnostických referenčních úrovní je hodnota pro vyšetření hlavy 2,31 mSv. Tento nesoulad je limitován například nestejnou délkou skenované oblasti pro každého pacienta, díky čemuž se pak mohou lišit i hodnoty DLP.

Námi oslovení radiologové by si raději vybrali k popisu CT než MR, což může souviset s jejich většími zkušenostmi s danou modalitou, a s jistotou popisu kterou sami uvedli. Právě na magnetické rezonanci převládal dvojnásobný počet chyb v podobě nepoznaných trombóz než na CT, naopak právě na CT se více nadhodnocovalo. Magnetická rezonance také více trpěla na výskyt obrazových artefaktů. Ve výsledku, původní popis zde nemůžeme považovat za jakýsi zlatý standard. Hodnotitelé neznali pacientovu anamnézu a ostatní předchozí vyšetření nejen pomocí zobrazovacích metod. Výsledky se již nepodařilo srovnat s dalšími adekvátními studiemi, vyhledávací databáze neobsahovali žádné podobné srovnání týkající se popisu vyšetření více hodnotiteli.

10 Závěr

Venografická vyšetření se provádí za účelem detekce mozkové žilní trombózy. Jedná se o poměrně vzácné onemocnění intrakraniálních mozkových žilních splavů a žil. Z celkového počtu všech mozkových příhod tvoří mozková žilní trombóza pouhé jedno procento. Na jejím vzniku se podílí celá řada vrozených i získaných faktorů a postihuje zejména ženy ve fertilním věku. To potvrzuje i náš výzkumný soubor pacientů, kde je zastoupeno 27 žen v poměru k 13 mužům. Průměrný věk celého souboru je 38 let, přičemž průměrný věk pouze žen je 40 let. Rizikové faktory mozkové žilní trombózy jsou užívání hormonální antikoncepce, které zastupuje polovinu ze všech rizikových faktorů. Rizikovým je i poporodní období anebo trombofilní stavy spojené se zvýšenou srážlivostí krve, které zastupují přes třicet procent všech rizikových faktorů. Mohou být vrozené ale i získané. Rizikové faktory lokálního charakteru mohou dále být infekce, invazivní nádory anebo traumatologické stavy. Mozková žilní trombóza se projevuje převážně akutně a subakutně ale výjimkou nejsou ani chronické stavy. Prvním nejčastějším příznakem jsou náhlé silné bolesti hlavy, které jsou zhoršující se při zakašlání, kýčání, předklonu a obecně při zvýšené fyzické aktivitě. Obecně bychom mohli říci, že se mozková žilní trombóza projevuje příznaky související s nitrolební hypertenzí. Jedná se například o nauzeu, zvracení, neurologické příznak ložiskového charakteru, hemiparézu a měštnání na očním pozadí v oblasti sítnice kde vzniká zrakový nerv. V nejzávažnějších případech může docházet k epileptickým záchvatům s následnou poruchou vědomí. Z důvodu obstrukce na žilním řečišti dochází ke zhoršování odtoku krve z mozku a jejímu měštnání s narůstajícím intrakraniálním tlakem. Nejčastěji postiženými splavy trombózou byly v našem případě pravý a levý sinus transversus, dále pravý a levý sinus sigmoideus a sinus sagittalis superior. Často popsána byla i pravá a levá vena jugularis interna. Méně často se pak objevil vzácnější sinus sagittalis inferior. Hypoplazie se objevila nejčastěji u párového sinus transversus a sinus sigmoideus.

Tři radiologové by nejraději prováděli venografická vyšetření na CT, jeden pak na MR. Vycházíme ze zjištěných hodnocení, jak si byli při popisu hodnotitelé jistí. U každého vyšetření se všichni oznámkovali jako ve škole od 1 – 5. Na CT si v průměru byli všichni jistější se známkou 2,1. U magnetické rezonance byla známka 2,6. Na magnetické rezonanci se více chybovalo, co se týče nepoznaných trombóz, na druhou stranu na CT hodnotitelé více nadhodnocovali. Může to souviset například se zkušeností

radiologa s danou modalitou ale i s preferencí na základě časové náročnosti a celkové dostupnosti vyšetření. Pro srovnání, kde samotné CT venografické vyšetření bez příprav trvá v řádech jednotek minut, tam vyšetření na magnetické rezonanci zabírá v průměru 27 minut. Důležitým aspektem je ale i radiční zátěž především u mladších pacientů, kde se nabízí jako metoda první volby magnetická rezonance. Pro výpočet průměrné efektivní dávky z venografických vyšetření na CT, jsme nejprve sečetli hodnoty DLP „dose length product“, což je součin délky vyšetřované oblasti a $CTDI_{vol}$. Pro konverzi na efektivní dávku se průměrná hodnota DLP vynásobí konverzním faktorem k , který je specifický pro různé části těla. Pro hlavu a jednotku DLP $mGy \cdot cm$ je konverzní faktor 0,0021. Průměrná efektivní dávka při CT venografických vyšetřeních v našem souboru pacientů tedy je 2,62 mSv. Pokud se zaměříme například na CT venografická vyšetření za uplynulý rok 2019, těch dohromady bylo 42, tak průměrná efektivní dávka byla 2,18 mSv. Opět se potvrdilo zastoupení převážně žen ve fertilním věku. Pro srovnání průměrná efektivní dávka z přírodního pozadí v ČR za rok je 2,2 mSv, pro zadopřední snímek hrudníku je to pak 0,02 mSv. Národní diagnostické referenční úrovně pro CT vyšetření hlavy stanovují hodnotu DLP 1100 $mGy \cdot cm$, po vynásobení konverzním faktorem je tedy efektivní dávka 2,31 mSv. Jak již bylo zmíněno, limitou pro srovnání efektivních dávek jsou různé délky skenovaných oblastí pro každého pacienta, tím pádem se i liší výstupní hodnoty DLP.

Při porovnávání míry shody při popisu trombózy a hypoplazie mezi radiology a původním popisem napříč modalitami jsme nedosáhli vzájemné shody, respektive shoda mezi hodnotiteli byla slovně řečeno „slabá“. Pokud se podíváme na shodu pouze mezi čtyřmi hodnotiteli bez původního nálezu, jsou hodnoty kappa koeficientů opět „slabé“. Jediný signifikantní rozdíl je v kategorii hypoplazie, kde na CT se hodnotitelé shodují „průměrně“, zatímco na magnetické rezonanci je shoda opět „slabá“. Na to navazuje i zjištění osobních preferencí hodnotitelů při výběru modality a míra jistoty v jejich popisech. Na magnetické rezonanci se vyskytovalo více artefaktů, a to jak v původním popisu, tak v popisech hodnotitelů, a hodnotitelé zde udělali více chyb v otázce nepoznaných trombóz. Nezpochybnitelným parametrem je také časová náročnost a dostupnost obou vyšetření. I v hodnocení shody v rámci atestování versus neatestování radiologové jsou výsledky překvapivé. V kategorii popisu trombózy se s původním popisem paradoxně shodují oba „tábory“ hodnotících na úrovni „průměrné“ shody. I mezi sebou jsou shody lepší společně mezi atestovaným a neatestovaným,

než že byli atestovaní výrazně úspěšnější. V případě popisu hypoplazie se popisy neshodují s původním nálezem, avšak panuje shoda mezi atestovanými, a to na úrovni shody „průměrné“. Mezi neatestovanými je shoda „slabá“. Proti popisu trombózy, kde dvakrát více převládaly chyby v jejím neodhalení, je zde čtyřikrát větší nadhodnocování nálezů.

11 Referenční seznam

HUETTEL, Scott A., Allen W. SONG a Gregory MCCARTHY. Functional magnetic resonance imaging. 2nd ed. Sunderland, Mass.: Sinauer Associates, c2009, xvi, 542 s. ISBN 978-0-87893-286-3.

ŤINŤĚRA, Jaroslav. 2017. Klinické systémy magnetické rezonance: Vývoj za posledních 30 let a nové trendy. Česká Radiologie [online]. 71(4) [cit. 7. 3. 2022] 243–259.

ŽIŽKA, Jan a Vlastimil VÁLEK. Moderní diagnostické metody. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.

VOMÁČKA, Jaroslav. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-.

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. Základy zobrazování magnetickou rezonancí. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.

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

SEIDL, Zdeněk, VANĚČKOVÁ, Manuela 2004. Zobrazovací metody, nové možnosti a poznatky - část 1: Cévní onemocnění mozku. Interní Med. [online]. 6(10) [cit. 8. 3. 2022]. ISSN 489-494.

SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1106-5.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. Základy zobrazovacích metod. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.

ULLMANN, Vojtěch. 3. *Aplikace ionizujícího záření* [online]. [cit. 16. 4. 2022]. Dostupné z <http://astronuklfyzika.sweb.cz/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Produkce rentgenového záření – charakteristické záření [online]. 12. 08. 2013 [cit. 18. 4. 2022]. Dostupné z <http://www.sukupova.cz/produkce-rentgenoveho-zareni-charakteristicke-zareni/>SÚKUPOVÁ, Lucie. Dual energy CT [online]. [cit. 10. 11. 2022]. Dostupné z <http://www.sukupova.cz/>

HUDÁK, Radovan a KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2013. ISBN 978-80-7387-712-5.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.

VYMAZAL, Josef, Jan Šroubek, Denisa Vondráčková, Miroslav Kalina. Nitrolební žilní trombózy: Diagnostické možnosti a klinické korelace. *Ces Radiol* 2007; 61(3): 242–250. [online]. [cit. 10. 11. 2022]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=117>

NEUMANN, Jiří, MUDr., MUDr. Jan Pouzar, MUDr. Ján Macko, MUDr. Petra Bodnárová, MUDr. Jan Kubík. Mozková žilní trombóza u mladých žen. *Medicína pro praxi*, 2015; 12(2): 92–94. [online]. [cit. 10. 11. 2022]. Dostupné z: https://www.medicinapropraxi.cz/artkey/med-201502-0009_Mozkova_zilni_tromboza_u_mladych_zen.php

SÚKUPOVÁ, Lucie. Co představuje parametr CTDI_{vol} uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům? *Ces Radiol* 2015; 69(3): 194–200. [online]. [cit. 20. 11. 2022]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=523>

AAPM report No. 96, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, American Association of Physicists in Medicine, 2007, ISBN 978-1-888340-73-0.

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

LANDIS JR, Koch GG. An application of hierarchical kappa-type statistics in the assessment of majority agreement among multiple observers. *Biometrics* 1977; 33(2): 363–374

BUSHBERG, Jerrold T., Anthony J. SEIBERT, Edwin Marion LEIDHOLDT a John M. BOONE. *The Essential Physics of Medical Imaging.: Jerrold T. Bushberg; J. Anthony Seibert; Edwin M. Leidholt Jr; John M. Boone.* Fourth Edition. Mexiko: Wolters Kluwer, 2021. ISBN 9781975103224.

HEŘMAN, Miroslav, et al. Jaká je míra shody různých hodnotitelů u MR vyšetření bederní páteře? *Ces Radiol* 2016; 70(1): 16–22. [online]. [cit. 10. 04. 2023]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=544>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Dual energy CT [online]. 13. 07. 2015 [cit. 10. 11. 2022]. Dostupné z <http://www.sukupova.cz/dual-energy-ct/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Vliv centrace pacienta na dávku při CT zobrazení [online]. 06. 10. 2014 [cit. 12. 04. 2023]. Dostupné z <http://www.sukupova.cz/vliv-centrace-pacienta-na-davku-pri-ct-zobrazeni/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Technologie umožňující snížení dávek u CT vyšetření (2) [online]. 03. 11. 2014 [cit. 12. 04. 2023]. Dostupné z <http://www.sukupova.cz/technologie-umoznujici-snizeni-davek-u-ct-vysetreni-2/>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Parametry CT skenování (4) [online]. 14. 03. 2016 [cit. 12. 04. 2023]. Dostupné z <http://www.sukupova.cz/parametry-ct-skenovani-4/>

12 Seznam zkratek

CT	Computed Tomography/výpočetní tomografie
MR	Magnetická rezonance
CTDI _{vol}	Computed Tomography Dose Index
DLP	Dose Lengh Product
IKEM	Institut Klinické a Experimentální Medicíny
EKG	Elektrokardiografie
FLAIR	Fluid Attenuated Inversion Recovery
STIR	Short Tau Inversion Recovery
DWI	Difusion weighted imaging
PWI	Perfusion weighted imaging
ToF	Time of Flight
PC	Phase contrast
CeMRA	Contrast enhanced MR angiography
MIP	Maximum intensity projection
GE	General Electric
HU	Hounsfieldova jednotka
V	Volt
keV	Kiloelektronvolt
Sv	Sievert
mGy	Miligray centimetr
Dx.	Dextra (vpravo)
Sin.	Sinistra (vlevo)

FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
PACS	Picture archiving and communication systém
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine

13 Seznam obrázků

Obrázek 1 Vlevo rentgenka s rotující anodou umístěnou uvnitř rentgenky a s excentrickou katodou. Vpravo rentgenka typu Straton rotující jako celek, s vychylováním svazku elektronů pomocí magnetického pole. (Zdroj: Ullmann)

Obrázek 2 Filtrované spektrum spojitého brzdného záření a čárové spektrum v podobě píků charakteristického záření. (Zdroj: Súpová)

Obrázek 3 CT Venografické vyšetření mozku – mozkové splavy, na přístroji GE Medical Systems, LightSpeed VCT. Pohled šikmo zezadu. (Zdroj: PACS FN Olomouc)

Obrázek 4 MR Venografické vyšetření mozku (Zdroj: PACS FN Olomouc)

Obrázek 5 Dávkový report z CT venografického vyšetření na přístroji GE Medical Systems, LightSpeed VCT. Vpravo sloupec udávající použitý referenční fantom, na který se vztahují hodnoty CTDI_{vol} a DLP. (Zdroj: PACS FN Olomouc)

14 Seznam tabulek

Tabulka 1 Hodnoty konverzních faktorů pro stanovení efektivní dávky na CT vyšetření.
(Bushberg, 2021, s. 796, 797)

Tabulka 2 Slovní hodnocení míry shody podle velikosti hodnoty Kappa koeficientu

Tabulka 3 Srovnání kappa koeficientů mezi hodnotiteli pro trombózu.

Tabulka 4 Srovnání kappa koeficientů mezi hodnotiteli pro hypoplazii

Tabulka 5 Hodnoty konverzních faktorů pro stanovení efektivní dávky na CT vyšetření.

15 Seznam grafů

Graf 1 Srovnání míry shody hodnotitelů v rámci popisu trombózy a hypoplazie. Porovnání s původním nálezem a poté pouze v rámci skupiny hodnotících radiologů.

Graf 2 Srovnání míry shody hodnotitelů v rámci modalit (CT a MR). Porovnání v kategoriích trombóza/hypoplazie, dále srovnání s původním nálezem a pouze mezi samotnými hodnotiteli.

16 Seznam příloh

Příloha 1 Záznam o povolení Etické komise Fakulty zdravotnických věd, Univerzity Palackého v Olomouci

Příloha 2 Souhlas se sběrem dat ve FNOL



UPOL - 136481/1070-2022

Vážený pan
Bc. Artur Koval

2022-06-17

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 „**Porovnání venografie na MR a CT**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP



Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Artur Koval

Datum narození: 17.02.1998 Telefon: 605077208 E-mail: atakoval@gmail.com

Kontaktní adresa: Na Vyhliďce 6, Olomouc 77900

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

Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Forma studia: prezenční kombinovaná distanční

Téma závěrečné práce:

Porovnání venografie na MR a CT

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

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

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: _____
 NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Radiologická klinika FNOL

Účel žádosti:

- sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce
 sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce
 sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uveďte):

Požadavek na (zaškrtněte):

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

Dotazníková akce pro pacienty FNOL pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: 5

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: Leden 2022 do: Duben 2022

K vyplnění žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

Nahlížení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: 40

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: Leden 2022 do: Duben 2022

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: Budou vyhledávána venografická vyšetření na MR a CT za uplynulé období 2019 - 2022.

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

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: _____

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

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

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

jiné (specifikujte):

Za které období budou data zjišťována: 2019-2022

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: Leden 2022 do: Duben 2022

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Venografických vyšetření na MR a CT

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: tištěná forma, internetový portal theses.cz, kvalifikační práce v portálu UPOL

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

Poučení:

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

Žadatel (datum podpis):

8. 1. 2022

Schválil (datum podpis):

17. 1. 2022

Ing. Bc. Andrea Drobiličová
Náměstkyně lékařských oborů
Fakultní nemocnice Olomouce

Poznámky: