

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

Ondřej Šebek

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Ondřej Šebek

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**MOŽNOSTI, INDIKACE A VYUŽITÍ VYŠETŘENÍ MOZKU
POMOCÍ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Filip Heidenreich

PLZEŇ 2022

Prohlášení

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

V Plzni dne 30. 3. 2022



vlastnoruční podpis

Anotace

Příjmení a jméno: Šebek Ondřej

Katedra: Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Název práce: Možnosti, indikace a využití vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie

Vedoucí práce: MUDr. Filip Heidenreich

Počet stran – číslované: 49

Počet stran – nečíslované: 17

Počet příloh: 1

Počet titulů použité literatury: 17

Klíčová slova: výpočetní tomografie, mozek, zobrazovací metody, rentgenka

Souhrn:

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie, indikacemi k tomuto vyšetření a jeho využitím v praxi. V teoretické části je v úvodu celé problematiky popsán princip a vznik rentgenového záření. Poté jsou tyto poznatky rozvedeny v další části o výpočetní tomografii a nakonec je zde popsána anatomie mozku. V praktické části je zhotoven kvalitativně-quantitativní výzkum, v kterém jsou ukotveny fakta k zodpovězení výzkumných otázek a předpokladů práce.

Annotation

Surname and name: Šebek Ondřej

Department: Department of Rescue Services, Diagnostic Fields and Public Health

Title of thesis: Possibilities, indications and use of brain examination using computed tomography

Consultant: MUDr. Filip Heidenreich

Number of pages – numbered: 49

Number of pages – unnumbered: 17

Number of appendices: 1

Number of literature items used: 17

Keywords: computed tomography, brain, imaging methods, x-ray

Summary:

This bachelor thesis deals with the possibilities of brain examination using computed tomography, indications for this examination and its use in practice. The theoretical part describes the principle and origin of X-rays in the introduction to the whole issue. Then these findings are elaborated in the next section on computed tomography and finally the anatomy of the brain is described. In the practical part, a qualitative-quantitative research is made, in which the facts are anchored to answer the research questions and assumptions of the work.

Poděkování

Děkuji MUDr. Filipovi Heidenreichovi za odborné vedení práce, za poskytnutí cenných rad a především za ochotu.

OBSAH

SEZNAM GRAFŮ	10
SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK	12
SEZNAM ZKRATEK	13
ÚVOD.....	14
TEORETICKÁ ČÁST	15
1 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ.....	15
1.1 Historie rentgenového záření	15
1.2 Charakteristika rentgenového záření	15
1.3 Zobrazovací řetězec	16
1.3.1 Rentgenka	16
1.3.2 Typy rentgenek	17
1.3.3 Detekce záření	19
1.4 Vznik rentgenového záření	20
1.4.1 Charakteristické rentgenové záření	20
1.4.2 Brzdné rentgenové záření	21
1.5 Interakce záření s pacientem.....	21
1.5.1 Fotoelektrický jev	21
1.5.2 Comptonův rozptyl	21
1.5.3 Rayleighův rozptyl	22
1.6 Rozptýlené záření a jeho redukce	22
1.6.1 Protirozptylová mřížka	23
1.6.2 Air-gap technika	24
1.7 Expoziční parametry	24
2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	26
2.1 Konstrukce výpočetního tomografu.....	27
2.2 Historie výpočetní tomografie	29
2.3 Princip výpočetní tomografie.....	30
2.4 Hounsfieldova stupnice.....	30
2.5 Základní parametry CT obrazu	31
2.5.1 Skenovací čas	31
2.5.2 Rozlišení při nízkém kontrastu	31
2.5.3 Rozlišení při vysokém kontrastu	32
2.5.4 Radiační zátěž.....	32
2.6 Parametry skenování u CT.....	32

2.6.1	Doba rotace rentgenky.....	32
2.6.2	Proud rentgenky.....	32
2.6.3	Pitch faktor	33
2.6.4	Tloušťka rekonstruovaných řezů	33
2.6.5	Napětí rentgenky.....	34
2.6.6	Rekonstrukční algoritmus (kernel)	34
2.7	Módy náběru dat	34
2.8	Kontrastní látky.....	35
2.9	CT artefakty	35
2.9.1	Kruhový artefakt.....	35
2.9.2	Streak artefakt.....	35
2.9.3	Artefakt částečného objemu	36
2.9.4	Pohybové artefakty	37
2.10	Spektrální CT zobrazení.....	37
2.11	Perfuzní CT zobrazení.....	38
3	MOZEK.....	39
3.1	Anatomie.....	39
3.2	Cévní zásobení mozku	39
3.3	Bariéry	41
3.3.1	Hematoencefalická bariéra	41
3.3.2	Hematolivorová bariéra	41
3.3.3	Encefalolivorová bariéra.....	41
	PRAKTICKÁ ČÁST	42
4	CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A PŘEDPOKLADY PRÁCE	42
4.1	Cíl práce.....	42
4.2	Výzkumné otázky	42
4.3	Předpoklady	42
5	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	43
6	METODIKA PRÁCE	44
7	KVALITATIVNÍ VÝZKUM	45
7.1	Charakteristika vyšetření mozku pomocí CT	46
7.2	Rozbor vyšetřovacích protokolů.....	47
7.2.1	Head^01_Head	47
7.2.2	Head^01_Emergency_WB	47
7.2.3	Head^01b_DE_Head	47
7.2.4	Head^01c_Head_C_Spine.....	47
7.2.5	Head^02_HeadRoutine_IR a Head^HeadRoutine_IR.....	48

7.2.6	Head^02a_Head_AG_carotid.....	48
7.2.7	Head^02b_Prefusion.....	48
7.2.8	Head^02_Stroke_NC_AG_PERF.....	48
7.2.9	Head^04_VDN.....	49
7.2.10	Head^05_Orbits.....	49
7.2.11	Head^07_Dental.....	49
8	KVANTITATIVNÍ VÝZKUM.....	50
8.1	Statistika č. 1: Chirurgická klinika FN Plzeň Lochotín.....	51
8.2	Statistika č. 2: Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín.....	53
8.3	Statistika č. 3: KARIM FN Plzeň Lochotín.....	55
8.4	Statistika č. 4: Poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů.....	57
8.5	Statistika č. 5: Nejčastěji indikující klinika FN Plzeň Lochotín.....	58
	DISKUZE.....	59
	ZÁVĚR.....	62
	SEZNAM LITERATURY.....	63
	SEZNAM PŘÍLOH.....	65
	PŘÍLOHY.....	66

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Chirurgické klinice FN Plzeň Lochotín ...	51
Graf 2: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín	53
Graf 3: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na KARIM FN Plzeň	55
Graf 4: Poměr dospělých a dětských pacientů	57
Graf 5: Nejčastěji indikující klinika FN Plzeň Lochotín	58

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Schéma rentgenky	17
Obrázek 2: Schéma protirozptylové mřížky	24
Obrázek 3: Výpočetní tomograf	27
Obrázek 4: Vnitřní uspořádání výpočetního tomografu	29
Obrázek 5: Streak artefakt vzniklý v důsledku přítomnosti kovových protéz	36
Obrázek 6: Artefakt částečného objemu.....	36
Obrázek 7: Pohybový artefakt	37
Obrázek 8: Perfuzní zobrazení mozku s hypoperfuzí pravé hemisféry.....	38
Obrázek 9: Willisův okruh	40

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Hounsfieldova stupnice:	31
Tabulka 2: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Chirurgické klinice FN Plzeň Lochotín.....	51
Tabulka 3: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín	53
Tabulka 4: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na KARIM FN Plzeň Lochotín.....	55
Tabulka 5: Poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů	57
Tabulka 6: Nejčastěji indikující klinika FN Plzeň Lochotín	58

SEZNAM ZKRATEK

CT Computed Tomography

TFT thin-film tranzistor

AEC Automatic Exposure Control

PET Positron Emission Tomography

ALARA..... As Low As Reasonably Achievable

EKG elektrokardiografie

aa. arterie (mn. č.)

a..... arterie

v. vena

ÚVOD

Výpočetní tomografie se dnes řadí k metodám první volby v mnoha různých případech, ať už se jedná o diagnostiku traumat, plánování jiných zákroků nebo provádění zákroků přímo pod CT kontrolou. Může za to především velká rychlost metody, která často hraje dominantní roli při rozhodování o dalším léčebném postupu pacientů. Přínos vyšetření pomocí výpočetní tomografie mnohonásobně převyšuje její nežádoucí účinky, jimiž jsou hlavně vyšší radiační zátěž nebo případně komplikace spojené s podáním kontrastní látky. Nicméně i tak se čím dál více dostává tato zobrazovací metoda do popředí, neboť jsme díky ní schopni rychle a bezbolestně vyšetřit velkou oblast lidského těla během několika minut a to s vysokou přesností, kdy je možné rozlišit i ty nejmenší detaily v denzitách tkání.

Tato zobrazovací modalita se stále posouvá kupředu, přičemž se dnes klade nárok především na snižování radiační zátěže tak, aby nebyla zhoršena kvalita obrazu, která se během existence přístroje dostala na vyšší, než je dostatečná úroveň. Právě radiační zátěž je hlavním aspektem, kolem něhož se točí otázka, zda je vyšetření relevantní, či nikoliv a je tedy důležité posoudit všechny okolnosti.

Vyšetření mozku pomocí CT je dnes jedno z nejčastěji indikovaných vyšetření pomocí výpočetní tomografie a v mé bakalářské práci se věnuji právě této problematice. Práce je rozdělena do dvou částí, kdy je první část teoretická. Zde se vzhledem k principu výpočetní tomografie věnuji nejprve charakteristice rentgenového záření, jeho vzniku, detekci a vlastnostem. První kapitola je důležitá hlavně pro pochopení kapitoly druhé, která je zasvěcena již samotné výpočetní tomografii. Věnuji se zde zejména konstrukci přístroje, principu a parametrům CT vyšetření, které ovlivňují výsledný obraz. Dále jsou zde uvedené artefakty, které mohou vzniknout během expozice. Tuto kapitolu uzavírají speciální metody CT vyšetření. V poslední kapitole se věnuji samotnému mozku a je zde rozvedena jeho anatomie včetně cévního zásobení.

Druhá, praktická část, je zaměřena hlavně na statistické šetření, kdy je pro jeho úplné pochopení zapotřebí nejprve charakterizovat vyšetřovací protokoly na základě kterých je statistika vytvořena. Je zde proto vypracován jejich rozbor. Statistika má znázornit využití jednotlivých protokolů na jednotlivých klinikách, které indikují vyšetření mozku nejčastěji a poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů za rok 2021.

TEORETICKÁ ČÁST

1 RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

1.1 Historie rentgenového záření

Rentgenové záření, také paprsky X, byly objeveny německým vědcem Wilhelmem Conradem Röntgenem v roce 1895. Právě po něm byl tento druh záření pojmenován, i přesto, že na výzkumu tohoto záření se podílelo více významných vědců, například Ivan Puluj, sir William Crookes, Johann Wilhelm Hittorf, Eugene Goldstein, Heinrich Rudolf Hertz, Philipp Lenard, Hermann von Helmholtz, Nikola Tesla, Thomas Alva Edison a Charles Glover Barkla. Je potřeba upozornit, že výzkumy probíhaly samostatně a nikoliv kolektivně. To vedlo k pomyslnému soupeření mezi vědci a poměrně rychlému výzkumu této problematiky. Vědci zkoumali různé způsoby průchodu záření rozdílnými prostředími a jeho interakci s hmotou. Nicméně právě až Wilhelm Conrad Röntgen označil tyto zkoumané paprsky jako nové a pojmenoval je paprsky X. Později bylo jeho kolegy rozhodnuto, že by se měly paprsky jmenovat po svém objeviteli. Wilhelm Conrad Röntgen následně získal za svůj objev Nobelovu cenu za fyziku v roce 1901. Stal se tak vůbec prvním držitelem tohoto ocenění. Po těchto událostech se dostalo rentgenovému záření ještě větší pozornosti a zaznamenalo velký rozmach nejprve v oblasti zábavy a poté v medínské diagnostice. Prvním rentgenovým snímkem je snímek ruky ženy Wilhelma Röntgena, který je typický díky prstenu, který je na snímku také zachycen. (1)

1.2 Charakteristika rentgenového záření

Rentgenové záření je druhem elektromagnetického vlnění o krátkých vlnových délkách 0,1 až 10 nm. Toto záření se vyzařuje ve formě kvant, tedy ve formě fotonů o energii 5-200 keV. Záření je vysoce pronikavé, v hmotách se různě absorbuje v závislosti na jejich složení. Fotony rentgenového záření jsou schopny nepřímé ionizace a excitace atomů absorbatů. Hovoříme tedy o nepřímo ionizujícím záření. Rozlišujeme charakteristické a brzdné rentgenové záření. (2)

1.3 Zobrazovací řetězec

1.3.1 Rentgenka

Rentgenku lze zjednodušeně charakterizovat jako trubici vyplněnou vakuem, která slouží jako umělý zdroj záření. Uvnitř trubice se mimo jiné nachází žhavená katoda sloužící jako zdroj elektronů. Emitované elektrony z katody jsou urychlovány elektrickým polem a dopadají na anodu, kde vzniká rentgenové záření. Celá rentgenka je chlazena olejem a je umístěna ve stínícím olověném krytu. Součástí krytu je kolimační systém, který umožňuje vymezit užitečný svazek rentgenového záření. (3)

Katoda je část rentgenky tvořená wolframovým vláknem (s příměsí thoria pro zvýšení efektivity emise elektronů a prodloužení životnosti katody), které je spirálovitě navinuté a má celkovou tloušťku 0,2 mm. Wolframová katoda slouží jako zdroj elektronů a je napájena žhavicím obvodem. Při průchodu elektrického proudu o velikosti 6 až 8 A tímto obvodem a vláknem katody dochází ke žhavení katody a k termoemisi elektronů. Tento jev se nazývá Edisonův jev. Čím více se katoda zahřeje, tím více elektronů se emituje. Emitované elektrony jsou urychleny rozdílným elektrickým potenciálem mezi katodou a anodou a dopadají na kladně nabitou anodu. Tam interakcí elektronů s hmotou vzniká záření. Elektrony jsou během svého urychlení fokusovány do úzkého svazku pomocí fokusačních mistichek tak, aby nedopadaly na kterékoliv místo anody, což zamezí vzniku příliš velkého ohniska a tím i ke zhoršení geometrické neostrosti. (3)

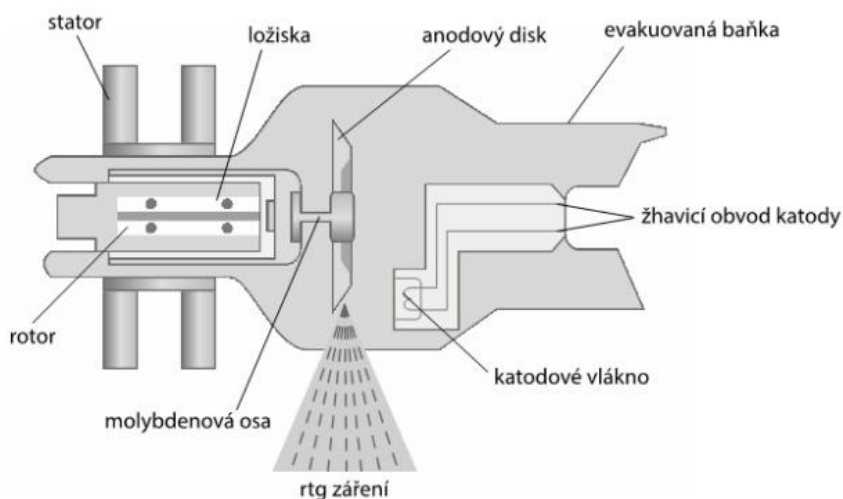
Anoda je kovová část rentgenky nabitá kladným nábojem. Dopadají na ni emitované elektrony z katody a v důsledku toho se uvolňuje velké množství kinetické energie. Nicméně 99 % této energie se přemění na teplo, čímž dojde k velkému zahřátí anody a jen 1 % energie elektronů se přemění na užitečné rentgenové záření. Celková efektivita vzniku použitelných fotonů je však ještě nižší, protože až 97 % vzniklých fotonů je pohlceno olověným stíněním rentgenky. Efektivita použitelného svazku záření je pouze 0,03 %, ale i přes to je rentgenka dodnes nejefektivnějším zdrojem rentgenového záření. Samotná anoda je nejčastěji vyrobena z wolframu, kvůli jeho vysokému bodu tání, takže dokáže odolat vysokým teplotám při vzniku rentgenového záření. Wolfram je vhodný i díky svému vysokému atomovému číslu a tedy vyšší produkci rentgenového záření. Wolframová anoda je ještě obohacena rheniem, aby byla odolnější. V rentgence se může nacházet anoda buď stacionárně, tedy pevně, nebo jako anoda rotační. Stacionární anody hůře odvádí teplo, což vede k jejímu rychlému opotřebení a je využívána jen velmi málo,

zejména u dentálních rentgenových přístrojů. Rotační anoda je schopna teplo rozložit lépe po svém povrchu díky tomu, že vlivem rotace anody dopadá svazek atomů vždy na jiné místo. Taková anoda může být mnohem více zatížena a může produkovat více fotonů rentgenového záření. (3)

Evakuovaná buňka rentgenky je nejčastěji skleněný obal rentgenky, v níž je umístěna katoda i anoda. Skleněný obal musí být vzduchotěsný, aby udržel vakuum uvnitř a zároveň zamezil proniknutí chladicího oleje, který buňku obklopuje, dovnitř. Celá buňka je umístěna v olověném stínění. (3)

Rotor je měděný blok, na kterém je molybdenová osa pro upevnění anody. **Stator**, který je zkonstruovaný z elektromagnetů umístěn mimo evakuovanou buňku. Společně tvoří stator a rotor indukční motor, jenž pohání anodu. Ta je schopna rotovat s rychlostí až 10 000 otáček za minutu. (3)

Obrázek 1: Schéma rentgenky



Zdroj: **Súkupová, Lucie.** *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi.* Praha: Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-2842-1

1.3.2 Typy rentgenek

Rentgenky dělíme ještě jinak než na ty s rotační, nebo pevnou anodou, protože rentgenky s rotační anodou se od sebe liší podle zobrazovací modality. Uvádí se, že na trhu existuje více než 500 různých typů rentgenek. Vývoj různých typů rentgenek byl zapříčiněn hlavně různými požadavky na vznikající rentgenové záření v různých odvětvích. Vzhledem k velkému množství typů rentgenek jsou zde uvedeny pouze hlavní odlišnosti rentgenek pro různé zobrazovací modality. (3)

Rentgenka pro skiagrafii má pracovní napětí 40-150 kV. Anodový výkon asi 80 kW je zde dostatečný. Rentgenka musí být dostatečně dobře chlazena tak, aby nedocházelo k jejímu přehřátí následkem příliš často po sobě jdoucích expozic. Obvykle má dvě ohniska o velikosti 0,6-1,2 mm. U rentgenky, která je namontována v pojízdném systému je anodový výkon 20-30 kW a u rentgenky pro dentální rentgen je anodový výkon pouze 1-4 kW. (3)

Rentgenka pro mamografii je schopna pracovat při podstatně nižším napětí, konkrétně asi 20-40 kV. Z tohoto důvodu se zde využívají jiné anody a filtry, například z molybdenu a rhodia, ale mohou se objevit i klasické wolframové anody. Mamografická rentgenka má dvě ohniska o velikosti 0,1-0,6 mm. (3)

Rentgenka pro angiografické systémy, která se využívá pro intervenční výkony, pracuje při napětí 60-125 kV s anodovým výkonem 60-100 kW. Tato rentgenka musí být schopna produkovat záření v pulzním režimu tedy 2-30 pulzů za sekundu a zároveň musí být pulzy dostatečně krátké (5-30 ms) a musí být produkovány po velmi dlouhou dobu. Angiografická rentgenka ale musí dokázat produkovat velmi vysoké proudy (až 1000 mA), aby bylo dosaženo dostatečné opacifikace tkání a to i při nižších napětích tak, aby byl zachován dostatečný kontrast. Tyto angiografické rentgenky mívají dvě nebo i tři ohniska, jejichž velikost je 0,3-2,0 mm. Rentgenka ukotvená na C-rameni se neustále pohybuje a je proto důležité, aby rentgenka byla stabilní u všech různých projekcí. U angiografických systémů je nejvíce limitující katoda rentgenky a katodové vlákno trpí závadami nejčastěji. Kvůli velkému vytížení rentgenky je schopna odvádět vznikající teplo z anody rychlostí až 1,5 MHU za minutu. Pro představu u rentgenek umístěných v klasických pojízdných C-ramenech je maximální rychlost odvodu tepla pouze 0,3 MHU za minutu. (3)

Rentgenka pro CT pracuje při napětí 70-150 kV a je schopna produkovat záření po celou dobu skenu, což se pohybuje v řádu sekund. Její anodový výkon je poměrně vysoký a dosahuje hodnot alespoň 120 kW. Kvůli souvislému skenování a celkovému velkému vytížení se tato rentgenka také vysoce zahřívá a její schopnost chlazení a odvádění tepla proto musí být na vysoké úrovni a rychlost odvodu tepla dosahuje až 4,8 MHU za minutu. Díky tomu, že rentgenka rotuje v gantry přístroje velkou rychlostí zde vzniká velké přetížení, jehož hodnoty mohou v extrémních případech dosahovat až 40 g a

proto rentgenka musí dokázat pracovat i při takto extrémních podmínkách. Ohnisko CT rentgenky má velikost 0,5-1,5 mm. (3)

1.3.3 Detekce záření

Rentgenka jako samotná nejčastěji slouží k pořizování snímků, avšak nebylo by to možné bez příslušného zobrazovacího média. Oproti rentgenkám prošly zobrazovací média mnohými změnami a vylepšeními až do své nejmodernější současné podoby. Původní fólie, které se museli po expozici záření zdlouhavě a složitě vyvolávat jsou dnes již dávno minulostí a přistoupilo se k digitalizaci. (3)

Nejprve přišla *nepřímá digitalizace*. Nepřímá digitalizace zcela odstranila proces vyvolávání snímku a celý proces tak mnohonásobně zrychlila a to tak, že byla původní fólie nahrazena speciálně konstruovanou kazetou, na kterou byl snímek zhotoven. Zjednodušený princip vzniku obrazu v kazetě je dán světélkováním zesilovací fólie v místě dopadu fotonu rentgenového záření a následně vzniklé světlo je převedeno fotonásobičem na elektrický signál. V kazetě vzniká latentní obraz. Po expozici se celá kazeta musí vložit do čtecího zařízení, kde je latentní obraz převeden na klasický rentgenový obraz. Kazeta se zároveň vymaže a je připravena na další expozici. Vzniklý snímek je načten do počítače, kde je následně možnost post-processingu. Konstrukce kazet se může mezi jednotlivými výrobci lišit stejně tak jako se mohou lišit použité materiály. (3)

Dnešní nejmodernější možností je *přímá digitalizace*. Ta využívá místo kazet detektor záření – flat panel. Detektor je bezdrátově spojený s počítačem a vzniklý obraz v něm můžeme vidět během několika sekund po expozici a můžeme jej různě upravovat díky post-preccesingu. Detektory v sobě mají integrovanou vrstvu citlivou na rentgenové záření a také elektrický vyčítací systém TFT arrays (thin-film tranzistorová matice). TFT detektory dělíme na ty s nepřímou a přímou konverzí. (3)

TFT panely s nepřímou konverzí využívají scintilační vrstvu pro převod energie fotonů rentgenového záření na energii fotonů viditelného světla, které jsou detekovány po dopadu na fotodiodu TFT citlivou na viditelné světlo. Scintilační vrstva je zhotovena z jodidu cesného nebo z oxysulfidu gadolinia a může být tvořena strukturním nebo nestrukturním scintilátorem, přičemž strukturní scintilátor dosahuje lepšího prostorového rozlišení. Při dopadu fotonů rentgenového záření na tento detektor dochází k absorpci jejich energie ve scintilační vrstvě za vzniku fotonů viditelného světla. Ty dopadají na

fotodiodu, kde jsou detekovány a jejich energie je zde konvertována na elektrický náboj, jehož velikost je úměrná zčernání obrazu. (3)

Detektory s přímou konverzí namísto toho využívají jako polovodičový materiál amorfní selen, který má velmi výhodné vlastnosti z hlediska absorpce záření a také dokáže zachovat výborné prostorové rozlišení. Fotony rentgenového záření zde dopadají na polovodičovou vrstvu amorfního selenu, kde vzniká elektrický náboj. Jeho velikost je přímo úměrná zčernání obrazu. (3)

1.4 Vznik rentgenového záření

Rentgenové záření vzniká v rentgence, kde jsou z rozžhavené záporně nabitě wolframové katody emitovány elektrony, které jsou silným elektrickým polem vysoce urychlovány směrem ke kladně nabitě, dnes nejčastěji rotační, wolframové anodě. Zde tyto vysokoenergetické elektrony interagují s atomy anody a podle druhu jejich interakce vzniká buď charakteristické, nebo brzdné rentgenové záření a zároveň vniká velké množství tepla. Toto vzniklé záření vychází přes filtrační systém a beryliové výstupní okénko rentgenky ven, směrem k pacientovi nebo zkoumané cílené struktuře. (4) (5)

1.4.1 Charakteristické rentgenové záření

Charakteristické rentgenové záření vzniká důsledkem přechodů elektronů ve vnitřních slupkách atomového elektronového obalu v atomech s vysokými atomovými čísly. Uvnitř rentgenky jsou z rozžhavené katody důsledkem termoemise emitovány elektrony, které jsou následně urychleny potenciálním spádem mezi katodou a anodou na energie vyšší, než jsou vazebné energie elektronů vnitřních sfér atomů anody. Tyto urychlené elektrony dopadají na anodu a předávají svou energii elektronům vnitřní slupky elektronového obalu. Vlivem toho dojde k excitaci, tedy přemístění elektronů v elektronovém obalu do vyšších energetických hladin atomu nebo dochází k ionizaci, tedy k vyražení těchto elektronů z atomu. Tímto se atom stává nestabilní a má snahu se vrátit do stavu, kdy je jeho stabilita vyšší. Docíleno je toho obsazením volných pozic elektrony z vyšších energetických hladin nebo případně i volnými elektrony. Při těchto interakcích je vyzářeno záření ve formě fotonů. Parametry tohoto záření jsou pro každý prvek specifické a prvek charakterizují. Každý prvek má jiné čárové spektrum a může podle něj být určen. Každé rentgenové záření s čárovým (nespojitém) spektrem se proto nazývá charakteristické. (2)

1.4.2 Brzdné rentgenové záření

Brzdné rentgenové záření vzniká v důsledku elektromagnetické interakce urychlených elektronů v elektrostatickém poli jader atomů anody. Elektrony při kontaktu s anodou změni směr své dráhy a jsou zpomaleny za současné emise fotonu brzdného záření. Čím více je elektron urychlen, tím prudší je jeho zbrzdění a tím tvrdší (pronikavější, intenzivnější) záření vzniká. Energetické spektrum tohoto záření je na rozdíl od záření charakteristického spojitě. (2)

1.5 Interakce záření s pacientem

Při průchodu lidským tělem rentgenové záření s tkáněmi různě interaguje, což je vlastně samotná podstata zobrazovacích, ale i kurativních metod využívající toto záření, protože foton rentgenového záření se může buď absorbovat, tedy předat svou energii atomům materiálu, nebo se foton může rozptýlit, nebo foton záření může materiálem projít bez jakékoliv interakce. Konkrétní možnosti interakcí si ještě podrobněji rozebereme. (3)

1.5.1 Fotoelektrický jev

Fotoelektrický jev, také fotoefekt, je interakce, při které dochází k přenosu energie dopadajícího fotonu elektronu na vnitřní elektronové slupce atomu materiálu, na který foton dopadá. Pokud foton předá elektronu energii větší než je vazebná energie elektronu v atomu, tak se elektron z atomu uvolní. Energie uvolněného elektronu je poté rovna rozdílu dopadajícího fotonu a vazebné energie elektronu na dané energetické slupce atomu. Tím, že se elektron ze své slupky uvolní, vzniká v atomu volné místo, které je ale zaplněno elektronem z vyšší energetické vrstvy. Při tomto přechodu je rozdíl energií vyzářen jako foton charakteristického rentgenového záření nebo může vzniknout Augerův elektron, kdy je rozdíl energií mezi slupkami předán elektronu ve vyšší vrstvě, který se následkem toho uvolní. Fotoefekt je tedy doprovázen buď emisí fotonů charakteristického záření, nebo vznikem Augerových elektronů. Fotoefekt může probíhat pouze na vázaných elektronech, protože na elektronech volných nelze splnit zákon zachování energie a hybnosti zároveň. Fotoelektrický jev je ale v radiodiagnostice žádoucí, protože vzniká více v materiálech s vyšším protonovým číslem (v těle například kost) a tvoří tím kontrast vzniklého obrazu. (3)

1.5.2 Comptonův rozptyl

Comptonův rozptyl patří mezi nekoherentní formy rozptylu, a tedy jde o takový rozptyl, při kterém se mění vlnová délka a tedy i energie fotonu. Probíhá pouze na volném nebo velmi slabě vázaném atomu. Při rozptylu předá foton část své energie elektronu

v materiálu a dále pokračuje s nižší energií a vyšší vlnovou délkou, než měl foton před kontaktem. Foton, ale i elektron, který nabil kinetické energie, pokračují v pohybu v různých směrech. Takto rozptýlený foton může dále různě interagovat s hmotou a pravděpodobnost interakce závisí na energii fotonu. Comptonův rozptyl vzniká hlavně v měkkých tkáních a čím vyšší je energie fotonů, tím vyšší je pravděpodobnost vzniku této interakce. Na rozdíl od fotoefektu je Comptonův rozptyl nežádoucí, protože zhoršuje kvalitu obrazu, hlavně kontrast. (3)

1.5.3 Rayleighův rozptyl

Rayleighův rozptyl je namísto Comptonova rozptylu dějem koherentním, to znamená, že jde o rozptyl fotonu beze změny jeho vlnové délky a energie. Foton záření, který dopadá na materiál, interaguje s elektrony atomů a vlivem elektromagnetického pole dopadajícího fotonu dochází k rozvibrování elektronů atomů. Tím vzniká vynucený kmitavý pohyb. Vlivem rozvibrování elektronového obalu atomu dochází k vyzáření této energie ve formě fotonu o stejné energii, jakou měl původní dopadající foton. Nově vzniklý foton je vyzářen pod mírně změněným úhlem a dochází tedy ke změně směru letu fotonu. Velikost úhlu změny směru závisí na energii původního fotonu, a čím menší energii foton má, tím větší bude úhel změny směru letu fotonu. Tento druh interakce záření se v radiodiagnostice (20-150 keV) vyskytuje pouze ve velmi malé míře a maximálně při ideálních podmínkách pro vznik tohoto rozptylu (30 keV) tvoří pouze 12 % všech vznikajících interakcí. Při energiích vyšších než 70 keV tvoří již pouze 5 % všech vzniklých interakcí. Rayleighův rozptyl mírně zhoršuje ostrost obrazu tvorbou tak zvaného závoje. (3)

1.6 Rozptýlené záření a jeho redukce

Rentgenové záření vycházející z rentgenky ideálně dopadá kolmo na detektor, avšak na své dráze musí projít vyšetřovaným objektem, v kterém probíhají výše zmíněné interakce záření s hmotou a ty výsledný obraz nemálo ovlivňují. Především rozptýlené fotony záření způsobují nemalé problémy, díky kterým se musejí používat jak bezpečnostní pomůcky z důvodu radiační ochrany, tak i různá filtrace a modulace užitečného svazku rentgenového záření tak, aby nedocházelo k degradaci obrazu. Filtrace záření proto musí být vysoce účinná, ale i dostatečně precizní, aby se na detektor dostalo dostatečné množství záření nesoucí informace o obrazu. Záření vznikající v pacientovi se v praxi nazývá sekundární záření. (3)

Množství sekundárního záření závisí na několika faktorech. Jedním z nich je použitá energie záření a s ní spojená pravděpodobnost výskytu různých interakcí záření s hmotou. Platí, že s vyšší energií se více uplatňuje Comptonův rozptyl nad fotoelektrickým jevem. Dalším ovlivňujícím faktorem je tloušťka prozařovaného objektu. Zde platí, že s rostoucí tloušťkou roste i množství sekundárního záření. Posledním faktorem ovlivňujícím vznik sekundárního záření je velikost zobrazovaného pole. Opět platí, že čím větší je zobrazované pole, tím je větší i množství vznikajícího sekundárního záření. (3)

Sekundární záření může být z obrazu eliminováno několika způsoby. Nejčastějším je použití protirozptylové mřížky, poté se méně často může použít tak zvaná air-gap technika. (3)

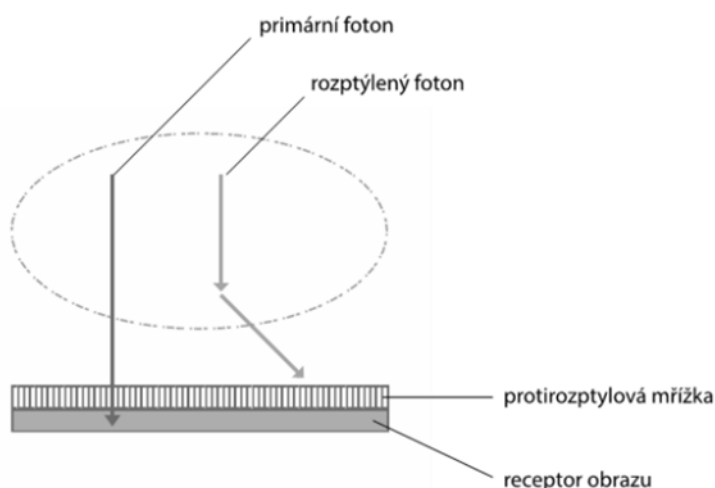
1.6.1 Protirozptylová mřížka

Protirozptylová mřížka je mřížka, která je speciálně konstruovaná tak, aby jí prošel pouze užitečný svazek záření. Tato mřížka se vkládá mezi pacienta a detektor. Ideálně by mřížkou měli projít všechny fotony primárního záření a všechny fotony sekundárního záření eliminovat. Praxe je však jiná a mřížka absorbuje i fotony primárního záření, což vede k tomu, že musíme použít více záření, abychom nasbírali dostatečné množství dat pro rekonstrukci obrazu, a tím se zvýší radiační zátěž pro pacienta. Tato oběť je ale přijatelná vzhledem k tomu, že některé struktury by se bez této filtrace nedaly vůbec vyšetřit, protože vzniklé sekundární záření může tvořit někdy až 80 % záření dopadajícího na detektor. Takový obraz by byl natolik degradován, že by nebylo možné rozeznat ani základní struktury. (3)

Tyto mřížky také mají svoje parametry, dle kterých se od sebe liší. Jedním z parametrů je **poměr mřížky**. To je poměr mezi samotnou výškou mřížky a vzdáleností mezi dvěma sousedními septy (lamelami) mřížky. V běžné skiagrafii se využívají mřížky s poměrem 6 až 14, v mamografii se využívají zase mřížky s poměrem přibližně 5. Tyto septa jsou ve většině případů vyrobená z olova a mezi jednotlivými lamelami by měl být ideálně vzduch. Avšak kvůli zpevnění celé mřížky jsou mezery vyplněny hliníkem, někdy poté uhlíkovým vláknem. Dalším parametrem mřížek je **frekvence mřížky**. Tento parametr udává počet lamel na jednotku délky, nejčastěji 1 cm nebo 1 mm. Běžně je frekvence mřížky 60 až 80 lamel na 1 cm. (3)

Konstrukce protirozptylových mřížek může být různá. Některé mají lamely pouze v jednom směru (paralelní mřížka), mohou mít lamely ve dvou na sebe kolmých směrech, mohou to být fokusované mřížky s určitou ohniskovou vzdáleností a dokonce je můžeme rozdělit na stacionární a pohybující se mřížky. Stacionární mřížka, označovaná jako **Lysholmova clona**, může být viditelná ve výsledném obraze. Z toho důvodu byla zavedena i zmíněná pohybující se mřížka – **Buckyho clona**. (3)

Obrázek 2: Schéma protirozptylové mřížky



Zdroj: **Súkupová, Lucie**. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-2842-1

1.6.2 Air-gap technika

Další možností redukce sekundárního záření je mimo použití protirozptylové mřížky využití tak zvané air-gap techniky. Už samotný název napovídá, že podstatou této techniky je, že je mezi zobrazovaným objektem a detektorem obrazu malá vzduchová mezera. Díky tomuto prostoru mají rozptýlené fotony možnost odletět mimo detektor obrazu. (3)

1.7 Expoziční parametry

Nelze použít jedno nastavení přístroje na zobrazování odlišných částí těla. Každá tělesná struktura má totiž různé anatomické vlastnosti ať už co se velikosti týče, tak i vzhledem k poměru zastoupení měkkých a tvrdých tkání. Z tohoto důvodu má každá struktura doporučené expoziční parametry. Tyto doporučené hodnoty jsou dány zkušenostmi v oboru a u moderních přístrojů jsou pro každou anatomickou strukturu již

přednastaveny, ale je možné je dodatečně upravovat podle dispozic pacienta tak, aby byl snímek co nejvíce výnosný. (3)

Mezi expoziční parametry patří napětí rentgenky (kV), tedy elektrický potenciál mezi katodou a anodou. Napětí určuje maximální energii fotonů ve svazku. Dalším parametrem je žhavicí proud katody. Změnou tohoto parametru se mění množství emitovaných elektronů, které mohou být v rentgence přeměněny na rentgenové záření. Posledním parametrem je expoziční čas, tedy čas, po který má rentgenka produkovat rentgenové záření. Nejsou-li však expoziční parametry zvoleny správně, dochází nejčastěji k podexponování, nebo přexponování obrazu. Aby nedocházelo k takovým případům, je součástí moderních přístrojů expoziční automatika, někdy také označována jako automatické řízení dávkového příkonu. Expoziční automatika (AEC) je systém ionizační komor nebo polovodičových detektorů na zobrazovacím médiu přístroje, které když při expozici zaregistrují dostatečné množství záření, tak expozici automaticky ukončí. Tento systém funguje jako prevence proti přexponování i podexponování obrazu. (3)

2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Výpočetní tomografie (zkráceně CT z anglického Computed Tomography) je diagnostická zobrazovací metoda, která je založena na matematické rekonstrukci obrazu anatomických vrstevových řezů získaných informací o absorpci záření v mnoha průmětech po obvodu kruhu. Je docíleno trojrozměrného zobrazení objektů, aniž by docházelo k překrývání a sumaci tkání tak, jak je tomu u dvourozměrného zobrazení. (6) (7) (8) (9) (3)

Dnes se výpočetní tomografie řadí k nejrozvinutějším zobrazovacím metodám, která využívá ionizující záření a nejmodernější CT skenery poskytují izotropní prostorové rozlišení umožňující excelentní trojrozměrné rekonstrukce v axiální, koronální i sagitální rovině. Velký rozmach této metody vede ke stálému zlepšování kvality získaného obrazu a to dokonce i v metodách dynamických a metabolických. CT se stalo běžně dostupnou zobrazovací metodou, která přispívá k diagnostice onemocnění. Na druhou stranu dostupnost této metody vede k nesprávné indikaci CT vyšetření a uvádí se, že až 30 % výkonů je výhoda spojená s CT vyšetřením menší, než riziko spojené s provedením výkonu, zejména radiační zátěž. Vyšetření výpočetním tomografem je totiž spjato s vysokou radiační zátěží pacienta a i když vyšetření pomocí tohoto přístroje představují pouze 7,9 % celkového počtu rentgenových výkonů, tak tvoří až 47 % celkové kolektivní dávky plynoucí z lékařského ozáření. (6) (7) (8) (9) (3)

Nesmíme zapomenout ani na implementaci výpočetní tomografie v nukleární medicíně zavedením hybridního systému v podobě přístroje PET/CT. (6) (7) (8) (9) (3)

Obrázek 3: Výpočetní tomograf



Zdroj: <https://www.fnmotol.cz/ct/>

2.1 Konstrukce výpočetního tomografu

Konstrukčně vychází výpočetní tomograf z koncepce transmisního skeneru. K získávání dat při skenování slouží soustava rentgenky a sady několika stovek detektorů na protilehlé straně. Tato sestava je uložena v gantry přístroje a při vyšetření vykonává rotační pohyb kolem pacienta. V gantry je mimo rentgenky a detektorů uložena ještě přídavná filtrace záření. Pacient je uložen na pohyblivém stole a během vyšetření zajíždí do otvoru ve středu gantry. Nedílnou součástí je ještě výkonný počítač s algoritmem pro zpracování dat a rekonstrukcí obrazu. (7) (3)

Rentgenka v CT přístroji produkuje divergentní svazek záření o úhlu $50-60^\circ$ v axiální rovině (vějířový svazek) a o úhlu $2-18^\circ$ v podélné ose pacienta. Hovoříme zde o cone-beam geometrii svazku rentgenového záření. Rentgenka umístěná v gantry se se svým výkonem 100-120 kW řadí k těm nejvýkonnějším a to jí umožňuje využít krátkých expozičních časů společně se spektry s vyšší efektivní energií. Anodový terčík rentgenky musí být dostatečně velký, aby při určitém úhlu umožňoval dostatečné pokrytí oblasti detektorů. (3)

Svazek rentgenového záření je před vstupem do pacienta filtrován přídavnou filtrací. O to se stará flat-filter, který je vyrobený z mědi nebo hliníku a slouží k odfiltrování nízkoenergetických fotonů, které by bez přispění ke kvalitě obrazu pouze zvýšili radiační zátěž pacienta. O další filtraci se stará bow-tie filtr. Tento filtr je zhotoven z polytetrafluorotylenu, hliníku nebo jiného materiálu. Tento filtr je umístěný u výstupu z rentgenky a jeho funkcí je tvarování rentgenového svazku ve smyslu prostorové fluence. Stará se tedy o to, aby byla energie na detektoru homogenní. Tento filtr by měl být ve výpočetním tomografu dvakrát a každý by měl být jiný. Jeden bow-tie filtr by měl být pro zobrazení hlavy pacienta a druhý pro zobrazení těla pacienta, z důvodu různých průměrů těchto struktur. Některé přístroje mohou být osazeny i třetím filtrem pro zobrazování hlavy dětských pacientů. (3)

Po tom, co svazek rentgenového záření projde pacientem, prochází ještě protirozptylovou mřížkou. Zde probíhá tak zvaná postkolimace. U dřívějších výpočetních tomografů se využívalo 1D mřížky, která byla tvořena wolframovými septy, ale dnes se v modernějších přístrojích využívá 2D mřížky. Septa protirozptylových mřížek jsou umístěna v neaktivních částech detekční soustavy tak, aby nedošlo ke snížení účinnosti. (3)

Dnešní CT přístroje dělíme do dvou skupin podle uložení detektorů v gantry. Tou první jsou spirální CT. Zde skenování probíhá za kontinuální rotace zobrazovací soustavy a současného pohybu stolu v gantry. Výsledná dráha projekce má tvar spirály. Druhou skupinou jsou multidetektorové CT. Zde jsou navíc uloženy detektory ve více řadách a to umožňuje zhotovení většího množství řezů při jedné otáčce soustavy. Skenování je zde velmi rychlé a výsledné řezy jsou velmi podrobné. Předchůdcem obou těchto dnes používaných přístrojů byly starší jedno nebo dvouřadé spirální systémy. Rotace rentgenky zde nebyla kontinuální, ale probíhala s přestávkami mezi jednotlivými řezy. Tento typ je však velmi zastaralý a v provozu se již nevyskytuje. (7)

Detekční systém musí být v CT přístroji velice účinný a jeho odezva musí být dostatečně rychlá. Moderní CT dnes nejčastěji využívají scintilačních detektorů, které zajišťují tuto vysokou účinnost převedením fotonů rentgenového záření na fotony viditelného světla. Ty jsou pak detekovány fotodiodami, které jsou umístěny na výstupní straně scintilátoru. Fotodiody převádějí fotony na elektrický signál, který je základem pro vznik CT obrazu. Jednotlivé scintilátory jsou od sebe izolovány odrazivým materiálem tak, aby nedocházelo ke cross-talku (zachycení signálu i jinde mezi jednotlivými detekčními

jednotkami), což by snižovalo ostrost obrazu. Moderní scintilační detektory pro CT jsou mnohem rychlejší, než tomu bývalo dříve. To umožňuje kratší rotační čas rentgenky a zároveň i použití vyšších proudů. Dosaženo je toho použitím ultrarychlého keramického materiálu nebo Gemstone materiálu. Oba tyto materiály jsou součástí vyčítací elektroniky a jsou schopny pracovat samostatně bez zapojení další spojovací elektroniky, a tím bylo dosaženo snížení elektronického šumu a radiální zátěže. (3)

Obrázek 4: Vnitřní uspořádání výpočetního tomografu



Zdroj: http://ctscannerinfo.blogspot.com/2015/05/components-of-ct-scan_30.html

2.2 Historie výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je zobrazovací metoda, která se i dnes neustále zdokonaluje. Teoretické základy této metody byly položeny již v roce 1963 Allanem Mac Leod Cormackem, ale až v roce 1972 fyzik Godfrey Newbold Hounsfield zkonstruoval první klinicky použitelný výpočetní tomograf. Tato technologie byla revoluční, avšak z pohledu dnešní doby se jednalo o technologii velmi primitivní. To ale nebránilo tomu, aby oba tito vědci v roce 1979 obdrželi Nobelovu cenu za medicínu. Pokrok v technologii šel ale rychle kupředu a objev technologie slip-ring, která nahradila fyzické kabely uvnitř gantry a umožnila následný vznik helikálního CT, byl velký posun vpřed. Z důvodu, že vývoj výpočetní tomografie prošel hned několika zásadními vylepšeními, dělíme jednotlivé etapy vývoje do generací. (6) (8)

Výpočetní tomografy první generace byly sestaveny pouze z jedné rentgenky a jednoho detektoru, kdy tato soustava rotovala v gantry přístroje. Zhotovení jednoho skenu trvalo až několik minut. Z důvodu zrychlení doby skenu byla druhá generace tomografů osazena více detektory najednou, konkrétně se jejich počty pohybovali mezi deseti až padesáti v závislosti na výrobcí. Díky tomu se skenovací doba zkrátila pouze na desítky sekund. Dnes nejvyužívanější přístroje jsou výpočetní tomografy třetí generace. Zde je zastoupení detektorů mnohem vyšší a jejich počet se pohybuje zpravidla mezi 300 až 600. Přístroje jsou velice často osazeny i dvěma rentgenkami. To umožňuje další metody vyšetření a celkové zkrácení skenovacího času na sekundy. Nejmodernější přístroje čtvrté generace se liší v množství a usazení detektorů. Zde je velké množství detektorů usazeno po celém obvodu gantry a během akvizice se nepohybují ve spřažení s rentgenkou tak, jak tomu je u předešlých generací. (6)

2.3 Princip výpočetní tomografie

Samotné vyšetření pomocí počítačové tomografie se skládá z několika fází. Skenovací fáze je ta fáze, při které probíhá sběr surových nezpracovaných dat na základě zvolených expozičních parametrů. Tyto data jsou následně zpracovávána v rekonstrukční fázi vyšetření a vzniká digitální obraz. Nakonec se ve fázi konverze přemění digitální obraz na obraz analogový. (8)

Princip výpočetní tomografie spočívá v měření rentgenového záření, které dopadá na detektory po průchodu pacientem. Rentgenka s detektory synchronně rotují kolem pacienta a tak pacientem záření prohází více směry po obvodu kružnice gantry a tím získáme data i o třetím rozměru, tedy hloubce. Záření, které na detektory dopadá je přeměněno na elektrický signál. Velikost takto vytvořeného signálu závisí na tom, kolik záření se absorbovalo ve tkáních pacienta a kolik ho na detektory dopadlo. Takto vytvořený elektrický signál je následně pomocí počítačových výpočtů konvertován na obraz. Přístroj pracuje s velkým množstvím dat, pro představu, když soustava rentgenky a detektorů vykonají jednu celou otáčku, v gantry je provedeno až 700 měření absorpce. (9)

(10)

2.4 Hounsfieldova stupnice

Hounsfieldova stupnice udává míru absorpce rentgenového záření a je vyjádřena Hounsfieldovými jednotkami (HU). Stupnice je rozdělena asi na 4000 jednotek (-1000 až +3000) a hodnota denzity 0 HU odpovídá absorpci vody. Materiály s menší absorpcí mají

záporné hodnoty denzity a naopak tkáně, ve kterých je vyšší absorpce, mají kladné hodnoty denzity. Každé intenzitě je přiřazeno odlišné zčernání na škále stupňů šedi, a čím vyšší absorpci materiál má, tím světlejší je v obraze. (7)

Tabulka 1: Hounsfieldova stupnice:

Materiál (tkáň)	Hounsfieldova jednotka
Vzduch	-1000
Plicní parenchym	-500 až -200
Tuk	-200 až -50
Voda	0
Krev	25
Svaly	25 až 40
Čerstvý hematom	35 až 40
Starší hematom	65 až 80
Kosti	200 až 1000
Kovové endoprotézy a jiné kovové předměty	nad 1000

Zdroj: Ferda, Jiří, Mírka, Hynek a Baxa, Jan. Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3

2.5 Základní parametry CT obrazu

Jako každé vyšetření, tak i vyšetření pomocí výpočetního tomografu musí splňovat určitá kritéria, které jsou kladena na kvalitu obrazu. Obraz by měl tedy obsahovat dostatek věrohodných informací, ale na druhou stranu není vždy potřeba, aby výrazně překračoval tyto minimální požadavky hlavně z důvodu zohlednění radiační zátěže, skenovacího času a rozlišení při nízkém a vysokém kontrastu. (3)

2.5.1 Skenovací čas

Skenovací čas je čas, při kterém jsou během CT skenu nabírána data. Ideální je provedení skenu během jediného zadržení dechu, to je asi do patnácti sekund. Čím kratší bude skenovací čas, tím menší je pravděpodobnost, že ve vzniklém obraze budou pohybové artefakty způsobené pohnutím pacienta nejčastěji v souvislosti s dýchacími pohyby. Proto se doporučuje, aby byl skenovací čas co možná nejkratší. Tyto artefakty jsou nejproblematičtější u traumatických a dětských pacientů. (3)

2.5.2 Rozlišení při nízkém kontrastu

Dobré rozlišení při nízkém kontrastu je důležité pro zobrazování hranic orgánu a pomezí jednotlivých anatomických struktur. U vyšetření s malým kontrastem je obraz nejvíce ovlivněn šumem, který někdy může být až tak vysoký, že některé struktury nemusí

být na obraze vůbec viditelné. Moderní výpočetní tomografie se ale vyznačuje tím, že rozlišení je na vysoké úrovni i při použití velmi malého kontrastu. (3)

2.5.3 Rozlišení při vysokém kontrastu

Vyšetření kostí pomocí CT je příkladem, kdy je potřeba provést vyšetření s použitím vysokého kontrastu. Zde je možné tolerovat větší množství šumu, ale musí být zachyceny velmi jemné detaily v obraze. Z těchto důvodů se zde využívá tenkých řezu. (3)

2.5.4 Radiační zátěž

Tak jako u jiných zobrazovacích metod, které využívají ionizující záření, tak i zde se řídíme pravidlem ALARA, tedy snažit se, aby dávka byla tak nízká, jak je to možné, aniž by došlo ke snížení kvality obrazu. Dávka záření by měla být uzpůsobena anatomickým dispozicím pacienta. (3)

2.6 Parametry skenování u CT

2.6.1 Doba rotace rentgenky

Doba rotace rentgenky je doba, za kterou rentgenka udělá celou otáčku v gantry přístroje. Nejčastěji se setkáváme s dobou rotace mezi 0,25 s a 1s. Čím pomaleji rentgenka rotuje, tím více fotonů může být na vyšetření použito, což snižuje šum v obraze a zlepšuje rozlišení při nízkém kontrastu. Musíme ale brát v potaz, že doba rotace rentgenky je spojena s celkovou dobou skenu. Optimální doba rotace rentgenky by měla být co nejmenší, ale zároveň dostatečně dlouhá, aby byl nasbírán dostatek dat pro dostatečně kvalitní obraz. Nastavení vhodné doby rotace rentgenky je zásadní u vyšetření, kdy je pacientovi intravenózně vpravována kontrastní látka do těla a skenování musí být přizpůsobeno době rotace rentgenky a okamžiku od aplikace kontrastní látky. Pokud je doba rotace kratší, je kladen vyšší nárok na výkon rentgenky, protože by mělo být zachováno stejné množství interagujících fotonů. Když je tedy doba kratší, musí být vyprodukováno více fotonů a právě maximální množství fotonů, které je rentgenka schopna vyprodukovat je limitujícím faktorem, který znemožňuje další zkrácení doby rotace rentgenky. (3)

2.6.2 Proud rentgenky

Hodnota proudu rentgenky je přímo úměrná fluenci produkovaných fotonů rentgenového záření. Úprava této hodnoty je v nepřímé úměře druhé mocniny spjata s množstvím šumu v obraze, takže zvýšení hodnoty proudu rentgenky vede k poklesu hodnoty šumu, a tím je i zlepšeno rozlišení při nízkém kontrastu. Dále je ale hodnota

proudu přímo úměrná radiační zátěži, takže při zdvojnásobení této hodnoty obdrží i pacient dvojnásobnou dávku záření, ale šum v obraze je menší pouze o zhruba 40 %. Limitace maximálního použitelného proudu rentgenky je určena kapacitou generátoru a také hodnotou zvoleného napětí rentgenky (kV). Někdy se může vyskytnout problém při vyšetřeních s hodnotami proudu rentgenky, které jsou v blízkosti maximální možné hodnoty a to hlavně v případech, kdy je použita také automatická modulace proudu. (3)

2.6.3 Pitch faktor

Jedná se o faktor stoupání při spirálním skenování. Jinými slovy se jedná o velikost překrytí spirálně sbíraných dat nebo o vzdálenost mezi sousedními řezy. Pitch faktor je definován poměrem posunu stolu na jednu rotaci rentgenky kolem pacienta při zohlednění celkové kolimace svazku záření, která odpovídá aktivní šířce detektorů. Při změně hodnoty pitch faktoru se mění rychlost posunu stolu, a tím je ovlivněna i celková doba skenování a tím je i menší radiační zátěž pacienta, ale pouze za předpokladu, že nebude změněn žádný jiný parametr. To může být u moderních přístrojů problém, protože využívají automatickou modulaci proudu, takže v případě rychlejšího posunu stolu je emitováno více fotonů, které interagují s hmotou. Kdyby byla automatická modulace proudu vypnutá tak tím, že se stůl pohybuje rychleji, tak je v každém řezu větší množství šumu a menší rozlišení při nízkém kontrastu vlivem menšího množství fotonů, které interagují v daném řezu. (3)

2.6.4 Tloušťka rekonstruovaných řezů

U CT skenerů s víceřadým uspořádáním detektorů jsou data sbírány volumetricky, to znamená, že se nejedná o jednotlivé řezy, ale spíše o bloky. Následně jsou z nasbíraných dat počítačem zrekonstruovány jednotlivé řezy v různých rovinách. Rekonstruovaný řez však z fyzikálního hlediska nemůže být tenčí, než je tloušťka detekčního elementu, takže pokud je například tloušťka detekčního elementu 0,5 mm, tak zrekonstruované řezy mohou být pouze o tloušťce 0,5 mm a vyšší. (3)

Zvolená tloušťka řezu ovlivní celkovou kvalitu obrazu, zejména množství šumu, protože čím tenčí bude tloušťka, tím méně fotonů záření bude detekováno a tím bude šum větší. Moderní CT ale dokáží upravovat skenovací parametry tak, aby i velmi tenké řezy měly dostatečnou kvalitu pro diagnostiku, ale poté může být vyšší radiační zátěž pacienta. (3)

2.6.5 Napětí rentgenky

Napětí rentgenky udává potenciál mezi katodou a anodou, díky kterému jsou elektrony urychlovány na požadovanou rychlost. To udává maximální energii fotonů ve svazku rentgenového záření. Při CT skenování se využívá napětí 80-140 kV nejčastěji pak 120 kV. Změnou hodnoty napětí se mění absorpce v jednotlivých materiálech a tím se mění kontrast v obraze, šum a také radiační zátěž pacienta, protože napětí rentgenky ovlivňuje střední energii spektra, tudíž i lineární součinitel zeslabení. Při použití svazku záření o menší energii se zásadně zvyšuje kontrast obrazu, ale radiační dávka pacientovi se zvyšuje vlivem větší absorpce záření ve tkáních. Při volbě tohoto parametru musíme zvážit i dispozice pacienta, například u objemnějších pacientů musíme zvolit větší napětí, aby měli fotony vyšší energii a průchodnost a aby dokázali skrz pacienta vůbec projít. (3)

2.6.6 Rekonstrukční algoritmus (kernel)

Při CT skenování jsou sbírána hrubá data (raw data), která až následně podléhají výpočtům za účelem vytvoření obrazu. Proces vzniku obrazu je založen na principu zpětné projekce a jako rekonstrukční filtr zde používáme rekonstrukční kernel (můžeme se setkat i s označením kernelovo číslo). Tento rekonstrukční kernel se aplikuje přímo na hrubá data a jeho využití velice ovlivňuje to, jak vzniklý obraz bude vypadat, například jak silné bude vyhlazení (smoothing) nebo drobné detaily v obraze. Když bude použit vyhlazovací kernel, množství šumu v obraze bude redukováno za současného rozmazání hran. Jestliže použijeme kernel pro zvýraznění detailů, tak bude naopak šum v obraze zastoupen víc, ale hrany jsou mnohem výraznější. Takovýchto kernelů existuje celá řada od výrazně vyhlazujících až například po ostřící. (3)

Protože rekonstrukční filtr se používá až v post-processingu a je závislý pouze na hrubých datech, mohou být použity různé rekonstrukční filtry bez nutnosti dalšího skenování pacienta a to například i zpětně. To, jaký kernel bude použit, ale závisí především na lékaři a jeho preferencích. V praxi se provádí několik rekonstrukcí s různými kernely a lékař si následně vybere tu rekonstrukci, která je pro něj nejvýhodnější. (3)

2.7 Módy náběru dat

V současnosti je nejvíce vyšetření pomocí CT prováděna ve spirálním módu. Při vyšetření ve spirálním módu rentgenka rotuje okolo pacienta za současného posunu stolu s pacientem. Následkem těchto pohybů je, že data jsou nasbírána ve spirále, ale následně je možné z této spirály zrekonstruovat klasické axiální řezy a řezy v dalších rovinách. (3)

Dále mohou být data sbírána v axiálním módu. Tento mód je někdy označován jako sekvenční mód, protože se při vyšetření vyšetřovací stůl posouvá až po provedení jedné rotace rentgenky. Tento mód se vyplatí využívat ale jen u přístrojů, které mají vyšší počet řad detektorů, čímž je umožněno většího objemu během jedné rotace rentgenky. Nejčastěji se tento mód využívá u vyšetření srdce a je zde možná synchronizace pomocí EKG. (3)

2.8 Kontrastní látky

U vyšetření pomocí výpočetního tomografu je někdy zapotřebí zvýraznit rozdíl denzit tkání. Používají se k tomu kontrastní látky, které mají vysokou absorpci rentgenového záření a tím tento rozdíl dokážou zvýraznit společně i s kontrastem obrazu. Nejčastěji se využívá jodová kontrastní látka, která se podává do periferní žíly. Množství a rychlost podávané kontrastní látky do pacienta se určuje podle typu vyšetření a váhy pacienta za pomoci tlakového injektoru. (7)

2.9 CT artefakty

U zobrazení pomocí CT se artefaktem nazývá nesrovnalost mezi CT číslem v rekonstruovaném obrazu a skutečným součinitelem zeslabení objektu. Právě CT číslo se vlivem artefaktu stává nestabilní, a proto dochází k redukci kontrastu v obrazu. V praxi se můžeme setkat s velkým množstvím různých artefaktů a ty nejčastější z nich jsou uvedeny níže. (3)

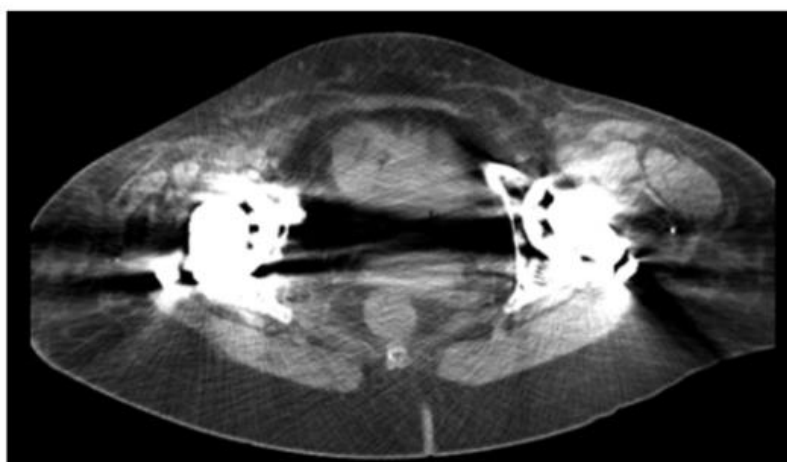
2.9.1 Kruhový artefakt

Prvním artefaktem v CT obrazu je kruhový artefakt. Ten je způsoben špatně zkalibrovaným nebo poškozeným detekčním elementem. Na obraze se tento artefakt zobrazí jako kruh okolo centra rotace a lze jej redukovat pomocí recalibrace přístroje. (3)

2.9.2 Streak artefakt

Mezi artefakty v důsledku efektu tvrdnutí svazku řadíme streak artefakt. Ten je způsoben zeslabením svazku rentgenového záření při průchodu objektem. Svazek se zeslabuje nerovnoměrně z toho důvodu, že fotony o menších energiích jsou zeslabovány intenzivněji a to způsobí, že zeslabení v daném voxelu je vyhodnoceno jako větší a je mu přiřazeno špatné zčernání. Tyto artefakty se zobrazují buď jako tmavé streak artefakty, ty se zobrazují mezi dvěma objekty s velkým zeslabením (kosti, kovy, kontrastní látka), nebo jako světlé streak artefakty. Ty se vyskytují v případech, kdy je v obraze jeden silně zeslabující objekt, který je ve směru většího zeslabení. Tento typ artefaktu lze redukovat pomocí korekčních algoritmů, například použitím iterativní rekonstrukce. (3)

Obrázek 5: Streak artefakt vzniklý v důsledku přítomnosti kovových protéz



Zdroj: **Súkupová, Lucie.** *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi.* Praha: Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-2842-1

2.9.3 Artefakt částečného objemu

Artefakt částečného objemu se vyskytuje v případech, kdy je objekt, který chceme zobrazit, menší než tloušťka rekonstruovaného řezu. Signál objektu je zprůměrován přes celou tloušťku řezu včetně okolních tkání, takže objekt nemusí být v obraze vůbec viditelný. Občas se může stát, že i přes správné nastavení přístroje může dojít k nepřesnému stanovení denzity velmi drobných lézí (renální a jaterní cysty). Řešením je zde rekonstrukce tenčích řezů a rekonstrukce v dalších rovinách. (3)

Obrázek 6: Artefakt částečného objemu



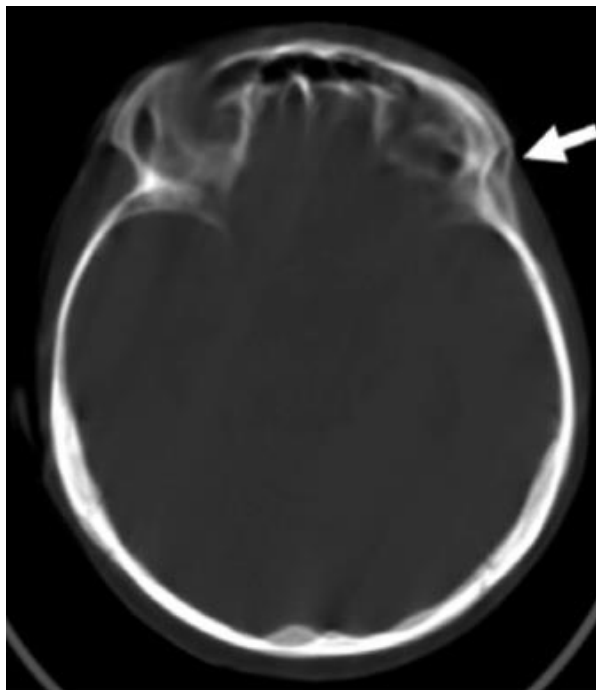
Zdroj: **Súkupová, Lucie.** *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi.* Praha: Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-2842-1

2.9.4 Pohybové artefakty

Posledními častými artefakty jsou artefakty pohybové. Ty jsou nejčastěji způsobeny srdečními pohyby, dýcháním pacienta nebo samotným pacientovým pohybem.

(3)

Obrázek 7: Pohybový artefakt



Zdroj: Sūkupová, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi. Praha: Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-2842-1

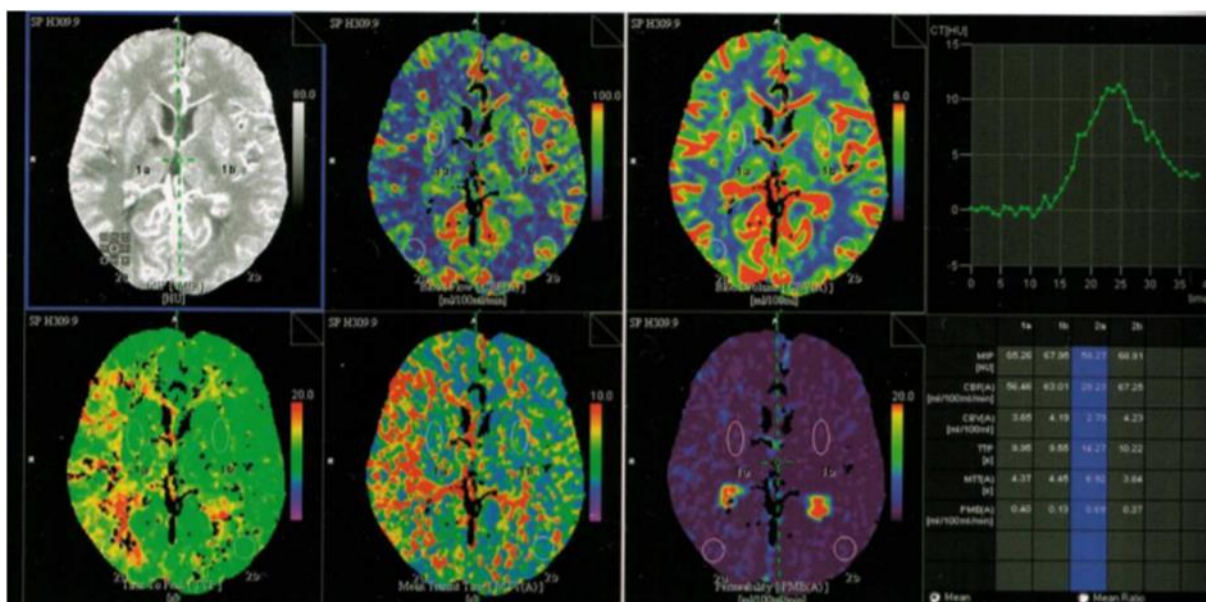
2.10 Spektrální CT zobrazení

Spektrální zobrazení patří mezi novější technologie u CT. Využívá se zde zobrazení s použitím spekter dvou odlišných energií (dual-energy CT). Při této metodě se využívá osazení dvěma rentgenkami, kdy jedna rentgenka produkuje spektrum nižší střední energie (80-100 kV) a druhá rentgenka spektrum vyšší střední energie (120-140 kV). Použitím těchto dvou rozdílných spekter získáme součinitele zeslabení při dvou různých energiích a tím můžeme získat informace o složení zobrazované struktury. S použitím dekompenzace lze následně doplnit k morfologickým informacím i funkční informace. S použitím této metody lze charakterizovat tkáně pomocí kvantifikací kalcifikací nebo identifikací kamenů a tekutin v různých dutinách. Každý hlavní výrobce počítačových tomografů dnes tuto metodu nabízí a mezi sebou se liší rozdílným způsobem náběru dat. (3)

2.11 Perfuzní CT zobrazení

Perfuzní CT je metodou, která je v současnosti nejvíce využívána u pacientů s akutní mozkovou ischemií. Provedení tohoto vyšetření je spjato s aplikací kontrastní látky do těla pacienta, díky níž jsme schopni zvýraznit tkáně, které jsou kontrastní látkou prosyceny. Princip vyšetření ale nespočívá pouze v posouzení jednotlivých cév, ale spíše v posouzení celkové denzity tkáně s mikrocévami. Ty jsou při běžném CT vyšetření neviditelné, a proto je nutné využít zmíněného prosycení tkání. Podstatou jsou křivky sycení jednotlivých voxelů cév a tkáně v závislosti na čase. K rekonstrukci obrazu z vyšetření je nezbytné získat data skenováním cílové oblasti během prvního oběhu kontrastní látky sledovaným místem a je třeba využít rychlých skenů. Doba, za kterou kontrastní látka prochází tkání, by neměla překročit 20 sekund a povede-li se provést alespoň jeden sken za 1,5 sekundy, můžeme předpokládat, že výsledný obraz bude dostatečně kvalitní. Výsledkem vyšetření je poté barevné zobrazení, které zobrazuje celkovou průchodnost mikrocév. (8)

Obrázek 8: Perfuzní zobrazení mozku s hypoperfuzí pravé hemisféry



Zdroj: *Mírka, Hynek a Ferda, Jiří. Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-185-8*

3 MOZEK

3.1 Anatomie

Mozek je společně s míchou součástí centrálního nervového systému. Mozek je uložen v lebce, která mu poskytuje patřičnou a potřebnou ochranu před zraněními. Ačkoli se mozek (cerebrum) skládá pouze z několika hlavních částí, jedná se o velmi složitý komplex, který řídí mnoho dějů v lidském těle. Mozek se tedy skládá z mozkového kmene (truncus encephali), mozečku (cerebellum), středního mozku (mesencephalon), mezimozku (diencephalon) a koncového mozku (telecephalon). (11)

K mozku neodmyslitelně patří i mozkový kmen, v němž je prodloužená mícha (medulla oblongata), Varolův most (pons Varoli) a střední mozek (mesencephalon). Prodloužená mícha je pokračováním hřbetní míchy a prochází jí centrální míšní kanál, který zde vyúsťuje do čtvrté mozkové komory. Přední strana s je ještě rozdělena na pyramides medullae oblongate a na fisura mediana anterior. (12)

Mozeček je část mozku, která se nachází v zadní jámě lebeční a můžeme na něm pozorovat mozečkový červ (vermis cerebelli). Mozeček je jím rozdělen na dvě hemisféry (hemispheria cerebelli). Úkolem středního mozku je zprostředkovávat důležité reflexy a jeho dráhy vedou vzruchy z míchy do mozkové kůry a mozečku. Mezimozek se skládá z thalamu, hypothalamu, metathalamu, epithalamu a subthalamu. Poslední část, koncový mozek, je tou nejrozsáhlejší částí centrální nervové soustavy a i z toho důvodu je rozdělen na tři části – mozkovou kůru, bazální ganglia a limbický systém. Mozková kůra se dále dělí na čelní lalok, temenní lalok, spánkový lalok, týlní lalok a insulu. Koncový mozek je ještě rozdělen na bílou a šedou hmotu, které společně tvoří bazální ganglia. (12)

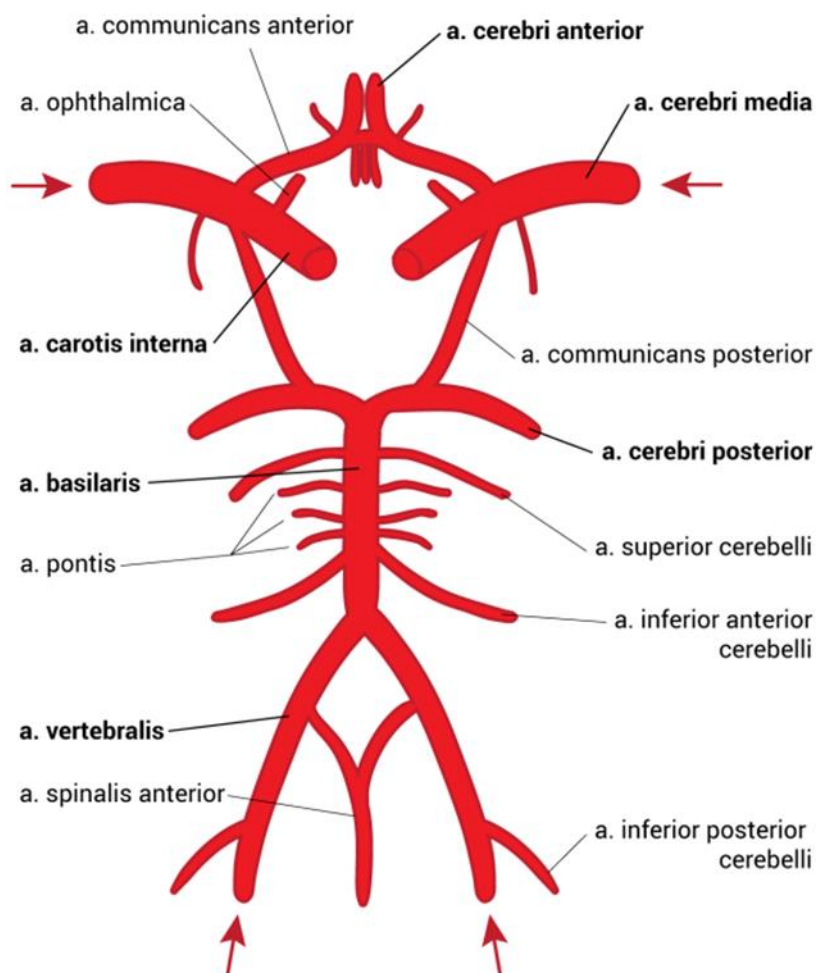
Jednotlivé části mozku jsou spojeny mnoha drahami a volné prostory mezi samotnými částmi nazýváme mozkové komory. Lidský mozek obsahuje čtyři mozkové komory. (11)

3.2 Cévní zásobení mozku

Krev je do mozku přiváděna karotickým a vertebrálním řečištěm. Karotické řečiště zásobuje mozek asi z 85 % a skládá se aa. carotidae internaе, po prostupu dura mater se větví na a. cerebri anterior a a. cerebri media. Řečiště vertebrální je tvořeno dvěma tepnami a zásobuje zbylých 15 % mozku. V intrakraniálním prostoru se spojují v a. basilaris, která

se dále větví ve dvě aa. cerebri posteriores. Obě tyto řečiště jsou ale propojeny dvěma aa. communicantes posteriores na bazi lební, které spojují na každé straně a. cerebri posterior s a. carotis interna, aa. cerebri anteriores jsou spojeny nepárovou a. comunicans anterior. Tuto strukturu poté označujeme jako Willisův okruh. (13) (14) (15)

Obrázek 9: Willisův okruh



Zdroj: <http://www.cnsonline.cz/?p=285>

Po tom, co okysličená krev projde přes tenké vlásečnice, odtéká do odvodného žilního systému. Povrchové žíly ústí do sinusů durae matris a to do sinus sagittalis superior, sinus sagittalis inferior, sinus sagittalis, sinus petrosus, sinus cavernosus, sinus transversus a sinus sigmoideus. Hluboký žilní systém ústí do v. magna cerebri a pomocí sinus rectus a sinus sigmoideus odvádí krev do v. jugularis. (14)

3.3 Bariéry

Pro správnou funkci mozku je důležitá správná tvorba a funkce mozkomíšního moku, tekutiny, která vyplňuje prostory v mozku. Plní několik funkcí – chrání mozek a míchu před otřesy a zraněními, zajišťuje optimální prostředí pro nervové buňky, zajišťuje transport látek, chrání mozek před infekcí. (16)

3.3.1 Hematoencefalická bariéra

Hematoencefalická bariéra je zodpovědná za fyziologický přechod mezi mozkovými kapilárami a mozkovou tkání. Morfologicky je předpokladem pro správnou funkci neporušený endotel v kapilárách a ze strany mozku vrstva zdravých astrocytů (gliální buňky) a pericytů (mikroglialní buňky). Endotel mozkových kapilár se liší od endotelu v jiných cévách, protože nemá žádné fenestrace a jeho buňky jsou spojeny těsnými kontakty. (17)

Průchod látek přes hematoencefalickou bariéru závisí především na schopnosti rozpouštět se v tucích a na pomoci přenašečových systémů. Látky rozpustné v tucích společně s vodou prostupují dobře a látky, které v tucích rozpustné nejsou, ale pro činnost mozku jsou nezbytné (glukóza, neutrální aminokyseliny), jsou do mozku transportovány pomocí specifických transportních systémů. Pokud bariéra funguje správně, tak prakticky znemožňuje vstup makromolekul do mozkové tkáně. Průniku látek do mozku zabraňuje také enzymatická bariéra, na které se podílejí enzymové systémy nacházející se ve stěnách mozkových cév. (17)

3.3.2 Hematolivorová bariéra

Tato bariéra má za úkol oddělit krev a mozkomíšní mok. Je tvořena epitelem choroidálních plexů, který secernuje likvor. Epitelové buňky jsou také propojeny pevnými spoji, ty jsou ale propustnější než těsné spoje v mozkových kapilárách. Hematolivorová bariéra je propustnější a umožňuje přestup proteinů z plazmy do likvoru pinocytózou nebo specifickými přenašeči. Porucha hematolivorové bariéry se projeví zvýšenou koncentrací proteinů v likvoru. (16)

3.3.3 Encefalolivorová bariéra

Podstatou encefalolivorové bariéry je vrstva gliových vláken na povrchu mozku a vnitřní povrch mozkových komor. Tato bariéra je nejpropustnější a využívá prostupu skrze štěrby mezi buňkami. (16)

PRAKTICKÁ ČÁST

4 CÍLE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A PŘEDPOKLADY PRÁCE

4.1 Cíl práce

- 1) Zhodnotit možnosti, indikace a využití vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie.

4.2 Výzkumné otázky

- 1) Jaké jsou nejvíce využívané vyšetřovací protokoly na sledovaných klinikách?
- 2) Které věkové skupině bylo vyšetření mozku nebo hlavy indikováno častěji?
- 3) Jaká klinika indikovala v roce 2021 vyšetření mozku, potažmo hlavy, nejčastěji?

4.3 Předpoklady

- 1) Předpokládám, že na všech klinikách byl nejvíce využíván vyšetřovací protokol Head^01_Head.
- 2) Předpokládám, že vyšetření mozku nebo hlavy bylo častěji indikováno dospělým.
- 3) Předpokládám, že klinikou, která indikovala vyšetření mozku nebo hlavy nejčastěji, byla Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín.

5 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Pro zhotovení praktické části bakalářské práce jsem po konzultaci s MUDr. Filipem Heidenreichem vybral záznamy z provedených vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie ze třech klinik, které indikují vyšetření mozku nejčastěji. Konkrétně se jednalo o Chirurgickou kliniku FN Plzeň Lochotín, Neurologickou kliniku FN Plzeň Lochotín a Kliniku anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny FN Plzeň Lochotín (KARIM). Sbíraná data byla vyšetření provedená v roce 2021 a dohromady se jednalo o 5683 různých případů, bez preference pohlaví, diagnózy či věku pacientů. Statistické šetření v práci bylo poté zhotoveno na základě používaných vyšetřovacích protokolů při CT vyšetření.

6 METODIKA PRÁCE

V praktické části této bakalářské práce jsem po konzultaci s MUDr. Filipem Heidenreichem vypracoval kvalitativní i kvantitativní metodiku práce. V kvalitativní části je jako první charakterizováno vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie, kdy jsou zde nastíněny klady a zápory této zobrazovací modality. V druhé polovině kvalitativní části práce je vypracovaný rozbor všech vyšetřovacích protokolů, které se ve FN Plzeň využívají při zobrazování mozku pomocí výpočetní tomografie a u každého jsou uvedeny indikace, kdy je protokol použit. Rozbor vyšetřovacích protokolů je nezbytný k pochopení další kapitoly praktické části, kterou je již část kvantitativní.

V kvantitativní části výzkumu jsou vypracovány tři statistiky, které vyjadřují využití jednotlivých vyšetřovacích protokolů na třech klinikách, které indikují vyšetření mozku, potažmo hlavy, nejčastěji. Dále je tu vypracována statistika, která zobrazuje poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů za rok 2021, kterým bylo indikováno vyšetření hlavy, respektive mozku, pomocí CT. Tato statistika je vypracována na základě záznamů ze všech tří vybraných klinik. Poslední statistika zobrazuje nejčastěji indikující sledovanou kliniku, která si vyžádala vyšetření hlavy. Každá statistika se skládá z tabulky, kde jsou zachyceny jak počty provedených vyšetření jednotlivými protokoly, tak i jejich přepočet na procenta. Následně je zde vždy přiložen výšečový graf, který ještě lépe interpretuje výsledky. Každá statistika je poté slovně zhodnocena.

7 KVALITATIVNÍ VÝZKUM

V této části výzkumu je charakterizováno vyšetření pomocí výpočetní tomografie a jsou zde uvedeny hlavní klady a zápory, které vyšetření provází. V další části je zpracován rozbor vyšetřovacích protokolů, kde je u každého protokolu uvedeno jeho využití, provedení a indikace k jeho použití. Rozbor protokolů je důležitý hlavně k pochopení statistik, které jsou obsahem kvantitativní části výzkumu.

7.1 Charakteristika vyšetření mozku pomocí CT

Vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie se dnes v diagnostice řadí k metodám první volby z důvodu velkého množství možností, kterými lze mozek vyšetřit a zobrazit tak požadovaný aspekt. Mezi tyto možnosti patří možná volba z mnoha vyšetřovacích protokolů, mezi kterými lze najít protokoly pro zhotovení základního nativního i kontrastního skenu, nebo protokoly pro složitější metody jako je perfuzní CT, či CT angiografie.

Zásadní je dnes ale především dostupnost této metody a její velká rychlost vyšetření, kdy i při použití nejsložitějšího vyšetřovacího protokolu lze mozek kompletně vyšetřit a popsat do šedesáti minut. Je tak možné pokrýt velké spektrum pacientů i zvýšenou poptávku po vyšetření.

Vzhledem k tomu, že se jedná o vyšetření využívající ionizující záření, je tato metoda spjata s nemalou radiační zátěží, na což je nutné brát zřetel zejména u dětských pacientů a těhotných pacientek. Vyšetření by zde potom mělo být provedeno pouze v případě, že je jeho výtěžnost vyšší než s ním spojená rizika.

U vyšetření, kde se podává kontrastní látka do cévního řečiště pacienta, se mohou v některých případech objevit komplikace s tím spojené. Těmito komplikacemi se rozumí hlavně alergické reakce, které mohou být od lehkých, jako je nevolnost až po těžké, jako je například anafylaktický šok. Zdravotnický personál je na tyto situace ale řádně proškolen a v případě potřeby je se schopen okamžitě zasáhnout.

Tyto komplikace jsou ale vzhledem k přínosům vyšetření zanedbatelné a proto CT vyšetření zažívá stálý rozmach.

7.2 Rozbor vyšetřovacích protokolů

7.2.1 Head^01_Head

Tento vyšetřovací protokol patří k těm nejvyužívanějším, protože se jedná o jedno ze základních vyšetření mozku pomocí CT. Díky tomu jej lze uplatnit při mnoha vyšetřeních a navíc jej můžeme kombinovat i s podáváním kontrastní látky.

Pokud protokol využijeme bez aplikace kontrastní látky, hovoříme o nativním CT vyšetření. Nativní CT hlavy se nejvíce využívá pro vyloučení krvácení do mozku, vyloučení přítomnosti malárie (změknutí, odumření nebo nekróza části mozkové tkáně v důsledku cévní mozkové příhody vzniklé na základě uzávěru přívodné cévy, staršího krvácení do mozkové tkáně nebo na základě starší kontuze mozkové tkáně).

Postkontrastní vyšetření mozku se provádí se zpožděním 60 sekund od aplikace kontrastní látky. Díky kontrastní látce, která zlepšuje tkáňový kontrast, se tak dají dobře zobrazit zejména nádory, abscesy nebo ischemie.

7.2.2 Head^01_Emergency_WB

Využití tohoto protokolu je především při podezření na polytrauma, protože se jedná o celotělový sken. Proto je v názvu protokolu zkratka WB (whole body). Vyšetření je tedy v rozsahu maxima důležitých orgánů a velkých kostí, tedy od vrchlíku lebky až po proximální femury. Hlavním cílem tohoto vyšetření je odhalit vnitřní krvácení a to jak v oblasti hlavy, tak i v oblasti trupu. Zhotovuje se nativní sken hlavy a krční páteře a poté sken od baze lebky po proximální femury ve venózní cirkulační fázi.

7.2.3 Head^01b_DE_Head

Spektrální vyšetření se zhotovuje s použitím tohoto protokolu. Jedná se o vyšetření dvěma rentgenkami, které produkují dvě spektra záření o dvou různých energiích (dual-energy CT), což umožňuje kvalitnější zobrazení z důvodu většího množství nasbíraných dat, ale rovněž dokáže odlišit krvácení od zbytků nevymyté kontrastní látky. Tento protokol se obvykle používá bez podání kontrastní látky, i když její podání vyšetření neznehodnotí.

7.2.4 Head^01c_Head_C_Spine

Při úrazu hlavy s podezřením na poranění krční páteře se nejčastěji využívá vyšetřovací protokol Head^01c_Head_C_Spine. Rozsah vyšetření potom je od vrcholku lebky až po druhý nebo třetí hrudní obratel. Pomocí tohoto protokolu ale nevyšetřujeme pouze skelet, ale také měkké tkáně.

7.2.5 Head^02_HeadRoutine_IR a Head^HeadRoutine_IR

Vyšetření pomocí tohoto protokolu umožňuje zobrazení mozku za použití jiného rekonstrukčního algoritmu. Využívá se zde iterativní rekonstrukce namísto nejčastěji využívané zpětné filtrované projekce. Výsledkem je zobrazení mozku, v němž je výrazně redukován šum a umožňuje tak vyšetření s výrazně redukovanou dávkou záření pacientovi. Vyšetření se provádí jako nativní sken zejména při vyšetření dětí, kdy výrazně snížíme radiační dávku bez přílišné ztráty rozlišení.

7.2.6 Head^02a_Head_AG_carotid

Angiografické vyšetření pomocí CT je zde zastoupeno tímto vyšetřovacím protokolem. Cílem je zobrazit cévy, které zásobují mozek a diagnostikovat jejich patologie nebo konfiguraci. Vyšetření se provádí s aplikací kontrastní látky a je velmi důležité správné načasování skenu, aby byly zobrazované cévy kontrastní látkou dostatečně naplněny a vyšetření bylo co nejvíce výtěžné. Využívá se zde proto technika test bolus, pomocí které zjistíme čas, za který se požadované cévy dostatečně naplní a následně spustíme expozici s tímto časovým odstupem od aplikace kontrastní látky. Skenování se provádí v arteriální i venózní fázi, respektive je možno se zaměřit na náplň mozkových tepen nebo žilních splavů a magistrálních žil mozku.

7.2.7 Head^02b_Prefusion

Vyšetřovací protokol Head^02b_Prefusion se využívá při perfuzním vyšetření mozkové tkáně. Při perfuzním vyšetření je využito malé množství kontrastní látky, ta je ale aplikována velkou rychlostí. Skenování se provádí opakovaně během prvního průchodu kontrastní látky tkání a z nasbíraných dat jsou poté spočítány perfuzní mapy, které jsou výsledkem vyšetření. Vyšetření tímto protokolem má zhodnotit průtokové parametry daného objemu mozkové tkáně.

7.2.8 Head^02_Stroke_NC_AG_PERF

Tento protokol se využívá při multimodálním CT vyšetření. Toto vyšetření je kombinací více způsobů zhotovení skenu. Kombinuje se zde nativní CT, CT angiografie a CT perfuzní vyšetření. Tento protokol se využívá se u nemocných s podezřením na cévní mozkovou příhodu s rozlišením etiologie neurologického nálezu, tedy cévní mozkové příhody na podkladě cévního uzávěru nebo cévní mozkové příhody na podkladě krvácení. Takto provedené vyšetření umožní přizpůsobit následný léčebný proces na maximální možnou mez čehož lze dosáhnout z důvodu velké výtěžnosti použitého protokolu.

7.2.9 Head^04_VDN

Vyšetření paranazálních nosních dutin za použití tohoto protokolu je velmi cílené a musí být dobře nastaven jeho rozsah. Cílem je zde zobrazit vedlejší nosní dutiny a to jak v kosti čelní, tak i v horní čelisti. Vzhledem k tomu, že je ve vedlejších nosních dutinách vzduch, který působí jako negativní kontrastní látka a sám o sobě nám tak zlepšuje tkáňový kontrast. Kontrastní látku používáme výjimečně při podezření na hrubý patologický proces, například tumor. Vyšetření vedlejších nosních dutin může odhalit zánět nosní dutiny, chronickou obstrukci dutiny na podkladě slizniční hyperplázie nebo například patologickou cystu.

7.2.10 Head^05_Orbits

Tento protokol se využívá při vyšetření očních. Vyšetření je zaměřeno na odhalení patologických procesů v očnici jako nádorové onemocnění, zesílení okohybných svalů nebo nervů, případně i na odhalení drobných zlomenin kostí očnice. Při vyšetření je často podávána kontrastní látka.

7.2.11 Head^07_Dental

Vyšetřovací protokol Head^07_Dental se využívá na vyšetření v oblasti dutiny ústní, respektive k vyšetření zubů a jejich vztahu k čelistem. Výsledek vyšetření se využívá hlavně ve stomatologii, kdy máme velmi dobrý přehled o uložení jednotlivých zubů v čelistích. Možnost využití 3D rekonstrukce nabízí ještě zřetelnější pohled na celý chrup.

8 KVANTITATIVNÍ VÝZKUM

V kvantitativní části výzkumu jsou vypracovány tři statistiky, které zobrazují procentuální zastoupení vyšetřovacích protokolů využívaných při vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie. Každá statistika je zhotovena pro jednu z klinik, které nejčastěji indikují vyšetření hlavy. Konkrétně se jedná o Chirurgickou kliniku FN Plzeň Lochotín, Neurologickou kliniku FN Plzeň Lochotín a Kliniku anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny FN Plzeň Lochotín (KARIM). Dále je zde vypracována statistika, která zobrazuje poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů za rok 2021, kterým bylo indikováno vyšetření hlavy, respektive mozku pomocí CT. Tato statistika je vypracována na základě záznamů ze všech třech vybraných klinik. Poslední statistika v kvantitativním výzkumu zobrazuje nejčastěji indikující sledovanou kliniku, které si vyžádalo vyšetření hlavy.

8.1 Statistika č. 1: Chirurgická klinika FN Plzeň Lochotín

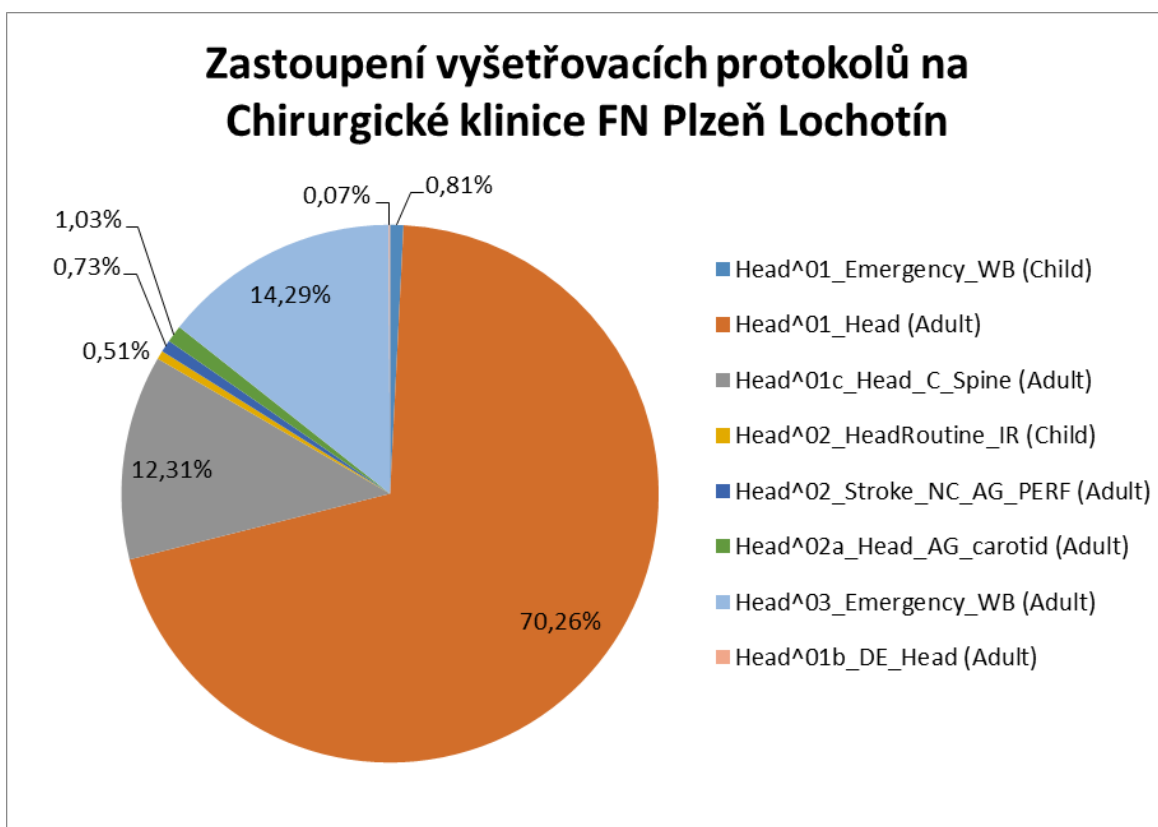
Tato statistika zobrazuje procentuální zastoupení vyšetřovacích protokolů na Chirurgické klinice FN Plzeň Lochotín.

Tabulka 2: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Chirurgické klinice FN Plzeň Lochotín

Vyšetřovací protokol	Počet vyšetření	Procentuální zastoupení
Head^01_Emergency_WB (Child)	11	0,81 %
Head^01_Head (Adult)	959	70,26 %
Head^01c_Head_C_Spine (Adult)	168	12,31 %
Head^02_HeadRoutine_IR (Child)	7	0,51 %
Head^02_Stroke_NC_AG_PERF (Adult)	10	0,73 %
Head^02a_Head_AG_carotid (Adult)	14	1,03 %
Head^03_Emergency_WB (Adult)	195	14,29 %
Head^01b_DE_Head (Adult)	1	0,07 %
Celkem	1365	100 %

Zdroj: Vlastní

Graf 1: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Chirurgické klinice FN Plzeň Lochotín



Zdroj: Vlastní

Z tabulky číslo 2 a grafu číslo 1 je patrné, že na Chirurgické klinice FN Plzeň Lochotín byl v roce 2021 nejčastěji používán vyšetřovací protokol Head^01_Head (Adult). Tento protokol byl použit až v 70,26 % případů a je následován vyšetřovacím protokolem Head^03_Emergency_WB (Adult), který byl použit ve 14,29 % případů a poté Head^01c_Head_C_Spine (Adult), který byl použit ve 12,31 % případů. Ostatní vyšetřovací protokoly byly používány jen velmi zřídka.

8.2 Statistika č. 2: Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín

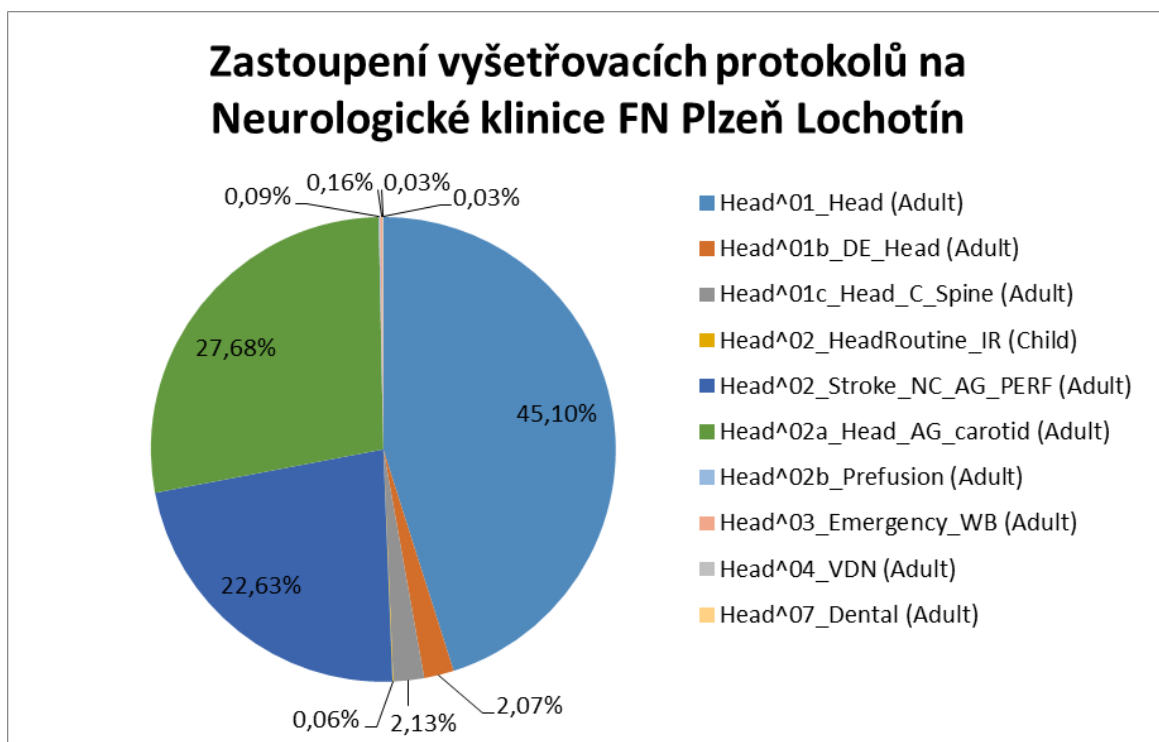
Tato statistika zobrazuje procentuální zastoupení vyšetřovacích protokolů na Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín.

Tabulka 3: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín

Vyšetřovací protokol	Počet vyšetření	Procentuální zastoupení
Head^01_Head (Adult)	1437	45,10 %
Head^01b_DE_Head (Adult)	66	2,07 %
Head^01c_Head_C_Spine (Adult)	68	2,13 %
Head^02_HeadRoutine_IR (Child)	2	0,06 %
Head^02_Stroke_NC_AG_PERF (Adult)	721	22,63 %
Head^02a_Head_AG_carotid (Adult)	882	27,68 %
Head^02b_Prefusion (Adult)	3	0,09 %
Head^03_Emergency_WB (Adult)	5	0,16 %
Head^04_VDN (Adult)	1	0,03 %
Head^07_Dental (Adult)	1	0,03 %
Celkem	3186	100 %

Zdroj: Vlastní

Graf 2: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín



Zdroj: Vlastní

Tabulka číslo 3 a graf číslo 2 ukazuje, že na Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín byl s 45,10 % nejvíce využíván vyšetřovací protokol Head^01_Head (Adult). Druhým nejvyužívanějším vyšetřovacím protokolem byl Head^02a_Head_AG_carotid (Adult), který se svými 27,68 % předstihl vyšetřovací protokol Head^02_Stroke_NC_AG_PERF (Adult), který byl použit ve 22,63 % případů. Zbylé protokoly byly využity ojediněle.

8.3 Statistika č. 3: KARIM FN Plzeň Lochotín

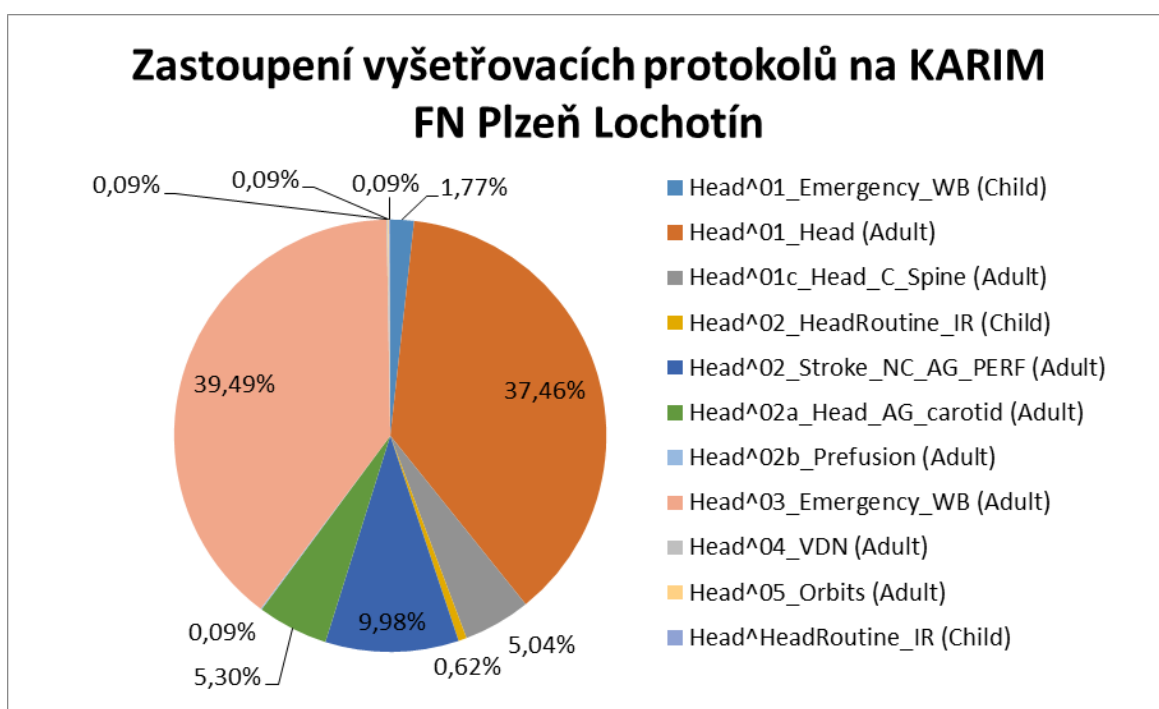
Tato statistika zobrazuje procentuální zastoupení vyšetřovacích protokolů na KARIM FN Plzeň Lochotín.

Tabulka 4: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na KARIM FN Plzeň Lochotín

Vyšetřovací protokol	Počet vyšetření	Procentuální zastoupení
Head^01_Emergency_WB (Child)	20	1,77 %
Head^01_Head (Adult)	424	37,46 %
Head^01c_Head_C_Spine (Adult)	57	5,04 %
Head^02_HeadRoutine_IR (Child)	7	0,62 %
Head^02_Stroke_NC_AG_PERF (Adult)	113	9,98 %
Head^02a_Head_AG_carotid (Adult)	60	5,30 %
Head^02b_Prefusion (Adult)	1	0,09 %
Head^03_Emergency_WB (Adult)	447	39,49 %
Head^04_VDN (Adult)	1	0,09 %
Head^05_Orbits (Adult)	1	0,09 %
Head^HeadRoutine_IR (Child)	1	0,09 %
Celkem	1132	100 %

Zdroj: Vlastní

Graf 3: Zastoupení vyšetřovacích protokolů na KARIM FN Plzeň



Zdroj: Vlastní

Z tabulky číslo 4 a grafu číslo 3 vyplývá, že nejvíce vyšetření bylo provedeno s použitím protokolu Head^03_Emergency_WB (Adult). Ten byl použit ve 39,49 % případů. Druhý nejvyžívanější byl s 37,46 % protokol Head^01_Head (Adult). Vyšetřovací protokol Head^02_Stroke_NC_AG_PERF (Adult) byl třetím nejvyžívanějším protokolem a byl použit v 9,98 %. Své uplatnění našly ještě protokoly Head^02a_Head_AG_carotid (Adult) s 5,30 % a Head^01c_Head_C_Spine (Adult) s 5,04 %. Zbylé protokoly by používány pouze ojediněle.

8.4 Statistika č. 4: Poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů

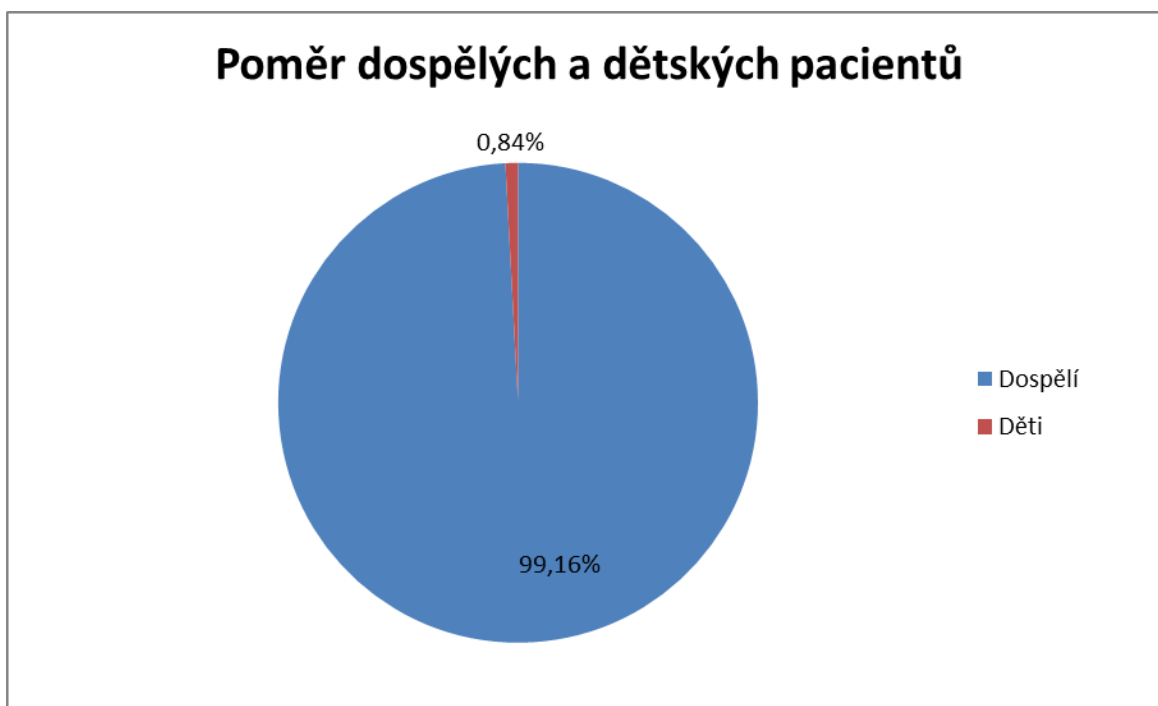
Tato statistika zobrazuje poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů, kterým bylo indikováno vyšetření mozku nebo hlavy v roce 2021. Statistika je zhotovena na základě záznamů ze všech tří sledovaných klinik.

Tabulka 5: Poměr vyšetřených dospělých a dětských pacientů

Věková skupina	Počet vyšetřených	Procentuální zastoupení
Dospělí	5635	99,16 %
Děti	48	0,84 %
Celkem	5683	100 %

Zdroj: Vlastní

Graf 4: Poměr dospělých a dětských pacientů



Zdroj: Vlastní

Tabulka číslo 5 a graf číslo 4 ukazují, že častěji bylo indikováno vyšetření mozku dospělým pacientům, konkrétně dospělým pacientům bylo indikováno 99,16 % všech provedených vyšetření. Zbylých 0,84 % vyšetření bylo indikováno u dětských pacientů.

8.5 Statistika č. 5: Nejčastěji indikující klinika FN Plzeň Lochotín

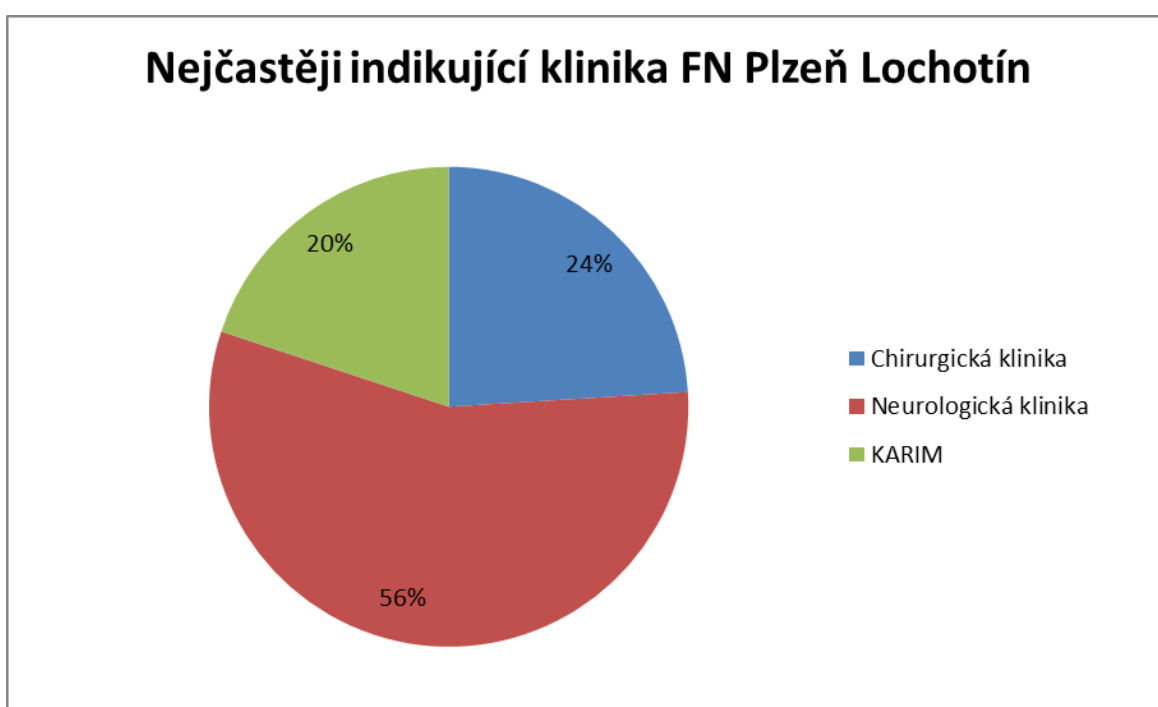
Tato statistika má za úkol prokázat, jaká z uvedených klinik FN Plzeň Lochotín indikuje vyšetření mozku nebo hlavy nejčastěji.

Tabulka 6: Nejčastěji indikující klinika FN Plzeň Lochotín

Indikující klinika	Počet vyšetřených	Procentuální zastoupení
Chirurgická klinika	1365	24 %
Neurologická klinika	3186	56 %
KARIM	1132	20 %
Celkem	5683	100 %

Zdroj: Vlastní

Graf 5: Nejčastěji indikující klinika FN Plzeň Lochotín



Zdroj: Vlastní

Tabulka číslo 6 a graf číslo 5 znázorňují poměr indikací k vyšetření mozku nebo hlavy na sledovaných klinikách. Z grafu je zřejmé, že nejčastěji indikující klinikou je Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín, která indikovala toto vyšetření v 56 %.

DISKUZE

Myšlenkou, která provází tuto bakalářskou práci, je zaměřit se hlavně na technické náležitosti výpočetní tomografie a vytvořit tak soubor informací, který čtenáře zasvětil do celé problematiky výpočetní tomografie, případně rozvine jeho dosavadní znalosti.

V teoretické části této bakalářské práce jsem se zabýval několika problematikami, které s mojí prací úzce souvisí. Zprvu jsem se věnoval rentgenovému záření, které je samotnou podstatou vyšetření pomocí výpočetní tomografie. Rozvedl jsem zde hlavně jeho vlastnosti, vznik i interakce s hmotou. Následně jsem se v další kapitole zaměřil na samotnou výpočetní tomografii. Zřetel jsem kladl na popsání konstrukce a vysvětlení principu výpočetní tomografie a následně jsem uvedl jednotlivé parametry, které lze při vyšetření měnit a popsal jsem jejich dopad na obraz. Jsou zde dále zachyceny artefakty, které se mohou při vyšetření objevit společně s uvedením příčiny jejich vzniku. Tato kapitola je ukončena zmínkou o speciálních metodách, které je možné pomocí moderních CT přístrojů zařadit do praktického provozu. Třetí a zároveň poslední kapitola teoretické části je věnována mozku, kdy jsem zde uvedl jeho anatomii, cévní zásobení a popsal jsem zde bariéry, které se starají o stálost vnitřního prostředí mozku.

V praktické části jsem zvolil vypracování kombinace kvalitativního a kvantitativního výzkumu. Vytyčil jsem zde jeden hlavní cíl práce, který koreluje se samotným názvem a následně jsem stanovil tři výzkumné otázky společně se třemi předpoklady. Odpovědi na otázky lze podložit fakty, které jsou uvedeny v praktické části práce.

Cílem mé bakalářské práce bylo zhodnotit možnosti, indikace a využití vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie. Aby bylo možné vytyčený cíl splnit, odpovědět na stanovené výzkumné otázky a také zhodnotit předpoklady, bylo zapotřebí vypracovat rozbor používaných vyšetřovacích protokolů, který byl důležitý pro úplné pochopení kvantitativní části výzkumu.

Pro kvantitativní výzkum jsem zvolil zpracování dat pomocí statistického šetření. V tom jsou zahrnuta data získaná na třech klinikách FN Plzeň Lochotín, které indikují vyšetření hlavy či mozku nejčastěji a konkrétně se jednalo o Chirurgickou kliniku, Neurologickou kliniku a KARIM. Zpracovaná data byla vyšetření provedena za rok 2021. Právě v této části se nachází fakta, která tvoří oporu odpovědím na výzkumné otázky.

V kvantitativní části výzkumu jsem vypracoval pět statistických šetření, díky kterým bylo možné zodpovědět výzkumné otázky a s nimi spojené předpoklady, které byly vytyčeny na začátku praktické části. První výzkumná otázka zněla: Jaké jsou nejvíce využívané vyšetřovací protokoly na sledovaných klinikách? Této otázce se týkají tři první statistiky, které znázorňují využití vyšetřovacích protokolů na jednotlivých klinikách. Na dvou sledovaných klinikách byl nejvíce využívaným vyšetřovacím protokolem Head^01_Head (Adult). Konkrétně to bylo na Chirurgické klinice a Neurologické klinice FN Plzeň Lochotín. Na KARIM FN Plzeň Lochotín byl však nejvíce využívaným vyšetřovacím protokolem Head^03_Emergency_WB (Adult). Tím se dostávám k zároveň k mému prvnímu předpokladu, kdy jsem předpokládal, že bude na všech klinikách nejvyužívanějším protokolem Head^01_Head (Adult). Předpoklad zde vyplýval z rozboru protokolů v kvalitativní části výzkumu, kde jsem uvedl, že tento protokol patří k základním vyšetřovacím protokolům. Předpoklad byl tedy úspěšný pouze ze dvou třetin, kdy byl na KARIM FN Plzeň Lochotín nevíce využívaným protokolem Head^03_Emergency_WB (Adult). Další výzkumná otázka zněla: Které věkové skupině bylo vyšetření mozku nebo hlavy indikováno častěji? Odpověď na tuto otázku nalezneme ve statistice číslo 4, kdy je z grafu na první pohled patrné, že vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie je téměř vždy indikováno dospělým pacientům a dětským pacientům je indikováno pouze ojediněle. Tato odpověď koresponduje s mým druhým předpokladem, kdy jsem předpokládal, že vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie bude častěji indikováno dospělým pacientům. Tento předpoklad vycházel hlavně z faktu, že vyšetření výpočetní tomografií je spojeno s vyšší radiační zátěží a lze tak předpokládat, že je zde kladen důraz na dodržování limitů dávek pacientům. Poslední otázka, která byla vytyčena, zněla: Jaká klinika indikovala v roce 2021 vyšetření mozku, potažmo hlavy, nejčastěji? S touto otázkou přímo souvisí statistika číslo 5, kde je graficky znázorněn počet vyšetření mozku, který jednotlivé sledované kliniky indikovaly. Odpovědí poté je, že sledovanou klinikou, která nejčastěji indikuje vyšetření mozku pomocí CT je Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín, kdy touto klinikou vyžádaná vyšetření tvořila více než polovinu všech indikovaných vyšetření těmito třemi sledovanými klinikami. Tato skutečnost je v souladu s posledním předpokladem práce, kdy jsem předpokládal, že nejčastěji indikující klinikou je Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín. Předpoklad vycházel ze skutečnosti, že neurologická klinika se zabývá přímo nervovou soustavou a je tedy velmi pravděpodobné, že vyšetření mozku je zde na denním pořádku.

Závěrem praktické části práce je, že bylo řádně odpovězeno na všechny výzkumné otázky a byly zde potvrzeny nebo vyvráceny předpoklady, které byly stanoveny. Všechny odpovědi na výzkumné otázky jsou podloženy zpracovaným výzkumem a jsou tedy relevantní.

ZÁVĚR

Výpočetní tomografie je zobrazovací metodou, která se v diagnostice radí mezi zlatý standard z mnoha důvodu, kterými jsou například rychlost a přesnost metody. V posledních letech se klade důraz hlavně na snižování radiační zátěže, která je při vyšetření stále poměrně vysoká. I tak se ale vyšetření stále posouvá kupředu a využívané metody jsou stále po malých krůčcích zdokonalovány.

Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část, kdy se teoretická část zabývá hlavně technickými náležitostmi, které provází vznik CT obrazu, a to včetně vzniku samotného rentgenového záření. V teoretické části je tako uvedena anatomie mozku společně s jeho cévního zásobení.

V praktické části jsem po zhotovení statistického šetření došel k několika zjištěním. Nejprve jsem zjistil, že nejvíce využívanými vyšetřovacími protokoly jsou Head⁰¹_Head (Adult) a Head⁰³_Emergency_WB (Adult). Tato skutečnost se ze dvou třetin shodovala s mým předpokladem, kdy jsem předpokládal, že na všech klinikách bude nejvíce využit protokol Head⁰¹_Head (Adult). Bylo tomu tak ale pouze na dvou klinikách. Dalším sledovaným jevem byl věk pacientů, kdy jsem na základě používaných protokolů rozdělil pacienty na dvě skupiny – dospělé a děti. Následně jsem na základě statistiky zjistil, že vyšetření mozku pomocí CT bylo v naprosté většině případů indikováno dospělým pacientům. Tato skutečnost se shodovala s mým předpokladem. Poslední zjištění se týkalo kliniky, která indikovala vyšetření mozku nejčastěji. Touto klinikou byla dle mého předpokladu, s kterým se zjištění shoduje, Neurologická klinika FN Plzeň Lochotín.

Tato bakalářská práce může sloužit k doplnění informací pro studenty oboru radiologický asistent, ale i pro neobornou veřejnost, která se zajímá o tuto problematiku. Informace jsou zde pravdivé a jsou podloženy výzkumem.

SEZNAM LITERATURY

1. **Vaněrka, Michael.** *Wilhelm C. Rentgen.* Praha : Horizont, 1989. ISBN 80-7012-024-X.
2. **Beneš Jiří, Kymplová Jaroslava, Vítek František.** *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory.* Praha : Grada Publishing a.s., 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
3. **Súkupová, Lucie.** *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi.* Praha : Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-2842-1.
4. **Chudáček, Zdeněk.** *Radiodiagnostika. 1. vyd.* Banská Bystrica : Osveta, 1993. ISBN 80-217-0571-X.
5. **Svoboda, Milan.** *Základy techniky vyšetřování rentgenem. 2.vyd.* Praha : Avicenum, 1973. ISBN 08-013-76.
6. **Ferda, Jiří, Mírka, Hynek a Baxa, Jan.** *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. 1. vyd.* Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
7. **Ferda Jiří, Mírka Hynek, Baxa Jan, Malán Alexander.** *Základy zobrazovacích metod.* Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
8. **Mírka, Hynek a Ferda, Jiří.** *Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření.* Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-185-8.
9. **Ferda, Jiří.** *CT angiografie. 1. vyd.* Praha : Galén, 2004. ISBN 80-7262-281-1.
10. **Mathias Prokop, Michael Galanski, co eds.: Aart J. van der Molen, Cornelia M. Schaefer-Prokop.** *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body.* Stuttgart : Thieme, 2003. ISBN 9783131164810.
11. **Čihák, Radomír.** *Anatomie 3. 2. vydání.* Praha : Grada Publishing, a. s., 2004. ISBN 80-247-1132-X.
12. **Povýšil Ctibor, Šteiner Ivo.** *Obecná Patologie.* Praha : Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-773-8.
13. **Ambler, Zdeněk.** *Základy neurologie. 7. vyd.* Praha : Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-707-3.

14. **Jedlička Pavel, Keller Otakar et. al.** *Speciální neurologie. 1. vyd.* Praha : Galén, 2005. ISBN 80-7262-312-5.
15. **Čihák, Radomír.** *Anatomie 2. 2. vydání.* Praha : Grada Publishing, a. s., 2002. ISBN 80-247-0143-X.
16. **Štern, Petr.** *Obecná a klinická biochemie pro bakalářské obory studia. 1. vyd.* Praha : Karolinum, 2005. ISBN 978-80-246-1025-2.
17. **Růžek, Daniel.** *Klíštová encefalitida.* Praha : Grada Publishing a.s., 2015. ISBN 9788024753058.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Povolení sběru dat FN Plzeň.....	66
---	----

PŘÍLOHY

Příloha 1: Povolení sběru dat FN Plzeň



Vážený pan
Ondřej Šebek
Student oboru Radiologická asistence
Fakulta zdravotnických studií - Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví
Západočeská univerzita v Plzni

Povolení sběru informací ve FN Plzeň

Na základě Vaší žádosti Vám jménem Útvaru náměstkyně pro ošetrovatelskou péči FN Plzeň **uděluji souhlas** se sběrem informací o zobrazovacích metodách, používaných u pacientů *Kliniky zobrazovacích metod (KZM) FN Plzeň*. Informace budete získávat v souvislosti s vypracováním Vaší bakalářské práce s názvem „*Možnosti, indikace a využití vyšetření mozku pomocí výpočetní tomografie*“.

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

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

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

Přeji Vám hodně úspěchů při studiu.

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

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

24. 2. 2022