



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

**Komparace DLP pro CT vyšetření mozku a hodnoty
doporučené DRL**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: **SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

Autor: Miroslav Vnouček

Vedoucí práce: doc. RNDr. Přemysl Záškodný. CSc.

České Budějovice 2017

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „Komparace DLP pro CT vyšetření mozku a hodnoty doporučené DRL.“ jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 18.4.2017

.....

Miroslav Vnouček

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu bakalářské práce doc. RNDr. Přemyslu Záškodnému, CSc. za jeho trpělivost, cenné rady a hlavně za velkou pomoc při pravidelných konzultacích. Stejně bych rád poděkoval MUDr. Lence Plškové, primářce RTG oddělení nemocnice Benešov, za cenné rady a pomoc hlavně v oblasti hodnocení diagnostické kvality CT vyšetření.

Komparace DLP pro CT vyšetření mozku a hodnoty doporučené DRL

Abstrakt

Cílem předložené bakalářské práce je zjistit stav reálné dávky statistickým šetřením pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku na CT přístroji Rdg pracoviště nemocnice Benešov. Navrhnout možné parametrické úpravy vyšetřovacího protokolu mozku s ohledem na možné překračování evropské referenční úrovně DRL a optimalizovat dávku při zachování dostatečné kvality obrazu – diagnostické výtěžnosti.

V teoretické části bakalářské práce je stručně popsán princip CT přístroje a jednotlivých parametrů nejvíce ovlivňujících velikosti dávky při CT vyšetření a vysvětlení pojmů týkajících se kalkulace dávky u CT přístrojů. Je zde popsán CT přístroj, na kterém je měření provedeno, nastavení skenovacích parametrů a dávkový souhrn daného vyšetřovacího protokolu v podobě CTDIvol a DLP před začátkem měření.

V praktické části se na základě zpracování padesáti naměřených hodnot hodnotí rozsah DLP vyšetření mozku dospělého pacienta na daném CT přístroji pomocí statistického šetření a jeho interpretací. Je zde popsán postup při optimalizaci dávky daného protokolu tak, aby splňoval především kritéria evropské DRL pro DLP a současně hodnoty obvyklých CTDIvol uvedených v Národních radiologických standardech pro výpočetní tomografii. Výsledkem provedených změn je helikální CT vyšetřovací protokol mozku se sníženou velikostí dávky (DLP) při zachování diagnostické výtěžnosti vyšetření.

Klíčová slova:

dávka; mozek; CT vyšetření; referenční úroveň; optimalizace.

The comparison of DLP for CT brain examination and recommended DRL value

Abstract

The aim of the submitted work is to ascertain the quantity of a real dose through a statistic survey for the helical computed tomography examination protocol of the brain on a CT scanner of the RDG department at Benešov Hospital. A further goal is to suggest possible parametric adjustments to the brain examination protocol in view of possibly exceeding the European reference level (diagnostic reference level, DRL) and to optimise the dose when maintaining a sufficient quality of the image – diagnostic utilisation rate.

The principle of the CT scan and individual parameters most influencing the dose during CT examination and explanation of terms concerning the calculation of the dose in a CT scan are briefly described in the theoretical part of the work. A CT scanner, which has been used for the measuring, setting of scan parameters and dosage of the given examination protocol using the CT dose index – volume (CTDIvol) a dose-length product (DLP) before the measurement, are described

In the practical part, the extent of the dose-length product (DLP) examination of the brain of an adult on the given CT scan using a statistic survey and its interpretations is evaluated. A method for optimisation of the dose is described in order to mainly fulfil the criteria of the European diagnostic reference level (DRL) for dose-length product (DLP) and at the same time the figures of the usual CT dose index – volume (CTDIvol) marked in the National Radiologic Standards for Computed Tomography. The outcomes of the preformed changes are a helical computed tomography examination protocol of the brain with reduced dose-length product (DLP) while maintaining the diagnostic utilisation rate of the examination.

Key words:

dose; brain; CT examination; reference level; optimisation.

Obsah

Úvod.....	8
1. Teoretická část.....	11
1.1 Princip CT.....	11
1.1.1 Rentgenka	12
1.1.2 Vznik obrazu	13
1.1.3 Výpočet obrazu	13
1.1.4 Rekonstrukční algoritmus	14
1.1.5 Izotropní zobrazení.....	14
1.2 Dávka.....	15
1.2.1 Nástroje a parametry ovlivňující velikost dávky a její výpočet	16
1.3 Dávka na CT přístrojích	20
1.3.1 CTDI _{air}	20
1.3.2 CTDI _w	20
1.3.3 CTDI _{VOL}	20
1.3.4 DLP.....	20
1.3.5 Efektivní dávka	21
1.4 DRL.....	21
1.4.1 Národní diagnostická referenční úroveň.....	22
1.4.2 DRL v Evropě	23
2. Výzkumná otázka a cíle práce	25
2.1 Výzkumná otázka.....	25
2.2 Cíle práce	25
3. Popis metodiky	26
3.1 Testovaný CT skener.....	26
3.1.1 Defaultní protokol pro CT vyšetření mozku	26
3.2 Formulace statistického šetření.....	28
3.2.1 Elementární statistické zpracování	28
3.2.2 Základní pojmy	28
3.3 Měření.....	30
3.4 Škálování	30
3.4.1 Kvantitativní metrická škála	30
3.4.2 Počet prvků škály	31
3.4.3 Počet statistických jednotek	31
3.4.4 Stejně rozpětí prvků škály.....	31
3.5 Tabulka – uspořádání výsledků měření.....	31
3.6 Grafy.....	33
3.7 Empirické parametry	35

3.7.1	Obecné vztahy pro obecné a centrální parametry	36
3.8	Výpočet empirických parametrů	37
3.8.1	Stanovení aritmetického průměru	37
3.8.2	Výpočet centrálních momentů 2. až 4. Řádu	37
3.8.3	Směrodatná odchylka	37
3.8.4	Variační koeficient	37
3.9	Vyjádření potřebných normovaných momentů	38
3.9.1	Šikmost	38
3.9.2	Špičatost.....	38
3.10	Interpretace výsledků.....	38
3.11	Optimalizace protokolu	39
3.11.1	Změna kV.....	39
3.11.2	Změna kolimace a overranging	40
3.11.3	Změna mA.....	42
3.11.4	Změna Pitch faktoru a mAs (efektivních mAs)	43
3.11.5	Změna rotačního času	45
3.11.6	D – FOV/C-FOV	46
4.	Výsledky.....	48
4.1	Ověření správnosti optimalizace	48
4.2	Měření.....	48
4.3	Škálování	48
4.4	Tabulka– uspořádání výsledků měření.....	49
4.5	Grafy.....	49
4.6	Výpočet empirických parametrů po optimalizaci	51
4.6.1	Stanovení aritmetického průměru	51
4.6.2	Výpočet centrálních momentů 2. až 4. Řádu	51
4.6.3	Směrodatná odchylka	51
4.6.4	Variační koeficient	51
4.7	Vyjádření potřebných normovaných momentů	51
4.7.1	Šikmost	51
4.7.2	Špičatost.....	51
4.8	Interpretace výsledků po optimalizaci.....	52
5.	Diskuse	53
6.	Závěr	56
7.	Citovaná literatura.....	58
8.	Seznam tabulek a obrázků	61
9.	Seznam zkratk	62

Úvod

V předložené práci budou porovnávány hodnoty naměřených *DLP* (Dose Length Product) při vyšetření mozku dospělých pacientů na konkrétním CT přístroji se současnou doporučenou evropskou *DRL* (Diagnostic Reference Level) pro mozek. V posledních deseti letech je hlavní úsilí firem vyrábějících CT skenery směřováno k rozvoji kvality obrazu a rozšíření portfolia aplikací pro CT vyšetření, stejně tak jako provádět tato vyšetření v nezměněné kvalitě s minimální možnou dávkou (Irwan, 2011).

Vzhledem k zvyšujícímu se celkovému počtu všech vyšetření na diagnostických přístrojích využívajících principu RTG záření je každé snížení radiační zátěže obyvatelstva velmi důležité. Především pro CT přístroje platí, že patří k nejvíce radiačně dávkově zatěžujícím diagnostickým přístrojům a že vyšetření mozku dospělých na CT skeneru je jedním z nejčastěji prováděných vyšetření, jak uvádí Medical Radiation Exposure of the European Population Radiation Protection. No. 180 part 1/2 (EC, 2014).

Standardní vyšetření mozku je indikováno u cévních mozkových příhod (CMP) a traumat k vyloučení krvácení, při podezření na subarachnoidální krvácení a trombózu splavů. Patří k morfologickým metodám nejdostupnějším a nejlevnějším (Peterková, 2010).

Proto by se mělo CT vyšetření z hlediska možnosti vysokých dávek provádět jen po příslušném klinickém zdůvodnění zkušeným radiologem. Vždy je třeba usilovat o minimalizaci dávek na oči, zejména u pacientů, u nichž lze předpokládat více vyšetření (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2003).

Díky snaze o snižování, monitorování a vyhodnocování radiační zátěže v této oblasti se podařilo na mezinárodním poli standardizovat systém ukládání a monitorování dávky. Pro MDCT - tedy dnes standardní multidetektorová CT - musí být dávka zaznamenána v podobě *CTDIvol* a *DLP* (CT Dose Index a Dose Length Product) (IEC, 2009).

Dalším významným standardem jsou doporučené dávkové referenční limity (*DRL* evropské, národní,...) pro jednotlivé vyšetřované oblasti na CT přístrojích udávané v *CTDI_{vol}* a *DLP*. Význam a charakteristika Evropské *DRL*, jsou popsány v Guidance on diagnostic reference levels (*DRLs*) for medical exposures (EC, 1999).

Komparace *DLP* je vybrána pro tuto práci záměrně, neboť na rozdíl od českých Národních Referenčních úrovní specifikovaných vyhláškou č. 307/2002 Sb. státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně, příloha č. 9 (referenční hodnota udávána jen pro $CTDI_w$ s doporučeným postupem pro výpočet *CTDI_{vol}*) se hodnota *DLP* vyskytuje ve většině evropských zemí jako součást referenčních hodnot dávky pro CT přístroje, což je zřejmé z Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries (EC, 2014). Jako referenční hodnota, se kterou bude naměřená hodnota porovnávána, je pak použita současná doporučená evropská *DRL* pro mozek, která dle současných evropských směrnic European guidelines on quality criteria for computed tomography činí 1050 mGy.cm (EC, 1999).

Dose Length Product je veličina, která slouží na rozdíl od *CTDI_{vol}* k přímému výpočtu efektivní dávky. Proto je velmi podstatnou hodnotou při dávkovém souhrnu, který musí být součástí každého CT vyšetření (IEC, 2009). Zejména proto, že nízké *CTDI_{vol}* není automaticky vždy spojeno s nízkou hodnotou *DLP* a tedy i s nízkou efektivní dávkou (Mather, 2007).

Z hodnoty *DLP* a *CTDI_{vol}* lze velmi jednoduše vypočítat overranging, který je pro helikální skenování mozku s důrazem na ochranu očí velmi podstatnou součástí správného nastavení vyšetřovacího protokolu (Schilham et al., 2010).

U MDCT přístrojů s 64 detektorovými řadami v ose Z je helikální sken pro CT vyšetření mozku využíván a preferován více než sken axiální. Výhodou je především rychlejší náběr dat a větší možnosti postprocessingu (AAPM, 2016).

Vyšetření mozku na CT přístroji Aquilion 64 od firmy Toshiba na pracovišti nemocnice Benešov, na kterém měření probíhalo, je vhodné k porovnání *DLP* a evropské *DRL*, jelikož se zde nepoužívá pro toto vyšetření expoziční automat (TMSC, 2006), ale pevně nastavené mA a rozsah vyšetření bývá u všech pacientů přibližně stejný – v našem protokolu je to 14 cm (TMSC, 2006).

Závěry takto koncipované práce by měly odpovědět na výzkumnou otázku, zda je možné snížit velikost dávky (*DLP*) pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku při zachování diagnostické výtěžnosti vyšetření na konkrétním MDCT přístroji.

Za diagnostickou výtěžnost vyšetření zodpovídá lékař-specialista s klinickou praxí, který zodpovídá i za odůvodnění vyšetření. Vyšetření s dostatečnou diagnostickou výtěžností můžeme charakterizovat jako vyšetření s vyhovující ostrostití zobrazení, vyhovujícím kontrastem zobrazení, vyhovující úrovni šumu, absencí takových artefaktů, které by mohly negativně ovlivnit diagnostické hodnocení a viditelnost anatomických struktur a dalších ukazatelů podle místních radiologických standardů (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2016)

Nejde tedy o nalezení nejmenší možné dávky pro zobrazení mozku tímto protokolem, ale o optimalizaci protokolu. Takový protokol pak bude plně splňovat předepsané *DRL* i s ohledem na maximální ochranu oční čočky a žádné ze standardně provedených vyšetření, nebude přesahovat doporučenou úroveň *DLP* stanovenou v European guidelines on quality criteria for computed tomography (EC, 1999).

1. Teoretická část

1.1 Princip CT

Díky mnoha objevům již z počátku dvacátého století v oblasti fyzikálních vlastností RTG záření a pozdějšímu vynálezu počítače, bylo možné na začátku 70. let dvacátého století sestrojení prvního funkčního CT přístroje. G. N. Hounsfieldem. V roce 1979 byl G. N. Hounsfield společně s A. McLeod Cormacem oceněn za tento vynález Nobelovou cenou (Seidl, 2012).

Computed Tomography – výpočetní tomografie, je již od 70. let dvacátého století běžnou součástí Radiodiagnostiky. První nainstalovaný a klinicky využívaný CT přístroj v Atkinson Morley's Hospital v roce 1971 byl označován jako Brain tissue scanner (Wright et al., 2016). V dnešní době je nejvíce rozšířena a používána třetí generace CT přístrojů, která umožňuje helikální sken (Seidl, 2012).

CT přístroj pracuje na principu rentgenového záření, které objevil Wilhelm Conrad Röntgen již v 1895. Za tento objev byl v roce 1901 oceněn Nobelovou cenou za fyziku. RTG záření vzniká v RTG lampě (rentgence). Rentgenka je v CT přístroji umístěna naproti detektorům a na rozdíl od klasického RTG zařízení se společně kolem pacienta pohybují (rotují) po kruhové dráze (Seidl, 2012).

RTG záření je nepřímo ionizující elektromagnetické vlnění o velmi krátké vlnové délce λ 10^{-12} až 10^{-8} m, o frekvenci 10^{16} až 10^{18} Hz a o energii fotonu 102 až 104 eV. Má schopnost pronikat různými materiály a dle rozdílné hustoty těchto materiálů být různě absorbováno (Záškodný, 2005).

Množství absorbovaného záření závisí právě na hustotě, protonovém čísle a tloušťce materiálu, ale i na kvalitě záření udávanou vlnovou délkou a energií, a je definováno absorpčním zákonem (Záškodný, 2005).

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

kde I = intenzita svazku při průchodu hmotou

I_0 = intenzita záření dopadající na povrch

X = tloušťka absorbující vrstvy

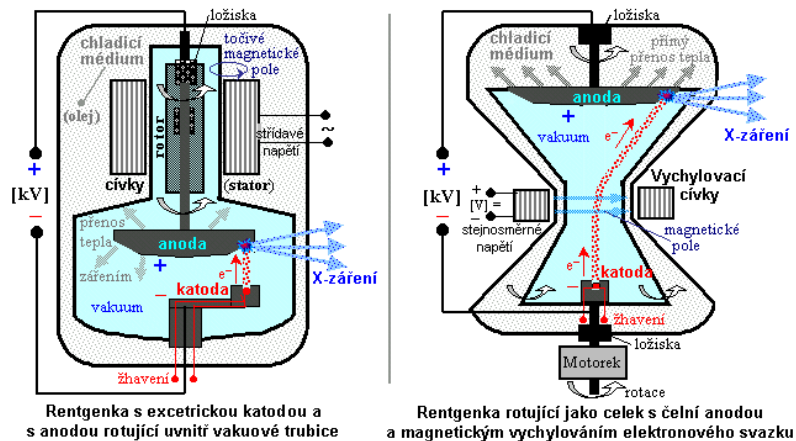
μ = absorpční koeficient

1.1.1 Rentgenka

Je zdrojem rentgenového záření. Charakteristické a brzdné polychromatické RTG záření vzniká v rentgence při dopadu rychle letících elektronů na anodu rentgenky. Emitované elektrony na katodě rentgenky jsou pomocí velmi vysokého napětí mezi katodou a anodou urychlovány (obr. 1).

Po dopadu na anodu se elektrony prudce zbrzdí a ztrátou jejich kinetické energie vzniká elektromagnetické, RTG záření (Seidl, 2012).

Převažuje pro diagnostiku důležitější brzdné rentgenové záření, které vzniká na principu obráceného fotoelektrického jevu. Charakteristické rentgenové záření má využití spíše v chemii a fyzice při rentgenové strukturální analýze. Vzniká na principu přechodů mezi stacionárními kvantovými stavy v obalu atomu (Záškodný, 2005).



Obrázek 1: Princip CT rentgenky (Ullmann, 2016)

Vlevo: Klasická rentgenka s rotující anodou. Vpravo: Rentgenka typu STRATON, rotující jako celek, s čelní anodou v přímém styku s olejovou chladicí lázní a s magnetickým vychylováním elektronů z katody (Ullmann, 2016).

Pro vznik brzdného RTG záření (má spojité spektrum složené z velkého množství slabých čar všech frekvencí až do jisté nejvyšší frekvence V_{max}) je velmi podstatná závislost na napětí mezi katodou, která emituje elektrony, a anodou, na kterou elektrony dopadají – energie vzniklých fotonů brzdného rtg záření roste s energií dopadajících elektronů. Tento vztah vyjadřuje Duan – Huntův zákon (Záškodný, 2005).

Charakteristické záření má nespojitě čárové spektrum, složené z jednotlivých čar. Vlnové délky těchto čar odpovídají materiálu anody – struktuře elektronového obalu atomů (např. Wolfram). Dle materiálu anody vzniká charakteristické záření, buď přímo elektrony emitovanými katodou, nebo elektrony, které vznikají při interakci brzdného záření s hmotou (Záškodný, 2005).

1.1.2 Vznik obrazu

Díky rotaci kolem pacienta, kolimaci RTG svazku a typu používaných detektorů je získaný výsledný obraz bez sumací, s dostatečnou diferenciací a kontrastem jednotlivých vnitřních orgánů. Po průchodu RTG záření lidským tělem (nebo jiným materiálem) dopadá toto záření na speciální detektory, které jsou v dnešní době převážně pevné krystalické (SSD detektory). Většina výrobců používá jako hlavní prvek pro scintilaci a tedy převod RTG záření na světlo Gadolidium (Gd). Vzniklé světlo dopadá na fotodiodu a tím vzniká elektrický proud. V analogově digitálním převodníku vznikají binárně kódované informace (RAW DATA), která jsou odesílána do rekonstrukčního boxu (počítač pro rekonstrukční data). Zde vznikají již obrazová data (Mather, 2007).

1.1.3 Výpočet obrazu

Měřením při různých polohách (úhlech) rentgenky a detektoru se získá řada hodnot zeslabovacího poměru. Počítač pak v zásadě řeší soustavu lineárních rovnic, čímž se získají hodnoty lineárních součinitelů zeslabení X-záření tkáňových elementů

v jednotlivých místech - vzniká obraz denzity tkáně v transverzálním řezu (Ullmann, 2016).

V praxi se nepostupuje výše uvedeným přímočarým způsobem. Výsledný transverzální CT obraz se získává počítačovou rekonstrukcí z jednorozměrných profilů distribuce intenzity prošlého paprsku X-záření při otáčení rentgenky a protilehlých detektorů kolem vyšetřovaného objektu. Pro tuto rekonstrukci se používá většinou metoda filtrované zpětné projekce, někdy i dokonalejší (avšak výpočetně náročnější) metoda iterativní rekonstrukce (Ullmann, 2016).

1.1.4 Rekonstrukční algoritmus

Rekonstrukční algoritmus má vliv na kontrast, prostorové rozlišení i šum obrazu. Algoritmy s potlačením rozhraním denzit tlumí vliv šumu. V případech, kdy šum nejvíce limituje kvalitu obrazu, se používá pro zobrazení měkkých tkání a CT -angiografie (Ferda et al., 2009, s. 45).

1.1.5 Izotropní zobrazení

Pro vznik věrných a reálných MPR a 3D obrazů je velmi podstatné získávat při CT skenování izotropní data. Místo dvourozměrných pixelů (používaných pro širší řezy) je obraz složen z voxelů – krychle – tedy všechny tři osy jsou stejně dlouhé, proto je možné v MPR zobrazení vytvářet bez zkreslení šikmé nebo zakřivené rekonstrukce. Stejně tak lze snadno z těchto objemových dat vytvářet rekonstrukce ve všech třech potřebných rovinách (Novotný, 2008).

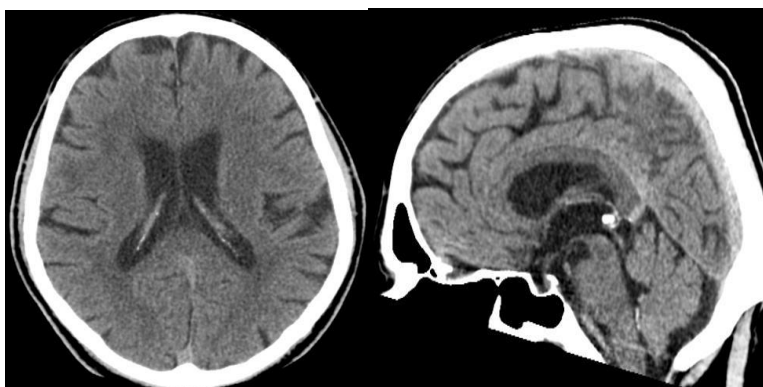
1.2 Dávka

Vzhledem k tomu, že pro CT vyšetření je využíváno RTG záření, tedy ionizující záření, je velmi podstatné, jak vysoká dávka je ke kvalitnímu vyšetření nutná.

Vyšetření s použitím zdrojů ionizujícího záření je uznávanou částí lékařské praxe a je zdůvodněno tím, že zřetelný klinický přínos pro pacienta mnohonásobně převažuje nad malým radiačním rizikem. Ovšem ani malé dávky záření nejsou zcela bez rizika. Malý zlomek genetických mutací a zhoubných onemocnění vyskytujících se v populaci může být připsán přírodnímu radiačnímu pozadí. Lékařské expozice z diagnostiky, které jsou hlavním zdrojem radiační expozice populace z umělých (člověkem zavedených) zdrojů, přispívají k celkovému ozáření člověka asi jednou šestinou dávky záření z přírodního pozadí (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2003, s. 12).

Praktický význam má jen ta část záření, která se v ozařované látce pohlcuje a způsobuje v ní změny. To lze posoudit podle úhrnné energie pohlcené jednotkovou hmotností příslušné látky za dobu ozařování – pohlcená dávka D s jednotkou $J.kg^{-1}$ – tato jednotka nese název gray se zkratkou Gy (Mather, 2007).

Dnešní CT skenery umožňují výborné rozlišení a kvalitu zobrazení (obr. 2) stejně tak umožňují i provádět nízko dávkové (low dose) vyšetření, vhodné pro děti a u orgánů s nízkou absorpcí záření a velkým kontrastem proti okolí. Avšak nesmíme snížit dávku záření až příliš, jelikož by to mohlo mít zásadní vliv na diagnostickou kvalitu (Ferda et al., 2009).



Obrázek 2: CT zobrazení mozku moderními CT skenery (zdroj vlastní)

1.2.1 Nástroje a parametry ovlivňující velikost dávky a její výpočet

Dávka v CT je ovlivňována mnoha (hardwarovými i softwarovými) nástroji a parametry, ty nejpodstatnější uvádím pro ilustraci v krátkém přehledu. Jinak by každá ze zmiňovaných položek byla podkladem pro samostatnou studii.

1.2.1.1 Detektory

Zásadní přínos v této oblasti přinesl nový typ detektorů - místo plynných Xenonových pevné krystalické a také materiálové změny ve složení těchto krystalických detektorů (Mather, 2007). Tato změna znamenala výrazné snížení šumu a výskytu artefaktů v CT obraze a zlepšení prostorového rozlišení (Fuchs et al., 2000).

1.2.1.2 Aktivní kolimace

Nástroj aktivní kolimace je velmi významnou součástí CT scanneru, zejména při snaze snižovat velikost *DLP* u CT vyšetření. Díky aktivní kolimaci dochází k významnému snížení overrangingu a tím je možno ovlivnit - snížit hodnotu *DLP* (TMSE, 2016).

1.2.1.3 Expoziční automat

Dalším významným přínosem k optimalizaci dávky bylo rozšíření expozičních automatů pro CT skenery. Dle výrobců, pracují jak s možností modulace dávky ve všech osách, tak i s možností modulovat kontinuálně mA a to několikrát během jedné rotace, v AP i LAT směru. Expoziční automaty pracují s topogramem (AP a LAT topogram) nebo online v závislosti na množství záření, které dopadne na detektor (Sookpeng et al., 2016).

Některé expoziční automaty mohou prospektivně nastavit i kV dle objemu pacienta a potřebné kvality obrazu (TMSE, 2016).

1.2.1.4 Korekce artefaktů

S rozvojem počítačové techniky (hardwaru) se rozšířili i možnosti v oblasti softwaru pro eliminaci artefaktů vznikajících při nižších dávkách např. v oblasti ramen

a pánve (pruhové artefakty). Proto se zásadně mohla snížit dávka pro vyšetření v oblasti hrudníku a pánve (TMSE, 2016).

1.2.1.5 Metody výpočtu obrazu

Nejpodstatnější změnou pro snížení dávky bylo zavedení výpočtu obrazu přímo z RAW DAT pomocí iterativní metody (metoda opakování). Díky změně z klasické zpětné projekce – Filtered Back Projection - na rekonstrukci iterativní došlo u všech výrobců ke snížení potřebné dávky k vyšetření v některých případech až o 50 % (Klink et al., 2014). Pokročilá Iterativní rekonstrukce výrobce Toshiba je označována jako AIDR 3D (TMSC, 2016).

Iterativní rekonstrukce je matematický algoritmus pro hledání nejvěrnějšího obrazu postupnými aproximacemi a zpřesňováním výchozího "hrubého" obrazu. Vychází z obrazu získaného zpětnou projekcí a spočívá v několikanásobném opakování čtyř po sobě následujících kroků - "rekonstrukční smyčky":

1. V prvním kroku se z obrazu vytvořeného zpětnou projekcí vypočítají opačným postupem znovu jakoby původní data.
2. Ta se pak porovnají s "hrubými" daty skutečně nasnímanými při detekci.
3. Podle zjištěných odlišností se upraví nová data pro zpětnou projekci.
4. Znovu se vypočítá obraz a celá operace se opakuje. Po několika opakováních těchto iterací získáme čistý a kvalitní obraz.

Počet iterací lze nastavovat a optimalizovat. Do procedury se zařazují korekční algoritmy a metody filtrace šumu. Tato metoda poskytuje kvalitnější snímky s redukcí šumu a artefaktů vznikajících při rekonstrukci. Dále, u některých vyšetření můžeme výrazně snížit expozici a radiační dávku pacienta, při zachování dostatečně kvalitních obrazů (Ullmann, 2016).

1.2.1.6 kV/mA

Pomineme-li hlavní dva parametry přímo ovlivňující velikost dávky při CT vyšetření tedy kV a mA , které jsou „zodpovědné“ za tvrdost a množství RTG záření, je pro CT

skener podstatných několik dalších parametrů. Změna mA ovlivňuje dávku lineárně, změna kV ovlivňuje dávku s 2.5 mocninou (Mather, 2007).

1.2.1.7 Rychlost rotace

Rotační čas je velmi podstatný pro výpočet mAs , a tím velmi ovlivňuje celkovou obdrženou dávku. Také zásadně ovlivňuje celkovou dobu vyšetření. Podstatným parametrem je zejména u skenerů určených k vyšetření srdce. Standardem jsou rotace 0,5 s, pro CT kardio je doporučena rychlost 0,35s a nižší v závislosti na šířce detektoru v ose Z. Dnes se můžeme setkat i s CT skenery s rychlostí rotace pod 0,28s za rotaci 360° (Ferda et al.,2009).

1.2.1.8 Eff.mAs

Efektivní mAs je součin mA a rotačního času děleno hodnotou pitch faktoru. Tento parametr je velmi podstatný zejména při změnách pitch faktoru a má zásadní vliv na množství artefaktů a kvalitu zobrazení (TMSC, 2010).

1.2.1.9 Pitch faktor

Jedná se o údaj, který udává poměr rychlosti stolu za rotaci (či sekundu) k šířce kolimace. (Mather, 2007) V naší tabulce skenovacích parametrů, je místo *pitch faktoru* uveden tkzv. Helical Pitch . Jedná se o hodnotu vztaženou na celkovou kolimaci. Pokud je kolimace 32 x 0,5 a 27 (Helical Pitch) je hodnota pro pitch rovna $27/32$, tedy 0,843. Tento parametr ovlivňuje zásadně *eff. mAs* a stejně jako změna mA ($mA/100$) a rotačního času ovlivňuje dávku lineárně na rozdíl od kV , které ovlivňují změnu dávky s 2.5 mocninou $(KV/120)^{2.5}$ (Mather, 2007).

1.2.1.10 Šířka detektoru v ose Z (kolimace)

S rozvojem CT technologie došlo od první generace s jedním detektorem do dnešních dob k obrovskému vývoji. Standardem jsou dnes MDCT – CT skenery s více řadami detektorů v ose Z. Jedná se většinou o přístroje s 16 až 320 řadami detektorů (Ferda et al., 2009). Šířka jednotlivých elementů je od 0,625 až 0,5 mm. Například dnes nejširší

pokrytí v ose Z je 320x0,5 mm, tedy 16 cm na jednu otočku rentgenky v gantry bez posunu stolu. Díky této šířce lze provádět vyšetření mozku, srdce a dalších orgánů bez pohybu stolu. Nahrazuje tak helikální sběr dat a tím odpadá i overranging. Overranging je typický pro helikální sběr dat a je tím výraznější čím je menší celková kolimace a hodnota Pitch faktoru (Schilham et al., 2010).

1.2.1.11 Filtrace

Filtrace je velmi podstatný parametr pro výpočet dávky. Každý výrobce používá různý počet a tvar filtrů, které jsou umístěny za kolimační částí po výstupu RTG záření z rentgenky (Mather, 2007).

1.2.1.12 Fantom

Výpočet *CTDI_{vol}* se může zdát komplikovaný, ale ještě je potřeba vždy k hodnotě *CTDI_{vol}* dodat průměr fantomu ke kterému se tato hodnota vztahuje. Standardně se pro *CTDI_{vol}* používají průměry fantomů 32 cm a 16 cm. Pokud naměřené hodnoty pro fantom o průměru 16 cm mylně interpretujeme k fantomu o průměru 32 cm, hodnoty se automaticky sice sníží o polovinu, ale po té neodpovídají realitě. V žádném případě nelze takto uměle snižovat hodnoty *CTDI_{vol}* (IAEA, 2012).

Přesný postup měření, podoba fantomů a vyhodnocení výsledků je přeně dán a musí být všemi výrobci a odborníky na CT dozimetrii v praxi dodržován a respektován (AAPM, 2010).

1.3 Dávka na CT přístrojích

1.3.1 $CTDI_{air}$

Je hodnota naměřená speciálním tužkovým dozimetrem (ionizační komůrkou) o délce 100 mm, přesně v izocentru CT gantry (TMSC, 2010).

1.3.2 $CTDI_w$

Je hodnota naměřená ve speciálním standardizovaném fantomu o průměru 16cm nebo 32 cm za přesně daných skenovacích parametrů povinných pro všechny výrobce CT skenerů (120 kV, 100 mAs, kolimace). Měří se tužkovým dozimetrem v otvorech fantomu a to po jeho obvodech a jeho středu. Proveďte se výpočet průměrných naměřených hodnot a nakonec vlastní kalkulace $CTDI_w$ (IAEA, 2012).

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100(c)} + \frac{2}{3}CTDI_{100(p)}$$

1.3.3 $CTDI_{vol}$

Je údaj o výstupních parametrech a kvalitě zdroje záření (rentgenky) a udává se v mGy. Vypočtená hodnota je podílem $CTDI_w$ a hodnoty pitch faktoru P (Mather, 2007).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P}$$

1.3.4 DLP

Je násobkem $CTDI_{vol}$ a délky skenované oblasti L_{exp} . Udává se v mGy x cm a přímo slouží k výpočtu odhadované efektivní dávky (Mather, 2007).

$$DLP = CTDI_{vol} \times L_{exp}$$

1.3.5 Efektivní dávka

Je násobkem DLP a k - faktoru (tkáňového faktoru) Udává se v mSv a vyjadřuje velikost odhadované efektivní dávky. K – faktor (tab. 1) je bezrozměrné číslo vyjadřující citlivost jednotlivých tkání či orgánů na rentgenové záření (Mather, 2007).

$$E = DLP \times k$$

Tabulka 1: K – faktor

Body Region	0 year old	1 year old	5 year old	10 year old	Adult
Head&Neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen/ pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015
Extremities					0.0008*

Zdroj: AAPM, 2008

1.4 DRL

Optimalizace ochrany pacientů v CT vyžaduje použití skenovacích protokolů vyšetření přizpůsobených věku pacienta nebo jeho velikosti, oblasti zobrazování a klinické indikace, aby se zajistilo, že dávka každého pacienta je tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout pro klinické účely CT vyšetření. Diagnostické referenční úrovně (DRL) jsou praktickým nástrojem pro podporu zhodnocení stávajících protokolů a přiměřený rozvoj nových a vylepšených protokolů na každém pracovišti CT k usnadnění srovnání dávek v praxi. DRL byly poprvé úspěšně použity ve vztahu k běžným rentgenovým zářením v roce 1980 a následně vyvinuty pro aplikaci na CT v roce 1990 (IAEA, 2016).

Diagnostické referenční úrovně (*DRL*) jsou určitou úrovní hodnot. Jejich snad nejstručnější charakteristika pochází z Rady Evropské unie, která uvádí v Guidance on diagnostic reference levels (*DRL*) for medical exposures, že *DRL* jsou hodnoty dávek, od kterých se očekává, že nebudou překročeny standardními postupy při použití správné a obvyklé praxe týkající se diagnostických výkonů (EC, 1999).

Důležité je, že *DRL* není regulační omezení pro dávku, která může být použita pro CT vyšetření pacienta. V případě, že dávka při CT vyšetření soustavně překračuje *DRL*, znamená to, že v zařízení by měly být dále optimalizovány skenovací protokoly.

1.4.1 Národní diagnostická referenční úroveň

V České republice vychází koncepce stanovení těchto hodnot ze Směrnice Rady 97/43/Euratom ze dne 30. června 1997 o ochraně zdraví osob před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a o zrušení směrnice 84/466/Euratom a je specifikována ve vyhlášce Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č.307/2002 Sb. o radiační ochraně. Národní referenční hodnota pro CT vyšetření mozku je stanovena na 60 mGy a je udávána jen pro $CTDI_w$ s doporučeným postupem pro výpočet $CTDI_{vol}$.

Hodnoty $CTDI_{vol}$ uvedené v národních radiologických standardech pro CT, vydaných ministerstvem zdravotnictví ve věstníku 2/2016, jsou udávány jako typické a nenahrazují tak výše popsané NDRÚ. Tyto standardy slouží jako soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů na pracovištích výpočetní tomografie v České republice. I když zde byla nastavena úroveň pro CT vyšetření hodnotou $CTDI_{vol}$ na 45 - 55 mGy (tab. 2), ani zde se bohužel neudává hodnota pro *DLP*. Pouze je zde uvedena povinnost hodnoty *DLP* evidovat. (Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2016).

Výhodou referenčních hodnot udávaných v parametrech $CTDI_{vol}$ i *DLP*, je okamžitá možnost výpočtu efektivní dávky v mSv a co je velmi podstatné i výpočet overrangingu. Tedy dávky, která neslouží ke vzniku obrazu, ale je vlastně dávkou navíc a v případě vyšetření mozku, je toto záření v oblasti očí (Schilham et al., 2010).

V praktické části předložené práce bude přímo na příkladech demonstrováno, že nastavení nižší hodnoty *CTDI_{vol}* bez sledování hodnot *DLP* nemusí znamenat nižší efektivní dávku pro pacienta.

Zřejmě i proto jsou ve většině zemí v Evropě vydávané národní referenční úrovně pro vyšetření mozku v obou parametrech. Velmi často s hodnotou *DLP* mnohem přísnější, než je ta Evropská udávaná v EUR16262 (EC, 2014)

Tabulka 2: Obvyklé hodnoty pro CT vyšetření mozku

5.2.1 CT mozku	
kód VZP – 89611, 89613, 89617	
kód ČRK – 06. 01. 001, 06. 01. 002, 06. 01. 003	
strategie vyšetření	nativně / s KL i. v. / nativně a s KL i. v.
příprava nemocného	nativ bez přípravy; s KL nalačno a standardní přípravou před KL
uložení	vleže na zádech, hlava fixována, přesně v ose stolu (bez úklonu)
instrukce nemocnému	nehýbat se
rozsah vyšetření	báze lební až vrchol kalvy
topogram	boční, musí zachytit oblast od báze lební po vrchol kalvy
kV	120 (max. 130)
mAs doporučené (FBP)	300 – 350
CTDI _{vol} typický	45 – 55 mGy
kolimace	závisí na konstrukci detektorů, u MDCT obvykle 0,5 – 1,2 mm
pitch	závisí na konstrukci přístroje, u MDCT obvykle 0,6 – 1,0
tloušťka rekonstruované vrstvy	4 – 6 mm
objem KL (+ proplach FR)	60 ml (+ min. 20 ml)
rychlost aplikace KL	2 ml/s
zpoždění	60 – 80 s
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> • při centraci předklonit hlavu nebo sklopit gantry, tak aby primární svazek nezasahoval oči (oční čočky) • sklon rekonstruovaných transverzálních vrstev dle orbitomeatální linie, koronálních vrstev dle zadní hrany mozkového kmene • vrstvy rekonstruované kostním kernelem tl. 1 – 2 mm

Zdroj: Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, 2016

1.4.2 DRL v Evropě

V některých evropských zemích nemají národní *DRL* stanoveny (EC, 2014). Proto jsou pro ně doporučení EC závazná. Zde je podoba European guidelines on quality criteria for computed tomography, EUR 16262 týkajícího se rutinního vyšetření mozku (EC, 1999, s. 16).

CRITERIA FOR RADIATION DOSE TO THE PATIENT

CTDI_w: routine head: 60 mGy

DLP: routine head: 1050 mGy cm

EXAMPLES OF GOOD IMAGING TECHNIQUE

Patient position: supine

Volume of investigation: from foramen magnum to the skull vertex

Nominal slice thickness: 2-5 mm in posterior fossa; 5-10 mm in hemispheres

Inter-slice distance/pitch: contiguous or a pitch = 1.0

FOV: head dimension (about 24 cm)

Gantry tilt: 10-12° above the orbito-meatal (OM) line to reduce exposure of the eye menses

2. Výzkumná otázka a cíle práce

Na základě statistického šetření a se znalostí teoretických vstupů lze zjistit a charakterizovat současný stav *DLP* pro CT vyšetření mozku na konkrétním CT přístroji a dále pak na základě těchto zjištění odpovědět na výzkumnou otázku a vyjádřit se ke splnění stanovených cílů.

2.1 Výzkumná otázka

Jak je možné snížit velikost dávky (*DLP*) pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku při zachování diagnostické výtěžnosti vyšetření?

Tímto způsobem položená výzkumná otázka obsahuje empirické kritérium a umožňuje zkoumat potřebné výzkumné proměnné - velikost dávky lze regulovat (ve smyslu snižování) optimální změnou vybraných skenovacích parametrů. Z tohoto pohledu představuje položená výzkumná otázka vhodnou obdobu operacionalizované hypotézy.

2.2 Cíle práce

Předložená bakalářská práce má tři hlavní cíle:

První cíl spočívá ve zjištění stavu reálné dávky statistickým šetřením pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku na CT přístroji Rdg pracoviště nemocnice Benešov.

Druhým cílem je navrhnout možné parametrické úpravy vyšetřovacího protokolu mozku s ohledem na možné překračování evropské *DRL*.

Třetím cílem je optimalizace dávky při zachování dostatečné kvality obrazu – diagnostické výtěžnosti.

3. Popis metodiky

Shromáždění dostatečného množství dat – padesáti měření – v podobě hodnot *DLP* pro helikální CT vyšetření mozku na konkrétním Rdg pracovišti.

Pomocí zpracování formulace statistického šetření zjistit reálné hodnoty *DLP*.

Výsledky statistického šetření porovnat s evropskou normou určující *DRL* pro helikální vyšetření mozku a zjištěná data využít k úpravě daného protokolu.

Navrhnout a odůvodnit skenovací parametry, které budou nejvhodnější pro změnu hodnot *DLP* tak, aby při tom nedošlo ke zhoršení diagnostické kvality CT obrazu.

Po optimalizaci tohoto vyšetřovacího protokolu provést ověření správnosti nastavení dalším sběrem stejného množství dat a opět pomocí zpracování formulace statistického šetření zjistit reálné hodnoty *DLP* optimalizovaného vyšetřovacího protokolu pro helikální CT vyšetření mozku.

3.1 Testovaný CT skener

CT Aquilion 64 od firmy Toshiba byl nainstalován již na konci roku 2007 a v roce 2008 na něm byl zahájen rutinní provoz.

Jedná se o 64 řadý MDCT přístroj, který byl v době instalace vybaven nejmodernějšími technologiemi. Jelikož se však iterativní metody rekonstrukce obrazu objevily standardně v CT přístrojích až začátkem nového tisíciletí, je vybaven ještě jen rekonstrukcí FBP - Filtered Back Projection - QDS, avšak díky širce elementu detektoru 0,5 mm, možnosti kolimace 64x0,5mm, rotační rychlosti 0,5s a na svou dobu s velmi dobrou citlivostí detektorů, je stále plně dostačující pro všechny typy základních vyšetření a dávkově by měl splňovat všechny současné normy a doporučení (TMSC, 2006).

3.1.1 Defaultní protokol pro CT vyšetření mozku

Základní vyšetřovací plán je defaultně nastaven v CT přístroji dle požadavků oddělení. Tento protokol splňuje požadavek na nepřekročení doporučených evropských dávkových referenčních limitů při kvalitním plně diagnosticky hodnotném zobrazení

mozku. V záložce Dose (obr. 3) má *CTDIvol* hodnotu 60,1 a hodnota *DLP* je nastavena na 1030 mGy cm.

						Protocol	Scan Details	Recon. Details	Dose
No.	Start	Start Time	Wait	Start Pos.	End Pos.	Scan Mode	CTDIvol	DLP	
1	P	***	***	0.0	240.0	DualScano			
2	A	***	***	240.0	0.0	DualScano			
3	P		0.0	0.0	140.0	Helical	60.1mGy	1.03Gy.cm	

Copy New Scan Delete BreathControl

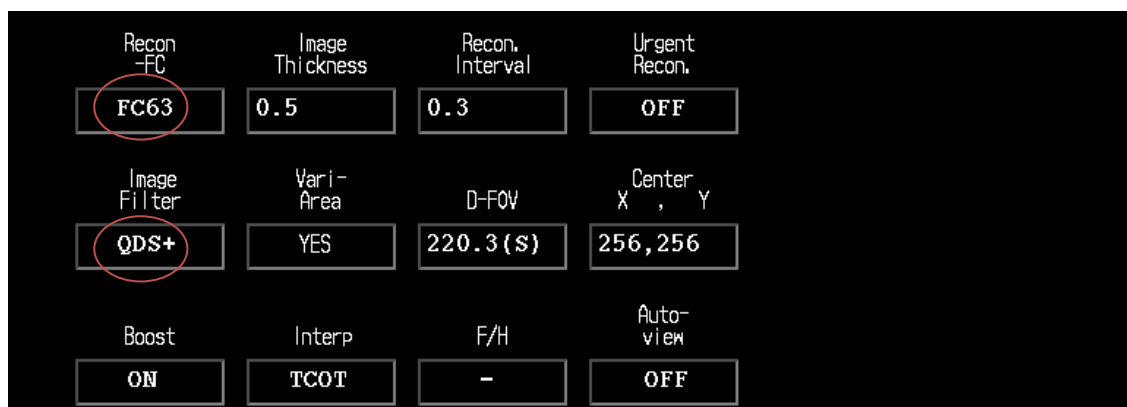
Obrázek 3: Dávkový souhrn defaultního protokolu (zdroj vlastní)

V nastavení vyšetřovacího plánu (exam planu) v záložce Scan Details (obr. 4) jsou přehledně zobrazeny důležité skenovací parametry přímo a zásadně ovlivňující dávku.

						Protocol	Scan Details	Recon. Details	Dose			
No.	Start	Start Time	Wait	Start Pos.	End Pos.	Scan Mode	Ist					
1	P	***	***	0.0	240.0	DualScano	Thickness 0.5x32	kV 120	mA 300	Rot. Time 0.75	Range 140.0	Head Axial Max. Range 1050.0
2	A	***	***	240.0	0.0	DualScano	HP 27.0	D-FOV 220.3 (S)	Eff. mAs 267	Total Scan Time 9.557	Direction OUT	Image Thickness 5.0 Max. Scan Time 60.112
3	P		0.0	0.0	140.0	Helical	Sure Exp. 30 OFF	OE OFF	Comment			Recon. Interval OFF Focus Small

Obrázek 4: Skenovací parametry (zdroj vlastní)

V nastavení pro rekonstrukce, Recon Details (obr. 5), je velmi podstatné zobrazení všech níže uvedených parametrů, vedle rekonstrukčního kernelu je určitě důležitá informace o použitém algoritmu image filtru. QDS+ byl firmou Toshiba prezentován jako předchůdce teprve vznikajících metod iterativního výpočtu obrazu.



Obrázek 5: Rekonstrukční parametry (zdroj vlastní)

Defaultní protokol je tedy nastaven v parametru *DLP* na 1030 mGy, tedy velmi blízko limitu 1050 mGy a v parametru *CTDIvol* je nastaven na samou doporučenou hranici limitu *DRL* 60 mGy.

3.2 Formulace statistického šetření

Formulace statistického šetření je u zadaného příkladu uskutečněna vymezením výběrového statistického souboru 50 měření.

3.2.1 Elementární statistické zpracování

Výsledky měření je potřebné uspořádat, graficky vyjádřit a parametrizovat vhodnými empirickými parametry. Tyto úkoly lze splnit pomocí elementárního statistického zpracování. Výsledkem elementárního statistického zpracování je empirický obraz zkoumaného výběrového statistického souboru VSS. Elementárním statistickým zpracováním je rovněž završena ta skupina hlavních statistických metod, kterou lze nazvat empirickou statistikou (Záškodný et al., 2016).

3.2.2 Základní pojmy

Formulace statistického šetření je založena na vymezení následujících pojmů:

3.2.2.1 Hromadný náhodný jev HNJ

Mnoho výsledků – různé pravděpodobnosti.

3.2.2.2 Statistická jednotka SJ

Pacient – nositel náhodného hromadného jevu.

3.2.2.3 Statistický znak SZ

Dávka na cm – absorpční zákon. Zkoumá vlastnost statistické jednotky.

3.2.2.4 Hodnota statistického znaku HSZ

Je způsob popisu zkoumaného statistického znaku (např. pomocí naměřených hodnot *DLP*, případně pomocí prvků škály 1, 2,, 5).

3.2.2.5 Základní statistický soubor ZSS

Množina všech statistických jednotek.

3.2.2.6 Náhodný výběr NV

Je omezení počtu zkoumaných statistických jednotek SJ takovým způsobem, aby bylo možné přenášet získané výsledky na celý ZSS. Existují rozmanité způsoby náhodného výběru (losování, generování tabulkou náhodných čísel, záměrný výběr). Je potřebné ověřovat, zda je možno získaný výběr považovat za náhodný (Záškodný et al., 2016).

3.2.2.7 Výběrový statistický soubor VSS

Množina vybraných statistických jednotek.

Formulace statistického šetření je u zadaného příkladu uskutečněna vymezením výběrového statistického souboru 50 měření.

U zadaného příkladu není zapotřebí zabývat se procedurou náhodného výběru NV – VSS a ZSS splývají (Záškodný et al., 2016).

3.3 Měření

Jedná se o přiřazování počtu statistických jednotek k prvkům škály.

Bylo provedeno 50 měření hodnot *DLP* (mGy.cm) při CT vyšetření mozku a naměřené hodnoty (tab. 3) seřazeny na škále 1 až 5 (tab. 4). Hodnoty byly získány z dávkového souhrnu každého zaznamenaného vyšetření.

Tabulka 3: Naměřené hodnoty *DLP*

974	974	974	1004	1019	1019	1019	1019	1034	1034
1034	1034	1034	1034	1034	1034	1034	1064	1064	1064
1081	1081	1081	1081	1081	1081	1081	1081	1081	1081
1113	1113	1113	1113	1113	1113	1113	1113	1144	1144
1144	1144	1144	1144	1144	1185	1207	1207	1207	1207

Zdroj: vlastní naměřené hodnoty *DLP*

3.4 Škálování

Jedná se o seskupení hodnot statistického znaku do různých kategorií.

Podle povahy statistického znaku je možné rozlišovat např. čtyři typy škál: nominální, ordinální, kvantitativní metrickou a absolutní metrickou. Klasifikaci škál lze využít také ke klasifikaci statistických znaků. V některých případech lze hodnoty statistického znaku ihned ztotožnit se škálou a škálování není nutné provádět (Záškodný et al., 2016).

V našem příkladu budeme škálovat pomocí kvantitativní metrické škály, kterou lze definovat takto:

3.4.1 Kvantitativní metrická škála

Umožňuje stanovit vzdálenost mezi dvěma sousedními statistickými jednotkami – z tohoto pohledu je nezbytné definovat jednotku škály. Prvky škály jsou jednotlivé body škály vyjádřené číselnými velikostmi. Kvantitativní metrická škála vyjadřuje hodnoty statistického znaku bez možnosti věcně interpretovat počátek (nulový bod) škály – volba počátku škály je proto libovolná (Záškodný et al., 2016).

3.4.2 Počet prvků škály

Přibližný počet prvků škály lze vypočítat pomocí Sturgesova pravidla

$$h = 1 + 3,3 \cdot \log_{10} x,$$

kde **h** je počet prvků škály, **x** je rozsah výběrového statistického souboru.

V našem případě lze určit rozsah prvků škály jako $1 + 3,3 \cdot \log_{10} 50 = 6,6$

Mohlo by se tedy pro naše měření použít 6 nebo 7 prvků škály (Záškodný et al., 2016).

3.4.3 Počet statistických jednotek

Při využití typu kvantitativní metrické škály je důležité další pravidlo, u 80 % x_i (prvků škály) by mělo být n_i (počet statistických jednotek) větší nebo rovno 5. Z tohoto důvodu bylo nastaveno škálování na 5 prvků škály.

3.4.4 Stejné rozpětí prvků škály

Stejné rozpětí prvků škály lze charakterizovat jako $x_1 = x_2 = x_3 = x_4 = x_5$

Tabulka 4: Prvky škály a hodnoty DLP

1	974,1 - 1020,7 Gy.cm
2	1020,7 - 1067,3 Gy.cm
3	1067,3 - 1113,9 Gy.cm
4	1113,9 - 1160,5 Gy.cm
5	1160,5 - 1207,1 Gy.cm

Zdroj: vlastní tabulka

3.5 Tabulka – uspořádání výsledků měření

Tabulka obsahuje osm sloupců. První čtyři sloupce jsou potřebné jednak pro zpřehlednění výsledků měření (splnění úkolu „uspořádání“), jednak pro znázornění empirických rozdělání (splnění úkolu „grafického vyjádření“). Zbývající čtyři sloupce mají pomocný význam a slouží k snadnému a rychlému výpočtu empirických parametrů (splnění úkolu „parametrizace“)(Záškodný et al., 2016).

Tabulka 5: Tabulka hromadného náhodného jevu

x_i	n_i	n_i/n	$\sum n_i/n$	$x_i n_i$	$x_i^2 n_i$	$x_i^3 n_i$	$x_i^4 n_i$
1	8	0,16	0,16	8	8	8	8
2	12	0,24	0,4	24	48	96	192
3	18	0,36	0,76	54	162	486	1458
4	7	0,14	0,9	28	112	448	1792
5	5	0,1	1	25	125	625	3125
	$\Sigma 50$	$\Sigma 1,00$		$\Sigma 139$	$\Sigma 455$	$\Sigma 1663$	$\Sigma 6575$

Zdroj: vlastní tabulka hromadného náhodného jevu

První čtyři sloupce obsahují:

- sloupec označený x_i - prvky škály,
- sloupec označený n_i - absolutní četnosti prvků škály,
- sloupec označený n_i / n - relativní četnosti prvků škály,
- sloupec označený $\sum (n_i / n)$ - kumulativní četnosti.

Další čtyři sloupce obsahují součiny potřebné pro výpočet empirických parametrů:

- sloupec obsahuje součiny $x_i \cdot n_i$,
- sloupec obsahuje součiny $x_i^2 \cdot n_i$,
- sloupec obsahuje součiny $x_i^3 \cdot n_i$,
- sloupec obsahuje součiny $x_i^4 \cdot n_i$.

Tabulka je uzavřena součty údajů v jednotlivých sloupcích. V prvních čtyřech sloupcích mají tyto součty význam kontrolní, v dalších čtyřech sloupcích jsou potřebné pro výpočet empirických parametrů.

Prostřednictvím tabulky (tab. 5), lze vysledovat, že bylo pracováno se škálou o 5 prvcích $x_1=1, x_2=2, \dots, x_5=5$ (viz první sloupec tabulky), jejichž absolutní četnosti byly postupně $n_1=8, n_2=12, n_3=18, n_4=7, n_5=5$ (viz druhý sloupec tabulky). Relativní četnosti n_i / n jsou pak uvedeny v třetím sloupci tabulky, kumulativní četnosti v sloupci čtvrtém.

Z 50 měření výběrového statistického souboru ($n=50$) bylo 8 fyzikálních měření s nejnižšími hodnotami *DLP* (pravděpodobnost tohoto stupně je 0,16), 12 měření se stupněm vyšším než stupeň nejnižší (pravděpodobnost 0,24), 18 měření se středními hodnotami *DLP* (pravděpodobnost 0,36), 7 měření s hodnotami vyššími než je stupeň

střední (pravděpodobnost 0,14) a 5 měření s nejvyššími hodnotami (pravděpodobnost 0,1).

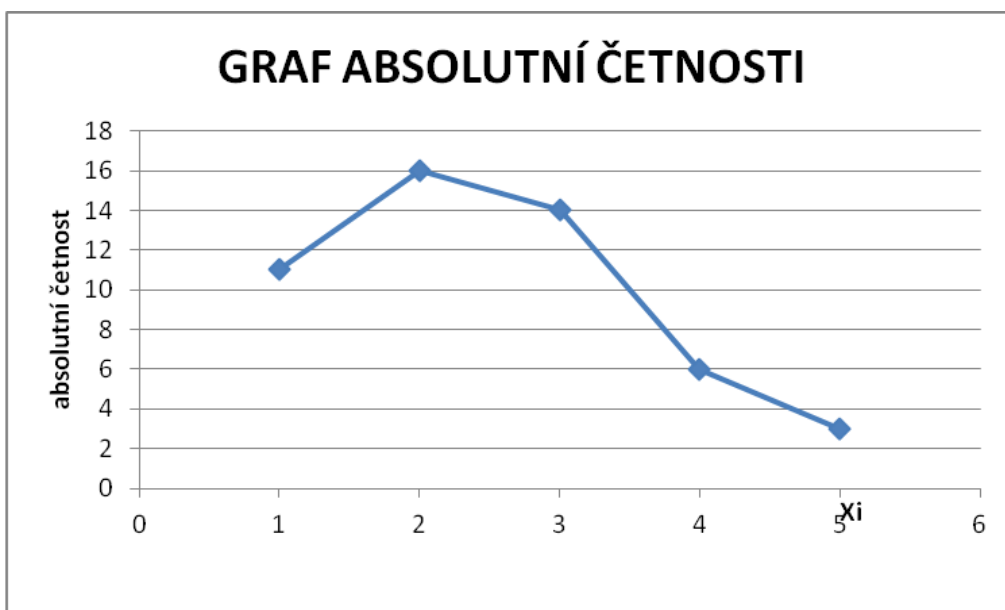
V rámci statistického zpracování je kumulativní četnost např. výsledku $x_3=3$ dána pravděpodobností 0,76. Tuto pravděpodobnost, že při zkoumání hodnoty *DLP* bude zjištěn stupeň 1, 2 nebo 3, lze určit jako součet pravděpodobností $p(1) + p(2) + p(3) = 0,16 + 0,24 + 0,36 = 0,76$. Pravděpodobnost zjištění nejnižší hodnoty nebo hodnoty vyšší, než je hodnota nejnižší nebo hodnoty střední je tedy značně vysoká.

Metoda měření musí splňovat podmínky validity (zda je měřeno to, co má být měřeno), reliability (reprodukovatelnost měření) a objektivnosti (zda různí posuzovatelé budou měřit statistické jednotky stejným způsobem).

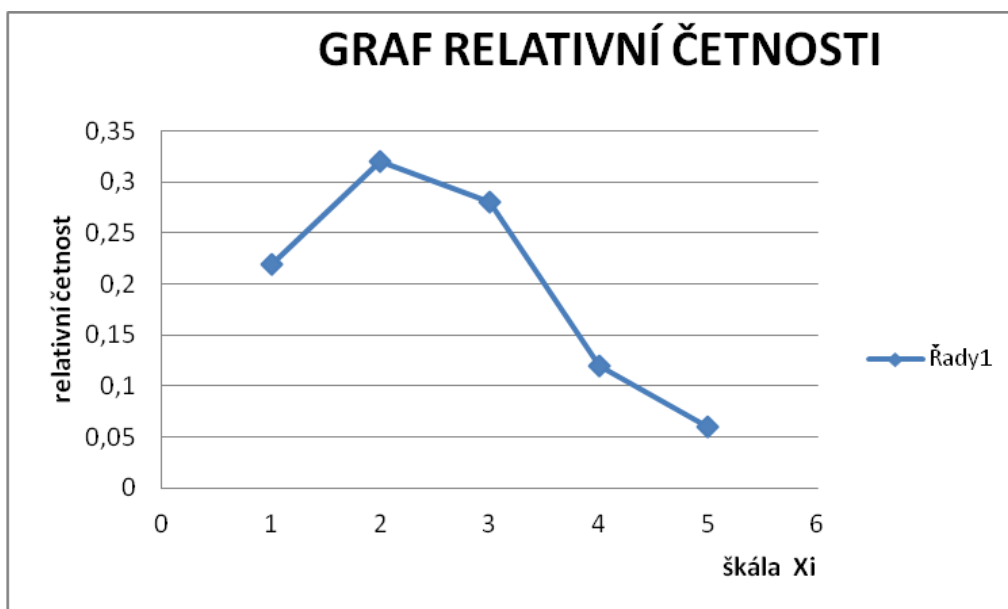
Výsledky měření zkoumaného výběrového statistického souboru VSS jsou dány údaji o hodnotách statistického znaku, tj. údaji o absolutních četnostech a relativních četnostech jednotlivých prvků škály a údaji o četnostech kumulativních (Záškodný et al., 2016).

3.6 Grafy

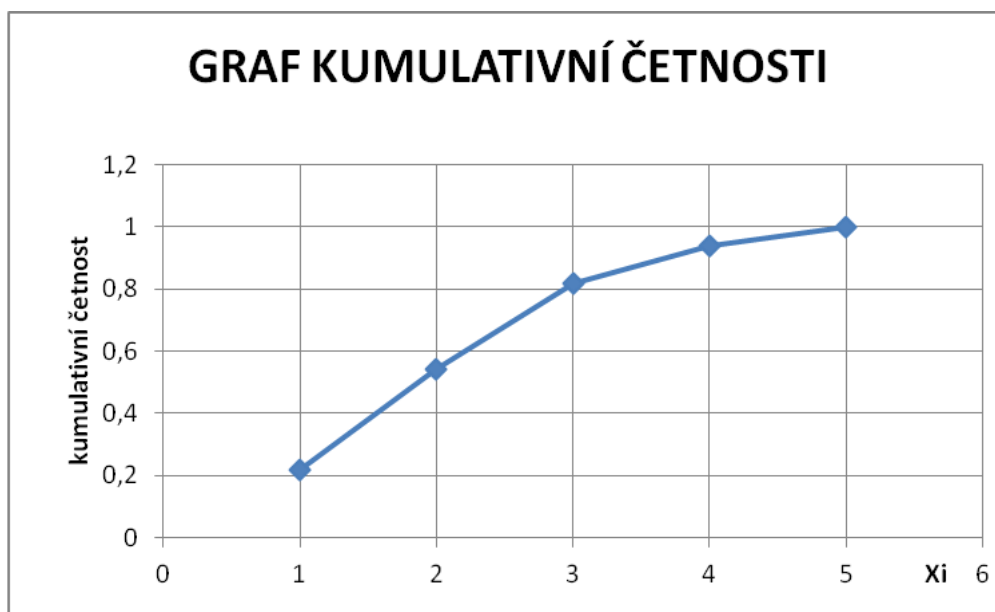
Grafické vyjádření empirického rozdělení jednorozměrného statistického souboru je spojeno s používáním souřadnicového systému v rovině. V tomto souřadnicovém systému jsou vždy na vodorovnou osu nanášeny prvky škály x_i , na svislou osu odpovídající četnosti. Grafické vyjádření těchto funkčních závislostí je dáno množinou bodů, jejichž první souřadnicí je vždy prvek škály x_i , druhou souřadnicí je odpovídající četnost. Spojením sousedních bodů této množiny úsečkami lze obdržet lomenou čáru, která je nazývána „polygon“. Lze rozeznávat „polygon absolutních četností“ (obr. 6), „polygon relativních četností“ (obr. 7), „polygon kumulativních četností“ (obr. 8), (Záškodný et al., 2016).



Obrázek 6: Polygon absolutní četnosti (zdroj vlastní)



Obrázek 7: Polygon relativní četnosti (zdroj vlastní)



Obrázek 8: Polygon kumulativní četnosti (zdroj vlastní)

3.7 Empirické parametry

Empirické parametry stručně a jednoduše vystihují povahu zkoumaného statistického souboru. Většinou jsou empirické parametry vztahovány k výběrovému statistickému souboru, proto často nesou pojmenování „výběrové parametry“. Jako výběrové parametry mají samy statisticko-pravděpodobnostní charakter a z tohoto důvodu se chovají jako zvláštní skupina „statistických znaků“. Tento pohled nebude v dalším výkladu rozvíjen, je však nutno na něj upozornit, zvláště z hlediska hlubšího studia statistiky a teorie pravděpodobnosti.

Empirické parametry lze dělit podle toho, který rys zkoumaného statistického souboru (zkoumaného statistického znaku) vystihují:

- parametry polohy,
- parametry proměnlivosti (variability),
- parametry šikmosti,
- parametry špičatosti.

Druhým dělením je dělení empirických parametrů podle způsobu jejich výpočtu: momentové parametry-vystupují jako funkce všech hodnot statistického znaku, kvantilové parametry- reprezentují jen určité hodnoty statistického znaku (Záškodný et al., 2016).

3.7.1 *Obecné vztahy pro obecné a centrální parametry*

Obecný moment r-tého řádu: $O_r(x) = \frac{1}{n} \sum n_i \cdot (x_i)^r$

Obecný moment 1. řádu: $O_1(x) = \bar{x}$ (aritmetický průměr)

Centrální moment r-tého řádu: $C_r(x) = \frac{1}{n} \sum n_i \cdot (x_i - \bar{x})^r$

Centrální moment 2. řádu: $C_2(x) = S_x^2$ (empirický rozptyl)

Směrodatná odchylka: $S_x = \sqrt{C_2(x)}$

Parametr polohy je určen obecným momentem 1. řádu $O_1(x)$ a nese název „aritmetický průměr“. Polohou empirického rozdělení četností je myšleno jeho umístění na vodorovné ose souřadnicového systému.

Parametr proměnlivosti je určen centrálním momentem 2. řádu $C_2(x)$ a nese název „empirický rozptyl“ (odmocnina rozptylu pak nese název „směrodatná odchylka“). Směrodatná odchylka ukazuje, jakou výpovědní hodnotu má aritmetický průměr. Je-li směrodatná odchylka velká, výpovědní hodnota aritmetického průměru je malá, a opačně.

Parametr šikmosti je nejčastěji určován pomocí normovaného momentu 3. řádu $N_3(x)$ a nese pak název „koeficient šikmosti“. Je-li koeficient šikmosti kladný, pak prvky škály ležící vlevo od aritmetického průměru mají vyšší četnosti (kladně zešikmené rozdělení četností – větší koncentrace menších prvků škály, menších hodnot statistického znaku) a opačně.

Parametr špičatosti je nejčastěji určován pomocí normovaného momentu 4. řádu $N_4(x)$ a nese pak název „koeficient špičatosti“. Špičatějšímu rozdělení četností při daném rozptylu odpovídá vyšší hodnota koeficientu špičatosti než rozdělení ploššímu. Používá se rovněž veličina „exces“, definovaná vztahem:

$E_x = N_4(x) - 3$. Exces srovnává špičatost empirického rozdělení se špičatostí známého normovaného normálního rozdělení. Je-li exces kladný, je empirické rozdělení špičatější než toto rozdělení (Záškodný et al., 2016).

3.8 Výpočet empirických parametrů

3.8.1 Stanovení aritmetického průměru

$$O_1(x) = 139/50 = 2.78$$

$$O_2 = 455/50 = 9.1$$

$$O_3 = 1633/50 = 33.26$$

$$O_4 = 6575/50 = 131.5$$

3.8.2 Výpočet centrálních momentů 2. až 4. Řádu

$$C_2(x) = O_2(x) - [O_1(x)]^2 = 9,1 - 7,7284 = 1,3716$$

$$C_3(x) = O_3(x) - 3 \cdot O_2(x) \cdot O_1(x) + 2 \cdot [O_1(x)]^3 = 0,3358$$

$$C_4(x) = O_4(x) - 4 \cdot O_3(x) \cdot O_1(x) + 6 \cdot O_2(x) \cdot [O_1(x)]^2 - 3 \cdot [O_1(x)]^4 = 4,4351$$

3.8.3 Směrodatná odchylka

$$S_x = \sqrt{C_2(x)} = 1,171$$

3.8.4 Variační koeficient

$$V = \frac{S_x}{O_1} = 0,421$$

3.9 Vyjádření potřebných normovaných momentů

3.9.1 Šikmost

$$N_3(x) = \frac{C_3(x)}{C_2(x) \sqrt{C_2(x)}} = 0,2087$$

3.9.2 Špičatost

$$N_4(x) = \frac{C_4(x)}{[C_2(x)]^2} = 2,3578$$

3.10 Interpretace výsledků

Vzhledem k 50 nashromážděným hodnotám měření lze z empirického grafu odečíst období typické Gaussovy křivky.

Většina měření – 76 % - se nachází v rozsahu prvků škály 1, 2, 3.

Při aritmetickém průměru 2,78 lze roli směrodatné odchylky charakterizovat intervalem 1,609 až 3,951. Kladný koeficient šikmosti $N_3(x)$ ukazuje, že nižší prvky škály mají vyšší četnosti než vyšší prvky škály.

Hodnota koeficientu špičatosti 2,3578 ukazuje na srovnatelnost se špičatostí normálního rozdělení. Toto sdělení dodatečně podporuje závěr o rozumné výpovědní hodnotě aritmetického průměru.

Zpracováním dat z 50 měření *DLP* při vyšetření mozku na CT přístroji Aquilion 64 vyrobeném v roce 2007 bylo ověřeno, že dle hodnot kumulativní četnosti je pouze cca 40 % všech vyšetření pod nebo na úrovni Evropské normy pro hodnoty doporučené referenční dávky při CT vyšetření mozku, nebo v její těsné blízkosti.

Hodnoty nad touto normou, ve vyšších prvcích škály, ačkoli je defaultní protokol nastaven pro hodnoty *DLP* nižší než 1050 mGy.cm, mohou být způsobeny mnoha okolnostmi. Jako hlavní příčina této skutečnosti bylo nastavení málo strmého stoupání spirály a zvolené mAs, uložení vyšetřované oblasti mimo izocentrum CT Gantry a s tím spojené velké zvolené skenovací FOV.

I přesto, že se jedná o starší 64 detektorový CT přístroj a defaultní vyšetřovací protokol je nastaven na hranici Evropské normy, z grafů a z naměřených hodnot vyplývá, že nastavení protokolu vyžaduje provést optimalizaci tak, aby hodnoty *DLP* při vlastním provádění vyšetření nepřesahovaly evropskou *DRL*.

Dalším impulzem ke změně a optimalizaci vyšetřovacího protokolu mozku na daném CT přístroji, je i hodnota typických *CTDI_{vol}*, která byla Věstníkem 2/2016 ministerstva zdravotnictví České republiky - Národní radiologické standardy – doporučena na 45-55 mGy (2016).

3.11 Optimalizace protokolu

Cílem optimalizace protokolu tedy bude úprava hodnot *DLP* tak, aby při daném vyšetření nedocházelo k překračování evropské referenční hodnoty 1050 mGy.cm. Vzhledem k mnoha parametrům ovlivňujících radiační dávku pacienta při vyšetření CT skenerem, je však nutné nejprve vymežit, co a jak změnou jednotlivých parametrů ovlivňujeme.

Jak bylo již výše uvedeno, mezi základní parametry patří mA, kV, eff. mAs, celková kolimace, pitch a rotační čas.

Současně je potřeba vyhodnocovat, zda není příčinou častého překročení hodnot v defaultním vyšetřovacím protokolu konkrétní chyba obsluhy CT přístroje.

3.11.1 Změna kV

V našem případě chceme snížit dávku spíše nepatrně, a to tak, aby byla zachována stejná kvalita obrazu. Jak vyplývá z popisu základních jednotek v teoretické části, nemůžeme počítat se změnou kV, jelikož zde by se hodnoty dávky snížili razantně a došlo by k velkému zhoršení kvality obrazu - nárůstu šumu (Súkupová, 2016).

Matematicky můžeme vyjádřit teoretickou změnu $CTDI_{vol}$ po úpravě hodnot kV takto:

Původní protokol:

120 kV, 300 mA, 0,75s rotace, 0,843 pitch

$3 \times 0,75 \times 22,5 / 0,843 = 60,1$ mGy

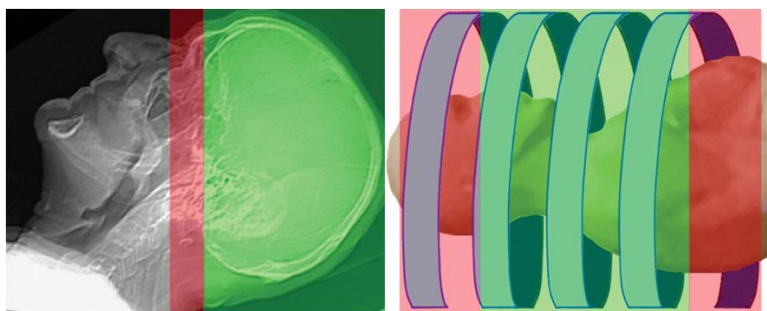
Změna protokolu na 100 kV při zachování všech ostatních hodnot:

$(100/120)^{2,5} \times 3 \times 0,75 \times 22,5 / 0,843 = 38$ mGy

Jelikož na CT přístroji Toshiba je možné nastavení kV v rozpětí od 80 kV do 135 kV (a to v krocích 80, 100, 120 a 135 kV) je zřejmé, že k mírným úpravám bez velmi zásadního vlivu na kvalitu zobrazení – zvýšení šumu - a hodnot $CTDI_{vol}$ a tím i DLP není parametr kV vhodný.

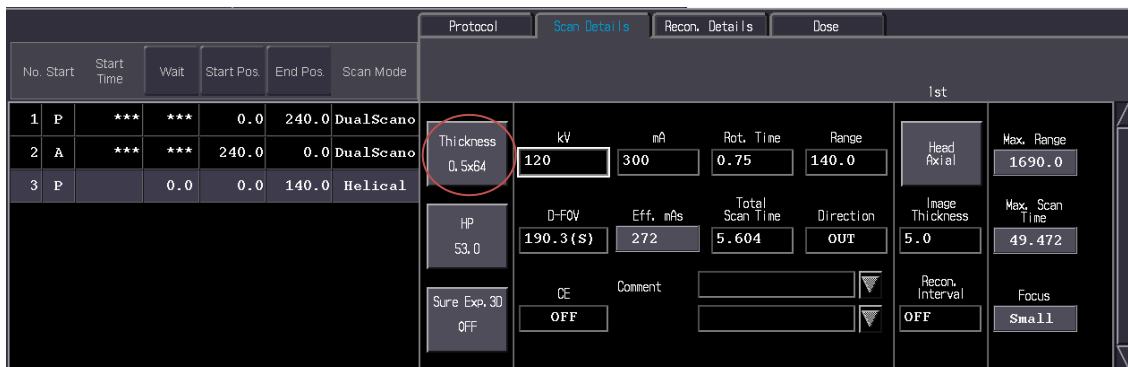
3.11.2 Změna kolimace a overranging

Jako nejjednodušší se zdá být změna kolimace. V našem protokolu je nastavena kolimace 32x0,5mm a není tedy využitý detektor v plné šířce v ose Z. Při zvětšení kolimace na 64x0,5mm sice dojde k výraznému snížení $CTDI_{vol}$, ale není tomu tak u DLP . Právě naopak. Proto je pro vyšetření mozku tato úprava velmi nevhodná, zvláště pak u CT skeneru bez aktivní kolimace. Obecně platí – čím větší kolimace u helikálního (nikoliv u objemového) skenu, tím větší overranging – tedy záření mimo žádanou vyšetřovanou oblast (Schilham et al., 2010). V případě vyšetření mozku by tak docházelo k nežádoucímu ozáření očí, respektive oční čočky (obr. 9).



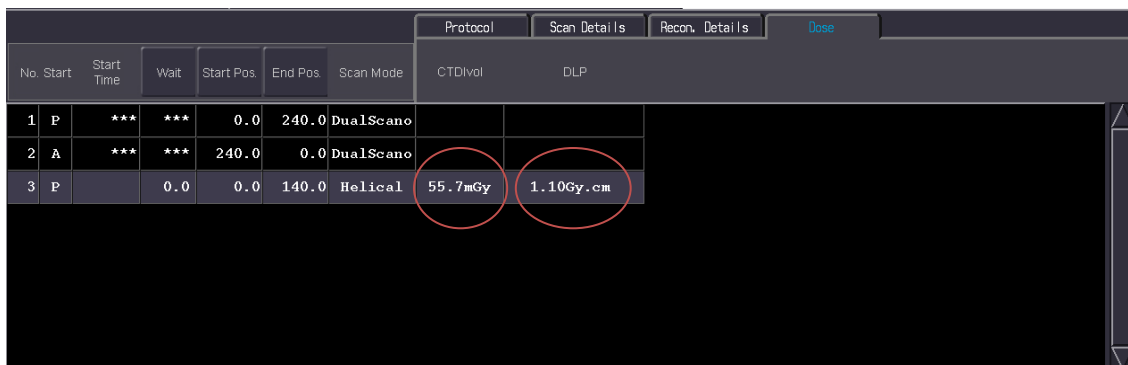
Obrázek 9: Overranging (Schilham et al., 2010)

Na tomto příkladě je snad nejvíce patrná důležitost referenčního parametru v podobě DLP v kombinaci s $CTDI_{vol}$ (IEC, 2009).



Obrázek 10: Změna kolimace z 32x0,5 na 64x0,5 (zdroj vlastní)

Jak je z tabulky skenovacích parametrů patrné (obr. 10), byla provedena jen změna kolimace z 32x0,5mm na 64x0,5mm při zachování všech ostatních parametrů beze změn.



Obrázek 11: Dávkový souhrn po změně kolimace (zdroj vlastní)

Při pohledu na hodnotu dávkového souhrnu v nastaveném protokolu došlo ke snížení *CTDIvol* z 60,1 mGy na 55,7 mGy, ale *DLP* stoupl z 1031 na 1100 mGy.cm (obr. 11). Při zachování skenovaného rozsahu v délce 14cm to znamená výrazný nárůst overrangingu.

Matematicky vyjádřeno:

Jelikož hodnota *DLP* je *CTDIvol* x Délka skenované oblasti, měla by být reálná hodnota daného *DLP* značně menší.

$$60,1 \text{ mGy} \times 14 \text{ cm} = 841,4 \text{ mGy} \cdot \text{cm} \quad - \text{původní protokol kolimace } 32 \times 0,5 \text{ mm}$$

$$55,7 \text{ mGy} \times 14 \text{ cm} = 779,8 \text{ mGy} \cdot \text{cm} \quad - \text{nový protokol kolimace } 64 \times 0,5 \text{ mm}$$

Jednoduchým odečtem hodnot udávaných v dávkovém souhrnu nastaveného protokolu a matematickou hodnotou *DLP* dojdeme k těmto hodnotám overrangingu:

Overranging: $1030 - 841,4 = 188,6 \text{mGy.cm}$ - původní protokol kolimace 32x0,5

Overranging: $1100 - 779,8 = 320,2 \text{mGy.cm}$ - nový protokol kolimace 64x0,5

Vyjádřeno efektivní dávkou:

Kolimace 32x05 - celý protokol $1030 \times 0,0021 = 2,163 \text{ mSv}$

- z toho overranging $188,6 \times 0,0021 = 0,396 \text{mSv}$

Kolimace 64x05 - celý protokol $1100 \times 0,0021 = 2,310 \text{ mSv}$

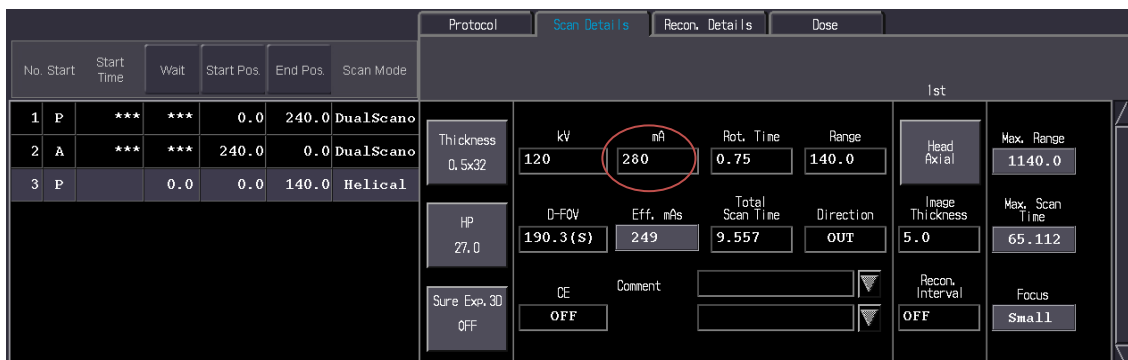
- z toho overranging $320,2 \times 0,0021 = 0,672 \text{ mSv}$

Radiační zátěž, která je vyjádřena pro CT vyšetření jen pomocí *CTDIvol*, nedostatečně vypovídá o možné velikosti efektivní dávky pacienta a bez znalostí souvislosti s hodnotami *DLP* může dojít k chybnému nastavení vyšetřovacího protokolu. Na tomto příkladu je také jasně dokumentováno, že pouze změnou kolimace došlo k navýšení efektivní dávky, která není potřebná pro vznik obrazu cca o jednu polovinu.

Z výše uvedeného je patrné, že i když jsme hodnotu *CTDIvol* snížili, hodnoty *DLP* a efektivní dávky vzrostly a překračují referenční hodnotu pro CT vyšetření mozku helikálním skenem.

3.11.3 Změna mA

Dalším parametrem, který se nabízí ke změně hodnot *DLP* při CT vyšetření, je prosté snížení mA (obr. 12) a tím i efektivních mAs. Při zachování všech ostatních parametrů původního vyšetřovacího protokolů sice došlo ke snížení *DLP*, ale tato změna měla, dle hodnotících lékařů, i při malém snížení jen o 20 mA (z 300 mA na 280mA) vliv na dostatečnou kvalitu obrazu s občasným výskytem artefaktů v oblasti sella turcica a v zadní jámě lební. A to zejména při MPR rekonstrukci.



Obrázek 12: Změna parametru mA (zdroj vlastní)

Jak je patrné z dávkového souhrnu (obr. 13), bylo dosaženo snížení hodnot *CTDIvol* i *DLP*, ale tato úprava neposkytla dostatečnou diagnostickou kvalitu získaného CT obrazu.

No.	Start	Start Time	Wait	Start Pos.	End Pos.	Scan Mode	CTDIvol	DLP
1	P	***	***	0.0	240.0	DualScano		
2	A	***	***	240.0	0.0	DualScano		
3	P		0.0	0.0	140.0	Helical	56.1mGy	965.3mGy.cm

Obrázek 13: Dávkový souhrn po změně mA (zdroj vlastní)

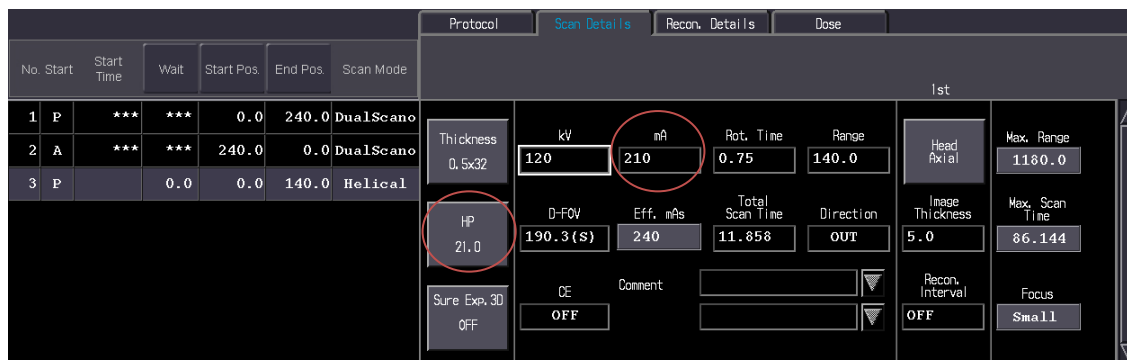
Důležitá informace při změně mA však byla hodnota Eff. mAs – tedy efektivních mAs. Jelikož hodnota *CTDIvol* se již blížila požadovaným 55 mGy, kvalita obrazu však nebyla dostatečná, bude nám tato hodnota sloužit jako pomocná. Jako další změna se tak nabízí upravit Pitch faktor.

3.11.4 Změna Pitch faktoru a mAs (efektivních mAs)

Pro lepší kvalitu CT obrazu a snížení overrangigu je dobré při přibližně stejné dávce snížit hodnotu Pitch faktoru (Schilham et al., 2010). Tedy dosáhnout přibližně stejných mAs při pomalejším posunu vyšetřovacího stolu. V naší tabulce je hodnota Pitch faktoru reprezentována hodnotou HP – Helical Pitch – což je součin Pitch faktoru a počtu využitých řad detektorů v ose Z při celkové kolimaci (obr. 14).

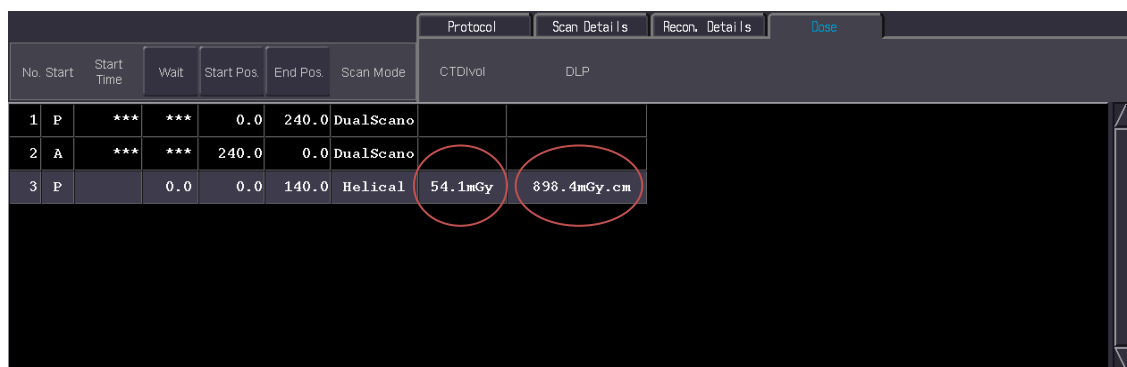
Obráceně lze tedy vypočítat nastavený Pitch faktor takto: $21 : 32 = 0,656$

Hodnota efektivních mAs je tedy: $210 \times 0,75 / 0,656 = 240$



Obrázek 14: Změna parametru Pitch (helical pitch) a úprava mA (zdroj vlastní)

Změnou Pitch faktoru a přizpůsobením hodnoty mA k požadovaným efektivním mAs jsme dostali skenovací parametry, při kterých jsme získali dávkový souhrn (obr. 15), který odpovídá našim požadavkům.



Obrázek 15: Dávkový souhrn po změně Pitch a úpravě mA (zdroj vlastní)

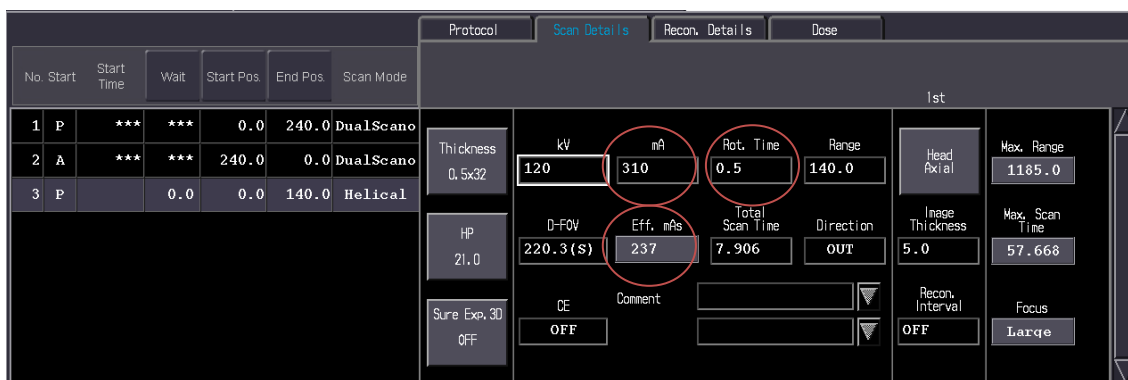
V záložce *CTDIvol* jsme dosáhli doporučenou hodnotu typickou pro splnění národních radiologických standardů 54,1 mGy a v záložce pro *DLP* hodnotu 898,4 mGy.cm, tím jsme hluboko pod referenční hodnotou *DLP* vyžadovanou dle EUR 16262. Efektivní dávka je pro vyšetření mozku tímto protokolem pod hodnotou 2 mSv. Došlo tedy ke snížení hodnoty *DLP* o 132 mGy.cm oproti původně nastavenému vyšetřovacímu protokolu. Při těchto optimalizovaných hodnotách jsme dosáhli efektivní dávky 1,886mSv.

$$898,4 \times 0,0021 = 1,886\text{mSv}$$

Hodnoty typické efektivní dávky pro vybraná diagnostická a intervenční rentgenová vyšetření vydává Státní úřad radiální ochrany. Pro oblast hlavy byla v roce 2001 tato hodnota **2,3mSv** (SÚRO, 2001), ale v roce 2016 už jen **1,6mSv** (SÚRO, 2016). S přihlédnutím k těmto hodnotám, je optimalizovaný protokol na CT přístroji, který není vybaven nejmodernějším typem rekonstrukčního algoritmu či aktivním kolimátorem, velmi uspokojivý.

3.11.5 Změna rotačního času

Vzhledem k dosažení cíle snížení celkové dávky zbývá už jen poslední krok k ideálnímu nastavení protokolu. Dosažením větší rychlosti vyšetření změnou rotačního času z 0,75s na 0,5s snížíme riziko pohybových artefaktů (obr. 16). Navýšením mA, zrychlením rotačního času a ponecháním nižší hodnoty Pitch faktoru zachováme stejné hodnoty efektivních mAs a tím nedojde ke zhoršení kvality a diagnostické výtěžnosti v CT obraze ani k navýšení hodnot overrangingu. Takto upravený protokol je pak vhodný hlavně pro trauma vyšetření mozku, kde je kladen větší důraz na rychlost náběru dat.



Obrázek 16: Optimalizované skenovací parametry po změně rotačního času (zdroj vlastní)

Takto upravený protokol má stále hodnoty dávkového souhrnu v požadovaných hodnotách (obr. 17). *CTDI_{vol}* s hodnotou 54,7mGy a *DLP* 908,2mGy.cm jsou tedy i při trauma protokolu s rychlejším náběrem dat pod úrovní 2mSv.

$$908,2 \times 0,0021 = 1,907\text{mSv}$$

						Protocol	Scan Details	Recon. Details	Dose
No.	Start	Start Time	Wait	Start Pos.	End Pos.	Scan Mode	CTDIvol	DLP	
1	P	***	***	0.0	240.0	DualScano			
2	A	***	***	240.0	0.0	DualScano			
3	P		0.0	0.0	140.0	Helical	54.7mGy	908.2mGy.cm	

Obrázek 17: Dávkový souhrn optimalizovaného protokolu s rotací 0,5s (zdroj vlastní)

3.11.6 D – FOV/C-FOV

Z výsledků statistického šetření bylo patrné, že sledované hodnoty byly často podezřele až příliš vysoké. Analýzou všech padesáti vyšetření bylo zjištěno, že obsluha CT přístroje nedodržovala základní požadavek nastavený v defaultním protokolu. A to dodržení velikosti Display a Scan Field of View (obr. 18), který je pro vyšetření mozku vyžadován (TMSC, 2006).

						Protocol	Scan Details	Recon. Details	Dose				
No.	Start	Start Time	Wait	Start Pos.	End Pos.	Scan Mode	1st						
1	P	***	***	0.0	240.0	DualScano	Thickness	kV	mA	Rot. Time	Range	Head Axial	Max. Range
2	A	***	***	240.0	0.0	DualScano	0.5x32	120	210	0.75	140.0		1180.0
3	P		0.0	0.0	140.0	Helical	HP	D-FOV	Eff. mAs	Total Scan Time	Direction	Image Thickness	Max. Scan Time
							21.0	320.0 (M)	240	11.858	OUT	5.0	86.144
							Sure Exe. 3D	CE	Comment			Recon. Interval	Focus
							OFF	OFF				OFF	Small

Obrázek 18: Chybně nastavené D - FOV / C - FOV(zdroj vlastní)

Velikost tohoto parametru u tohoto typu CT skeneru přímo ovlivňuje jak hodnoty *CTDIvol*, tak *DLP* (obr. 19). Důvodem této změny je změna tvaru svazku záření a tím jiné funkčnosti filtru záření (TMSC, 2006).

						Protocol	Scan Details	Recon. Details	Dose
No.	Start	Start Time	Wait	Start Pos.	End Pos.	Scan Mode	CTDIvol	DLP	
1	P	***	***	0.0	240.0	DualScano			
2	A	***	***	240.0	0.0	DualScano			
3	P		0.0	0.0	140.0	Helical	56.6mGy	939.3mGy.cm	

Obrázek 19: Hodnoty DLP a CTDIvol při chybně nastaveném D – FOV / C- FOV(zdroj vlastní)

Současně je změna D FOV indikací špatného uložení (centrace) pacienta. Proto bylo provedeno školení obsluhy CT, zaměřené na vyšetřovací protokol mozku pro dospělé pacienty, s cílem tuto chybu obsluhy eliminovat. Pokud by se tato chyba opakovala, byl by dávkový souhrn nově nastaveného protokolu opět s vyšší hodnotou.

Pokud není vyšetřovaný objekt (orgán) v izocentru gantry dochází k nárůstu šumu a k nárůstu povrchové i celkové dávky. Při průměrné odchylce od izocentra gantry (středu rotace) o 23 mm vzroste dávka o 33 % (Toth, 2007).

4. Výsledky

4.1 Ověření správnosti optimalizace

Po kontrole a nastavení všech skenovacích parametrů bylo provedeno nové statistické šetření optimalizovaného CT protokolu pro vyšetření mozku helikálním skenem. Toto statistické šetření bylo provedeno stejnou metodikou jako před optimalizací. Jak je z nově naměřených hodnot (tab. 6) a provedeného škálování (tab. 7) patrné, došlo po optimalizaci protokolu ke snížení maximálních i minimálních hodnot *DLP*. Hodnoty nutné k porovnání výsledků s měřením před optimalizací byly zpracovány opět do tabulky o osmi sloupcích (tab. 8). Stejně tak byly vytvořeny grafy pro „polygon absolutních četností“ (obr. 20), „polygon relativních četností“ (obr. 21), „polygon kumulativních četností“ (obr. 22) a vypočteny základní empirické parametry.

4.2 Měření

Tabulka 6: Naměřené hodnoty *DLP* po optimalizaci

814,3	814,3	817,2	871,3	871,3	871,3	871,3	871,3	894,4	894,4
894,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4
898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	898,4	911,1	911,1
911,1	939,3	939,3	939,3	939,3	952,5	952,5	952,5	952,5	952,5
952,5	967,6	967,6	979,5	996,0	1006,6	1006,6	1024,2	1024,2	1024,2

Zdroj: vlastní tabulka

4.3 Škálování

Tabulka 7: Prvky škály a hodnoty *DLP* po optimalizaci

1	814,3 – 856,3 Gy.cm
2	856,3 – 898,3 Gy.cm
3	898,3 – 940,3 Gy.cm
4	940,3 – 982,3 Gy.cm
5	982,3 – 1024,3 Gy.cm

Zdroj: vlastní tabulka

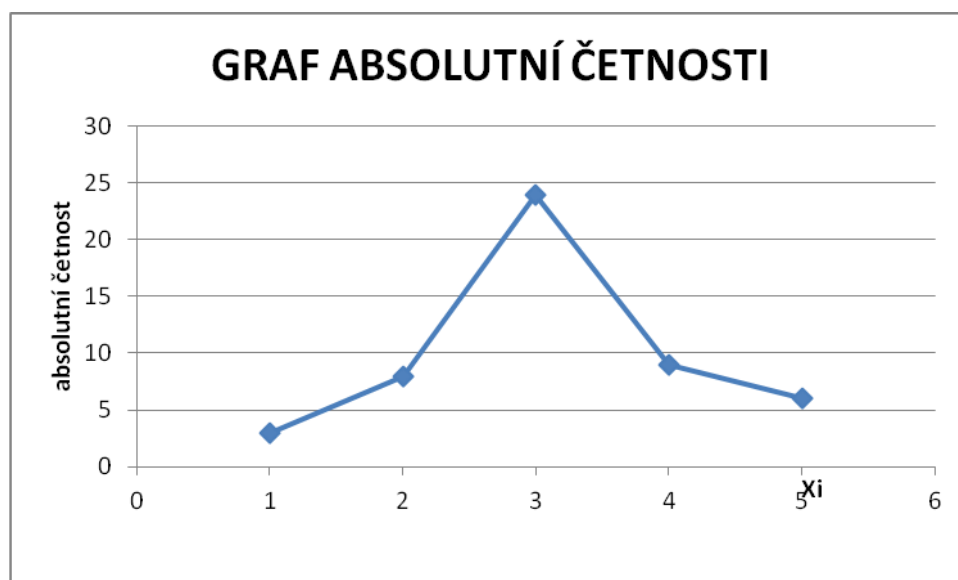
4.4 Tabulka– uspořádání výsledků měření

Tabulka 8: Uspořádání výsledků měření po optimalizaci

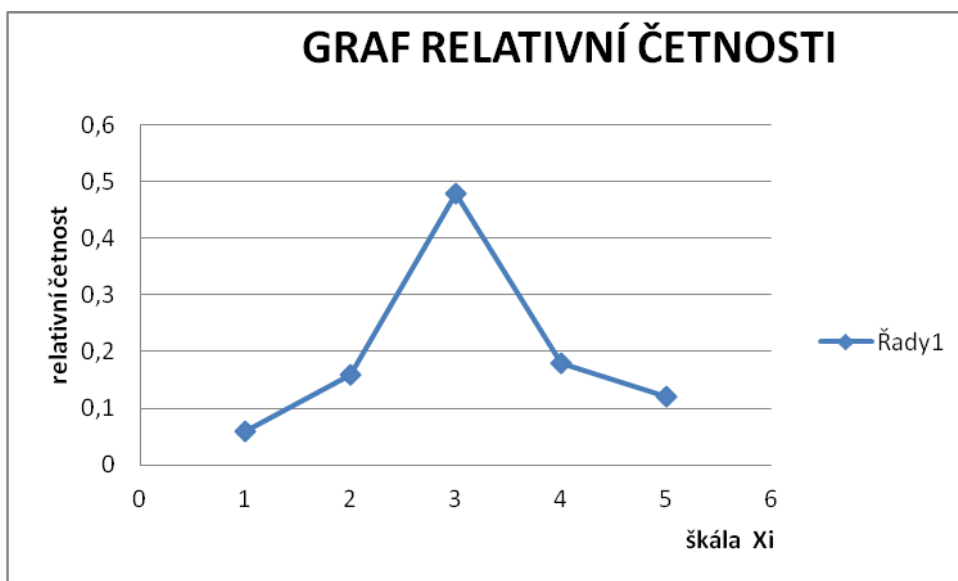
x_i	n_i	n_i/n	$\Sigma n_i/n$	$x_i n_i$	$x_i^2 n_i$	$x_i^3 n_i$	$x_i^4 n_i$
1	3	0,06	0,06	3	3	3	3
2	8	0,16	0,22	16	32	64	128
3	24	0,48	0,7	72	216	648	1944
4	9	0,18	0,88	36	144	576	2304
5	6	0,12	1	30	150	750	3750
	$\Sigma 50$	$\Sigma 1,00$		$\Sigma 157$	$\Sigma 545$	$\Sigma 2041$	$\Sigma 8129$

Zdroj: vlastní tabulka hromadného náhodného jevu

4.5 Grafy



Obrázek 20: Polygon absolutní četnosti po optimalizaci (zdroj vlastní)



Obrázek 21: Polygon relativní četnosti po optimalizaci (zdroj vlastní)



Obrázek 22: Polygon kumulativní četnosti po optimalizaci (zdroj vlastní)

4.6 Výpočet empirických parametrů po optimalizaci

4.6.1 Stanovení aritmetického průměru

$$O_1(x) = 157/50=3,14$$

$$O_2 = 545/50= 10,9$$

$$O_3=2041/50=40,82$$

$$O_4 = 8129/50=162,5$$

4.6.2 Výpočet centrálních momentů 2. až 4. Řádu

$$C_2(x) = O_2(x) - [O_1(x)]^2 = 10,9 - 9,8596 = 1,0404$$

$$C_3(x) = O_3(x) - 3 \cdot O_2(x) \cdot O_1(x) + 2 \cdot [O_1(x)]^3 = 40,82 - 102,678 + 61,918 = 0,06$$

$$C_4(x) = O_4(x) - 4 \cdot O_3(x) \cdot O_1(x) + 6 \cdot O_2(x) \cdot [O_1(x)]^2 - 3 \cdot [O_1(x)]^4 = 162,5 - 4 \cdot 40,82 \cdot 3,14 + 6 \cdot 10,9 \cdot 9,8596 - 3 \cdot 3,14^4 = 2,983$$

4.6.3 Směrodatná odchylka

$$S_x = \sqrt{C_2(x)} = 1,02$$

4.6.4 Variační koeficient

$$V = \frac{S_x}{O_1} = 0,3248$$

4.7 Vyjádření potřebných normovaných momentů

4.7.1 Šikmost

$$N_3(x) = \frac{C_3(x)}{C_2(x) \sqrt{C_2(x)}} = 0,0372$$

4.7.2 Špičatost

$$N_4(x) = \frac{C_4(x)}{[C_2(x)]^2} = 2,714$$

4.8 Interpretace výsledků po optimalizaci

Vzhledem k 50 nashromážděným hodnotám měření byla pomocí empirického grafu opět prokázána podobnost s typickou Gaussovou křivkou.

Většina měření – 70 % - se nachází v rozsahu prvků škály 1, 2, 3.

Při aritmetickém průměru 3,14 lze vliv směrodatné odchylky vyjádřit intervalem 2,12 až 4,16.

Kladný koeficient šikmosti $N_3(x)$ ukazuje, že nižší prvky škály mají vyšší četnosti než vyšší prvky škály.

Hodnota koeficientu špičatosti 2,714 ukazuje na srovnatelnost se špičatostí normálního rozdělení. Toto sdělení dodatečně podporuje závěr o rozumné výpovědní hodnotě aritmetického průměru.

Zpracováním dat z 50 měření *DLP* po optimalizaci při vyšetření mozku na CT přístroji Aquilion 64 vyrobeném v roce 2007 bylo ověřeno, že dle hodnot kumulativní četnosti je 100 % všech vyšetření pod úrovní Evropské normy pro hodnotu doporučené referenční dávky při CT vyšetření mozku.

Optimalizací protokolu bylo dosaženo hodnot *DLP*, které v rámci ani jednoho z prvků škály nepřesahují hodnoty pro evropskou *DRL*. Součástí optimalizace pak bylo i nastavení protokolu v souladu s Věstník 2/2016 Ministerstva zdravotnictví České republiky, Národní radiologické standardy - výpočetní tomografie, kde je stanovena hodnota typické *CTDIvol* na 45-55 mGy .

5. Diskuse

Předložená bakalářská práce popisuje jen jeden vyšetřovací protokol z mnoha možných rutinně prováděných na CT modalitě. Tento konkrétní protokol se samozřejmě může svým nastavením a filozofií lišit od protokolů na jiných pracovištích. Na všech MDCT přístrojích jsou však skenovací parametry u vyšetřovacích protokolů totožné a princip jejich používání se nijak nemění. Pokud tedy budou dodržovány základní souvislosti mezi jednotlivými skenovacími parametry a CT přístroje bude obsluhovat vzdělaný a kompetentní personál, měl by vždy pacient obdržet jen takovou dávku, která plně odpovídá principu ALARA. To znamená nejnižší rozumně zdůvodnitelnou.

K těmto účelům byl vydán Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, Částka 2, 2016. Národní radiologické standardy - výpočetní tomografie. Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů na pracovištích výpočetní tomografie v České republice.

V těchto standardech je zmíněna povinnost zobrazení dávky v podobě DLP, avšak na rozdíl od evropských standardů, není žádným způsobem stanovena její referenční hodnota pro jednotlivé vyšetřované oblasti. Více se zde pracuje s doporučenými hodnotami jednotlivých skenovacích parametrů, které se však mohou u jednotlivých výrobců výrazně lišit, například různou efektivitou iterativních rekonstrukcí. Jako záruka optimálního dávkového nastavení, se zde pracuje jen s hodnotami $CTDI_{vol}$. Radiační zátěž, která je vyjádřena pro CT vyšetření jen pomocí $CTDI_{vol}$, však nedostatečně vypovídá o možné velikosti efektivní dávky pacienta a bez znalostí souvislostí s hodnotami DLP může dojít k neoptimálnímu nastavení vyšetřovacího protokolu.

Vyšetřovací protokol mozku je specifický tím, že je velmi důležité vždy nastavit pacienta nebo (sklopit) gantry CT přístroje tak, abychom se vyhnuli oblasti očí. Stejně tak je velmi důležité umístění vyšetřované oblasti přesně do izocentra CT gantry.

Žádná dávka na oči je totiž vždy lepší než sebemenší dávka. Aby tato podmínka správně provedeného CT vyšetření měla smysl, je nutné eliminovat záření, které není

využito pro vznik vlastního CT obrazu, ale je vždy přítomné z fyzikální podstaty helikálního skenování (overranging).

Aby byl tento požadavek splněn, je tedy nutné znát jak hodnotu *CTDIvol*, tak i hodnotu *DLP*. Jak je patrné z kapitoly 3.11 optimalizace protokolu – změna kolimace – je uvádění dávkových referenčních hodnot jen v jednotce *CTDIvol* nedostatečné a může vést při snaze dosáhnout co nejnižší hodnoty této položky při dostatečné kvalitě obrazu k poškození očí pacienta. Zjevně totiž může dojít k navýšení *DLP* a tím i hodnot efektivní dávky, které nejen že překračují referenční hodnoty, ale také mohou poškodit oční čočku pacienta.

Při optimalizaci dávky při helikálním skenu jsou patrné lineární vztahy u většiny parametrů. Nastavení kV však tomuto vztahu neodpovídá a při změně hodnot této veličiny se velmi významně mění nejen velikost dávky, ale i kvality obrazu. Například změnou kV z velikosti 120 na 100 kV sice snížíme *CTDIvol* asi o 40 %, ale výrazně zvýšíme množství šumu a tím velmi podstatně snížíme kvalitu obrazu. Vhodnost snižování či zvyšování kV by tedy měla být vždy prováděna s maximální znalostí všech důsledků této změny. Z toho je zřejmé, že změna kV není vhodná pro mírné úpravy běžných vyšetřovacích nativních protokolů.

Určitě je potřeba říci, že každá položka v záložce skenovacích parametrů má svůj vliv jak na kvalitu CT obrazu, tak i na velikost dávky. A to ať už na hodnotu *CTDIvol* tak i *DLP*. Lze se domnívat, že i přes to, že v provedeném kvantitativním výzkumu nebylo pracováno např. s velikostí ohniska či s expozičním automatem, jsou informace o parametrech důležitých k optimalizaci vyšetřovacích protokolů validní. CT Aquilion 64 na pracovišti v Benešovské nemocnici velikost ohniska totiž mění automaticky dle poměrně složitých principů a expoziční automat se zde pro vyšetřovací protokol mozku helikálním skenem nepoužívá.

Díky výsledkům a doporučeným postupům při optimalizaci vyšetřovacího protokolu mozku helikálním skenem bude možné brát závěry této práce jako návod pro další skenovací protokoly a tím snížit radiační zátěž vyšetřovaných pacientů za splnění principu ALARA.

Jako pokračovací práci by mohlo být například porovnání dávkového souhrnu tohoto protokolu se stejným protokolem, ale s využitím expozičního automatu. Nebo porovnání výsledků této práce s výsledky stejného výzkumu na přístroji stejného výrobce a stejného typu, avšak vybaveného iterativní rekonstrukcí obrazu a aktivním kolimátorem. Předpokládaná dávka vyjádřena v *CTDIvol* potřebná ke vzniku kvalitního a diagnosticky hodnotného CT obrazu by pak měla být menší a stejně tak by měla být menší i hodnota *DLP* a efektivní dávky.

6. Závěr

Předložená bakalářská práce měla v rámci prováděného kvantitativního výzkumu tři hlavní cíle.

První cíl spočíval ve zjištění stavu reálné dávky statistickým šetřením pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku na CT přístroji Rdg pracoviště nemocnice Benešov. Z naměřených hodnot *DLP* bylo zjištěno, že hodnoty *DLP*, které jsou pod evropskou *DRL* (1050 mGy.cm) nebo rovné této normě jsou na základě hodnot kumulativní četnosti v běžném provozu oddělení zastoupeny jen asi 40 %.

Druhým cílem bylo navrhnout možné parametrické úpravy vyšetřovacího protokolu mozku s ohledem na možné překračování evropské *DRL*.

Jelikož příčinou překračování evropské *DRL* byla malá strmost stoupání spirály, zvolené mAs a chybné uložení vyšetřované oblasti pacienta mimo izocentrum a tím velké zvolené skenovací FOV. Nejvhodnější úpravou proto byla změna mA, rotačního času a pitch faktoru, tedy nastavení hodnoty efektivních mAs a přesné uložení pacienta do izocentra gantry CT.

Třetím cílem byla optimalizace dávky při zachování dostatečné kvality obrazu – diagnostické výtěžnosti. Jelikož cílem optimalizace nebylo razantní snížení dávky, ale jen snížit hodnotu *DLP* pod hodnotu evropské *DRL*, byly provedené úpravy díky zvoleným postupům bez dopadu na kvalitu CT obrazu.

Splnění cílů předložené práce umožnilo zodpovědět následující výzkumnou otázku (obsahující empirické kritérium): Jak je možné snížit velikost dávky (*DLP*) pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku při zachování diagnostické výtěžnosti vyšetření? Odpověď na výzkumnou otázku zní: Velikost dávky pro helikální CT vyšetřovací protokol mozku při zachování diagnostické výtěžnosti vyšetření lze snížit optimální změnou vybraných skenovacích parametrů a přesným uložení vyšetřované oblasti pacienta do izocentra gantry.

Optimální změnou vybraných skenovacích parametrů bylo dosaženo snížení *DLP* a po vyhodnocení padesáti vyšetření optimalizovaným protokolem bylo dle kumulativní četnosti 100 % vyšetření pod hranicí evropské referenční úrovně *DRL*.

Z výše uvedených skutečností vyplývá, že snížení velikosti dávky (*DLP*) vhodnými prostředky a postupy pro posuzovaný helikální CT vyšetřovací protokol mozku je při zachování diagnostické výtěžnosti vyšetření možné.

Závěry této práce by mohly být využity v praxi následující cestou: Při optimalizaci CT protokolů pro helikální vyšetření mozku na CT pracovištích lze naplnit hodnoty principu ALARA. Tím se zajistí nižší radiační zátěž vyšetřovaných pacientů. Výsledky je možné

využít také jako návod pro postup při úpravách nejvhodnějších skenovacích parametrů pro optimalizaci *DLP* u dalších vyšetřovacích protokolů.

7. Citovaná literatura

1. AAPM, 2008. *The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT*. College Park, MD : American Association of Physicists in Medicine. Report No. 96. ISBN978-18-883-4073-0.
2. AAPM, 2010. *Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography*. College Park, MD : American Association of Physicists in Medicine. Report No. 111. ISBN978-18-883-4094-5.
3. AAPM, 2016. *Adult Routine Head CT Protocols Version 203/1/2016*, American Association of Physicists in Medicine. [online]. [cit. 2016-09-10]. Dostupné z:
4. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultRoutineHeadCT.pdf>
5. EC, 2014. *Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries*, Radiation Protection N° 180 part 2/2. Luxembourg : European Commission
6. EC, 1999. *European guidelines on quality criteria for computed tomography*. European. European Commission, EUR 16262. Luxembourg
7. EC, 2014. *Medical Radiation Exposure of the European Population Radiation Protection. No. 180 part 1/2*. Luxembourg : European Commission
8. EC, 1999. *Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures*. European Commission.
9. FERDA., MÍRKA., BAXA., 2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie Technika vyšetření*. Praha: Galén, ISBN 978-80-7262-608-3
10. FUCHS, T., KACHELRIESS, M., KALENDAR WA., 2000. *Direct comparison of a xenon and a solid-state CT detector system: measurements under working conditions*. *EEE Trans Med Imaging*. 2000 Sep;19(9):941-8. doi:10.1109/42.887841
11. IAEA, 2012. *Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. Human health series*. No. 19. International Atomic Energy Agency, ISBN978-92-0-128910-0.
12. IAEA, 2016. *Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Medical Imaging*. [online]. IAEA. [cit. 2016-29-10] Dostupné z:
https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/Optimization/diagnostic-reference-levels.htm#ICRP
13. IEC, 2009. *Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC-606-2-44* International Electrotechnical European Commission, ISBN 978-2-88910-224-2

14. IRWAN, R., NAKANISHI, S., BLUM, A., 2011. *AIDR 3D - Reduces Dose and Simultaneously Improves Image Quality* [online]. [cit. 2016-29-10]. Dostupné z: <https://www.toshiba-medical.eu/eu/wp-content/uploads/sites/2/2014/10/AIDR-3D-white-paper1.pdf>
15. KLINK, T., OBMANN, V., HEVERHAGEN, J., STORK, A., ADAM, G., BEGEMANN, P., 2014. *Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: the influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDIvol*. Eur J Radiol. 2014 Sep;83(9):1645-54. doi: 10.1016/j.ejrad.2014.05.033. Epub 2014 Jun 5
16. MATHER, R., 2007. *The physics of CT dose*. Tustin CA 92780 : Toshiba Medical systems. CTWP1065US
17. NOVOTNÝ, J., 2008. *Přínos postprocesingových metod vycházejících ze spirálního CT k diagnostice a léčbě cévního systému*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-1930-5.
18. PETERKOVÁ, V., 2010, *CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti*. Med. Pro Praxi2010; 7(2): 90-94
19. SEIDL, Z., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha : Grada Publishing.a.s., ISBN978-80-247-4108-6.
20. SCHILMAN, A., van der MOLEN, AJ., PROKOP, M., de JONG, HW., 2010. *Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure*. Radiographics. 2010 Jul-Aug;30(4):1057-67 doi: 10.1148/rg.304095167.
21. Směrnice Rady 97/43/Euratom, o ochraně zdraví osob před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a o zrušení směrnice 84/466/Euratom, 1997. [online]. [cit. 2017-19-03]. Dostupné z: <http://www.eurlex.cz/dokument.aspx?celex=31997L0043>
22. SOOKPENG, S., MARTIN, CJ., CHEEPSUMON, P., PENG PAN, T., 2016. *Practical experiences in the transfer of clinical protocols between CT scanners with different ATCM systems*. J Radiol Prot. 2016 Dec 15;37(1):84-96, doi: 10.1118/1.2748113
23. SÚKUPOVÁ, L., 2016. *Kvalita obrazu a dávka u CT vyšetření*. [Online]. [cit: 2016-29-10]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-a-davka-u-ct-vysetreni/>
24. SÚRO, 2001. *Typické hodnoty efektivních dávek* [online]. Praha: Rentgen Bulletin, září 2001, [cit. 2017-19-03]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/rentgen9-2001.pdf>

25. SÚRO, 2016. Použití lékařského ozáření a jeho přínos [online]. Praha: Rentgen Bulletin, červen 2016, [cit. 2017-19-03]. Dostupné z:
https://www.suro.cz/cz/publikace/lekarske-ozareni/Rentgen_6_2016.pdf
26. TMSC, 2010. *Ten things to know about CT dose*. Tustin CA 92780 : Toshiba Medical Systems Corporation. [online]. [cit. 2017-14-2]. Dostupné z:
<https://medical.toshiba.com/download/ct-dose-10-things>
27. TMSC, 2006. *Operation manual for Toshiba scanner Aquilion, TSX – 101A, Basic volume*. SHIMOISHIGAMI, OTAVARA – SHI, TOCHIGI-KEN, 324-8550, JAPAN : Toshiba medical systems corporation. 2B201-370EN*A.
28. TMSC, 2016. *Dose AIDR 3D*. [online]. [cit. 2016-29-10] Dostupné z:
<http://www.toshibamedicalsystems.com/products/dose/aidr3d/index.html>.
29. TMSE, 2016. *Product solutions computed tomography*. [online]. toshiba-medical.eu. [cit. 2016-29-10] Dostupné z: <http://www.toshiba-medical.eu/eu/product-solutions/computed-tomography/aquilion-prime-overview/aquilion-prime-imaging/>.
30. TOTH, T., 2007. *The influence of patient centering on CT dose and image noise*. Med Phys. 2007 Jul;34(7):3093-101. doi:10.1118/1.2748113
31. ULLMANN, V., 2016. *Aplikace ionizujícího záření*. [online]. AstroNuklFyzika. [cit. 2016-29-10]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>.
32. Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, Částka 11, 2003. *Indikační kritéria pro zobrazovací metody*, [online]. [cit. 2016-29-10]. Dostupné z:
https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacniochrana/formulare/zobr_metody.pdf
33. Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky, Částka 2, 2016. *Národní radiologické standardy - výpočetní tomografie*. [online]. [cit. 2017-25-02]. Dostupné z:
http://www.mzcr.cz/dokumenty/vypocetni-tomografie_11424_3050_3.html.
34. Vyhláška č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně (Vyhláška státního úřadu pro jadernou bezpečnost), 2006. [online]. [cit. 2017-19-03]. V: Atomový zákon 18/1997 Sb., příloha č. 9. Dostupné z:
https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/legislativa/zakony/Atomovy_zakon_II.pdf
35. WRIGHT, G., GREY, M., 2016. *Computed tomography*, [online]. [cit. 2017-25-02]. Dostupné z <http://radiologykey.com/computed-tomography-8>.
36. ZÁŠKODNÝ, P., ZÁŠKODNÁ, H., 2016. *Metodologie vědeckého výzkumu*. Praha: CURRICULUM, ISBN 978-80-87894-08-8.
37. ZÁŠKODNÝ, P., 2005. *Přehled základů teoretické fyziky: (s aplikací na radiologii)*. Bratislava: Didaktis, ISBN 80-89160-25-5.

8. Seznam tabulek a obrázků

Tabulka 1: K – faktor	21
Tabulka 2: Obvyklé hodnoty pro CT vyšetření mozku.....	23
Tabulka 3: Naměřené hodnoty <i>DLP</i>	30
Tabulka 4: Prvky škály a hodnoty <i>DLP</i>	31
Tabulka 5: Tabulka hromadného náhodného jevu	32
Tabulka 6: Naměřené hodnoty <i>DLP</i> po optimalizaci.....	48
Tabulka 7: Prvky škály a hodnoty <i>DLP</i> po optimalizaci.....	48
Tabulka 8: Uspořádání výsledků měření po optimalizaci	49
Obrázek 1: Princip CT rentgenky	12
Obrázek 2: CT zobrazení mozku moderními CT skenery	15
Obrázek 3: Dávkový souhrn defaultního protokolu	27
Obrázek 4: Skenovací parametry	27
Obrázek 5: Rekonstrukční parametry	28
Obrázek 6: Polygon absolutní četnosti	34
Obrázek 7: Polygon relativní četnosti	34
Obrázek 8: Polygon kumulativní četnosti	35
Obrázek 9: Ovranging	40
Obrázek 10: Změna kolimace z 32x0,5 na 64x0,5	41
Obrázek 11: Dávkový souhrn po změně kolimace	41
Obrázek 12: Změna parametru mA	43
Obrázek 13: Dávkový souhrn po změně mA	43
Obrázek 14: Změna parametru Pitch (helical pitch) a úprava mA	44
Obrázek 15: Dávkový souhrn po změně Pitch a úpravě mA	44
Obrázek 16: Optimalizované skenovací parametry po změně rotačního času	45
Obrázek 17: Dávkový souhrn optimalizovaného protokolu s rotací 0,5s	46
Obrázek 18: Chybně nastavené D - FOV / C - FOV.....	46
Obrázek 19: Hodnoty <i>DLP</i> a <i>CTDIvol</i> při chybně nastaveném D – FOV / C- FOV.....	47
Obrázek 20: Polygon absolutní četnosti po optimalizaci	49
Obrázek 21: Polygon relativní četnosti po optimalizaci	50
Obrázek 22: Polygon kumulativní četnosti po optimalizaci	50

9. Seznam zkratk

3D	Trojrozměrný
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
AIDR	Adaptive Iterative Dose Reduction
AP	Anterior Posterior - předo zadní
C-FOV	Kalibrované field of view
CMP	Cěvní mozková příhoda
CT	Computed Tomography – výpočetní tomografie
CTDIair	Computed Tomography Dose Index air
CTDIvol	Computed Tomography Dose Index volume
CTDIw	Computed Tomography Dose Index weighted
D	Dávka
D – FOV	Display field of view
DLP	Dose lenght product
DRL	Dose reference level
E	Efektivní dávka
EC	European commission
eff.mAs	Efektivní miliampér sekundy
FBP	Filtered back projection
FOV	Field of view
Gy	Gray
HNJ	Hromadný náhodný jev
HP	Helical pitch
HSZ	Hodnota statistického znaku
IAEA	International atomic anergy agency
IEC	International Electrotechnical commission
K – faktor	faktor vyjadřující citlivost jednotlivých tkání či orgánů na rentgenové záření

KL	Kontrastní látka
kV	Kilovolty
LAT	Laterální - Bočný
Lexp	Délka skenované oblasti
mA	Miliampér
mAs	Miliamérsekundy
MDCT	Multi detector computed tomography
MPR	Multiplanar reconstruction
MZ	Ministerstvo zdravotnictví
NDRÚ	Národní diagnostická referenční úroveň
NV	Náhodný výběr
P	Pitch faktoru
QDS	Quantum denoising software
RTG	Rentgen (- ový)
SÚRO	Státní Úřad Radiační Ochrany
SSD	Solid state detector
SJ	Statistická jednotka
Sv	Sievert
SZ	Statistický znak
TMSC	Toshiba medical system corporation
TMSE	Toshiba medical system Europe
VSS	Výběrový statistický soubor
ZSS	Základní statistický soubor