

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Julie Dundáčková

CT vyšetření u obézních pacientů

(CT examination of obese patients)

Diplomová práce

Vedoucí práce: Ing. David Kozák

Olomouc 2023

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

Olomouc 19.5. 2023

Bc. Julie Dundáčková

Rada bych poděkovala panu Ing. Davidu Kozákovi za odborné vedení mé diplomové práce, za cenné rady, ochotu, trpělivost a čas, který mi věnoval. Dále bych chtěla poděkovat paní RNDr. Evě Reiterové, PhD. za odborné konzultace ohledně statistického zpracování výsledů výzkumné části.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: CT vyšetření u obézních pacientů

Název práce: CT vyšetření u obézních pacientů

Název práce v AJ: CT examination of obese patients

Datum zadání: 2022-05-19

Datum odevzdání: 2023-05-19

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Julie Dundáčková

Vedoucí práce: Ing. David Kozák

Oponent práce: Mgr. Sára Kohnová

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce je zaměřena na optimalizaci vyšetřovacího CT protokolu pro obézní pacienty. V teoretické části je rozebrána výpočetní tomografie, skenovací a rekonstrukční parametry, kvalita obrazu, radiační ochrana a závěrem je rozebrána kapitola obezity. Výzkumná část se skládá z tvorby nového vyšetřovacího protokolu pro obézní pacienty za pomoci antropomorfního fantomu. Při optimalizaci byly CT protokoly hodnoceny a porovnány z hlediska dávky a kvality obrazu. Na základě výsledků byl vybrán nejvhodnější protokol pro diagnostiku obézních pacientů, ten byl následně testován na vzorku 12 obézních pacientů a porovnán se vzorkem 13 pacientů vyšetřených za pomoci stávajícího vyšetřovacího protokolu. Výzkum byl prováděn na přístroji GE Revolution ve Fakultní nemocnici v Olomouci.

Abstrakt v AJ: The diploma thesis is focused on the optimization of CT examination protocol for obese patients. The theoretical part deals with computed tomography, acquisition and reconstruction parameters, image quality, radiation protection and at the end there is the chapter focused on obesity. The practical part consists of setting up new examination protocol for obese patients using an anthropomorphic phantom. CT protocols were evaluated

and compared in terms of patient's dose and image quality. The most suitable protocol for obese patients was selected based on the results of optimization. In the next step, the new optimized protocol was tested on sample of 12 patients and compared with 13 patients examined by the original protocol. The research was carried out by using CT device GE Revolution at the University Hospital in Olomouc (FNOL).

Klíčová slova v ČJ: Výpočetní tomografie, optimalizace, obezita

Klíčová slova v AJ: Computed tomography, optimization, obesity

Rozsah: 71 stran

Obsah

ÚVOD	8
1 Popis rešeršní činnosti.....	9
2 Výpočetní tomografie	11
2.1 Konstrukce CT	12
2.2 Princip vzniku obrazu	12
2.3 Příprava pacienta a provedení vyšetření	13
2.4 Principy výstavby CT obrazu	15
3 Parametry vyšetřovacího protokolu	17
3.1 Skenovací parametry.....	17
3.1.1 Expoziční parametry	17
3.1.2 Doba rotace rentgenky.....	19
3.1.3 Pitch faktor	19
3.1.4 Rozsah skenování	20
3.1.5 Tloušťka rekonstruovaného řezu	20
3.1.6 Konfigurace detektoru.....	21
3.2 Obrazové parametry	21
3.2.1 Obrazová matice.....	22
3.2.2 Rekonstrukční kernel	22
3.2.3 FOV – velikost zobrazovaného pole.....	22
3.2.4 Překrytí vrstev.....	23
4 Kvalita obrazu	24
4.1 Kontrast	24
4.2 Šum	24
4.2.1 Poměr kontrast šum (CNR), poměr signál/šum (SNR)	25
4.3 Prostorové rozlišení.....	26
5 Radiační ochrana	27
5.1 Principy radiační ochrany	27
5.2 Dozimetrie pacientů	28
5.2.1 Veličiny a jednotky v radiační ochraně.....	28
5.3 DLP a CTDI _{VOL}	30
6 Obezita.....	31
6.1 Definice obezity	31

6.2	Příčiny obezity	32
6.3	Zdravotní rizika a komplikace obezity	32
6.4	CT a obézní pacienti.....	33
6.4.1	CT artefakty při zobrazování obézních pacientů	35
6.5	Strategie při CT vyšetření obézních pacientů	36
6.5.1	Využití dual-source CT (DSCT) a dual-energy CT u obézních pacientů. ..	36
6.5.2	Využití cínové filtrace	37
6.5.3	Využití cínové filtrace v závislosti na skenovacím napětí.....	37
6.5.4	CT skenery Somatom Definition Flash a Somatom Force	38
6.5.5	Nízko energetické skenování	38
7	Výzkumná část	40
7.1	Hypotézy	40
7.2	Charakteristika využitého fantomu	40
7.3	Realizace výzkumu	41
7.4	Metodika výzkumu – fantomové měření	41
7.5	Výsledky	43
7.6	Charakteristika výzkumného souboru	46
7.7	Metoda sběru dat	47
7.8	Metoda vyhodnocování dat.....	47
7.9	Výsledky	48
7.9.1	Srovnání homogenity souboru z hlediska BMI	49
7.9.2	Srovnání hodnot $CTDI_{vol}$	49
7.9.3	Srovnání hodnoty šumu v obraze	50
7.9.4	Srovnání hodnot SNR	51
8	Diskuse.....	52
8.1	Limity	57
9	Závěr.....	58
	Reference.....	59
	Seznam zkratk	65
	Seznam obrázků	68
	Seznam tabulek	68
	Seznam příloh	68
	Přílohy	69

ÚVOD

Obezita se s přelomem tisíciletí stala, v důsledku životních podmínek a životního stylu populace, nejčastější metabolickou chorobou dosahující až charakteristik pandemie. (Hainer, 2021, s. 1,19). Z nedávných statistik je ovšem zřejmé, že nadváha i obezita pokračují ve svém neutuchajícím růstu. Počet lidí s nadváhou dosahuje více než 2 miliard, což je asi 30 % světové populace. (Caballero, 2019, s. 4)

V oblasti výpočetní tomografie došlo k velkému nárůstu počtu CT přístrojů, a z toho plynoucímu i počtu výkonů. V České republice byl první CT přístroj instalován v roce 1978 a od té doby došlo k nárůstu přístrojů až na přibližně 176. S tím se ruku v ruce pojí i nárůst počtu výkonů, kterých se například v roce 2021 provedlo více jak 1,2 milionu. (Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR)

Obezita ovlivňuje zdravotní péči v různých směrech a jedním z nich je i radiodiagnostika. CT vyšetření bariatrických pacientů jsou častější než v minulosti. S nárůstem počtu obézních pacientů narůstají i technické požadavky pro jejich vyšetřování, jelikož nadprůměrná hmotnost těchto pacientů má vliv na průběh i výsledek CT vyšetření. Obezita omezuje schopnost pacientů vejít se na stávající zobrazovací zařízení a schopnost pořizovat a adekvátně interpretovat snímky. Mimo jiné bývá pro získání kvalitních snímků u obézních pacientů vyžadována daleko vyšší dávka záření oproti neobézním pacientům.

Tato práce je zaměřená na CT vyšetření, u kterých obezita má zásadní vliv na kvalitu CT obrazů. Kvalita obrazu bývá zhoršena převážně velkým množstvím šumu či artefakty. V některých případech může dojít až k takovému zhoršení kvality obrazu, kdy CT vyšetření ztrácí diagnostickou výtěžnost. Optimalizace se provádí za účelem poskytnutí dostatečné kvality obrazu ke stanovení diagnózy při co nejmenší dávce záření. Optimalizace může být prováděna různými nastavením akvizitních parametrů, ať už zvýšením či snížením kV, prodloužením doby rotace, využitím automatické modulace proudu, či dual energy skenerů s cínovou filtrací apod.

1 Popis řešeršní činnosti

Před provedením řešeršní činnosti byla pro uvedení do problematiky prostudována následující studijní literatura:

1. FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, c2002. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2172-6.
2. VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.
3. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
4. FURSEVICH, Dzmitry M., Gary M. LIMARZI, Matthew C. O'DELL, Manuel A. HERNANDEZ a William F. SENSAKOVIC, 2016. Bariatric CT Imaging: Challenges and Solutions. *RadioGraphics*. **36**(4), 1076-1086. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.2016150198
5. ROMANS, Lois E., 2011. *Computed tomography for technologists : a comprehensive text*. Philadelphia, Pennsylvania, United States: Wolters Kluwer Health /Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-7751-3.
6. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, c2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-608-3.

ALGORITMUS REŠERŠNÍ ČINNOSTI



VYHLEDÁVACÍ KRITÉRIA:

- klíčová slova v ČJ: Výpočetní tomografie (CT), obezita, zobrazování, protokol, optimalizace
- klíčová slova v AJ: computed tomography (CT), obesity, imaging, protocol, optimisation
- jazyk: anglický
- období: 2010–2023
- další kritéria: plný text



SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABÁZÍ A DOHLEDANÝCH DOKUMENTŮ:

PUBMED – 38 článků EBSCO – 238 článků Google Scholar – 6770



Nalezeno: celkem **7046** článků



Vyřazující kritéria: nesouvisející studie, duplicitní články, kvalifikační práce

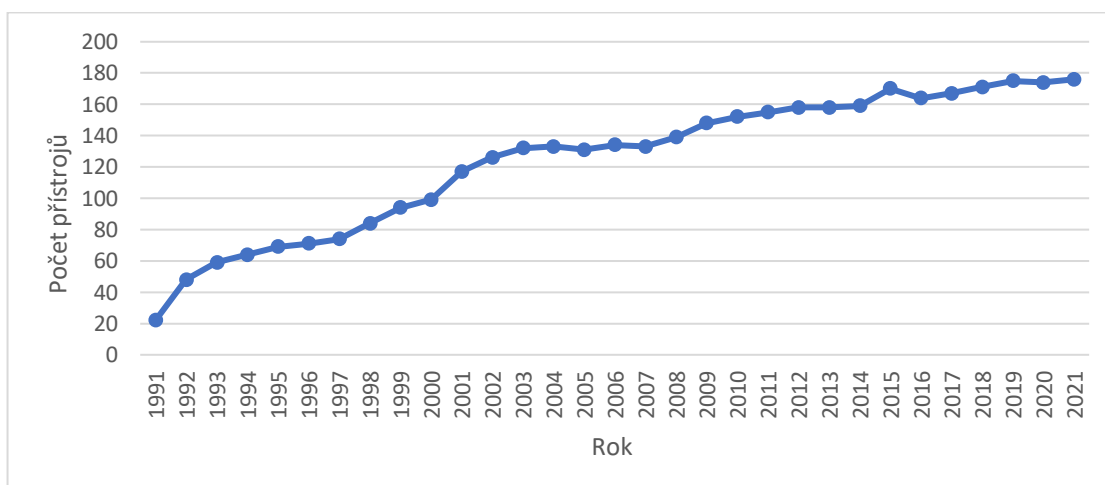


Pro tvorbu teoretických východisek bylo použito **22** dohledaných článků

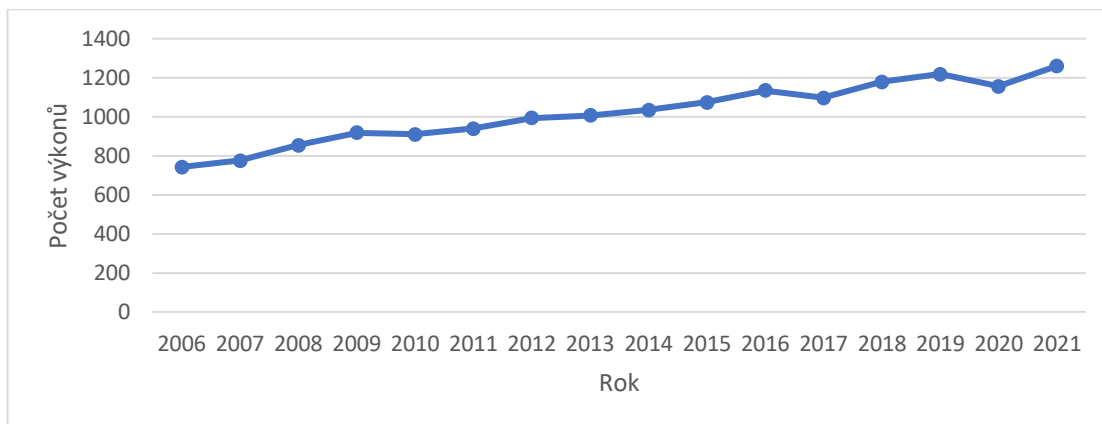
2 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) brzy po objevení koncem sedmdesátých let 20. století ovládla radiologii. První klinicky dostupný CT přístroj byl instalován v roce 1971 v Atkinson – Morley Hospital. Snímky byly zhotoveny za čtyři a půl minuty a přístroj mohl snímat pouze mozek. V říjnu 1971 byl vyšetřen první pacient, který měl velkou mozkovou lézi. Patologie byla na snímku viditelná. Koncem roku 1973 byl uveden na trh první komerční skener EMI CT 1000, jehož doba snímání byla snížena na 20 s, při počtu 30 detektorů, což umožnilo rekonstrukci obrazu s rozlišením 320 x 320 pixelů. (Hsieh, 2009, s. 10) (Svítílová, 2022)

První CT přístroj v České republice byl instalován v roce 1978 v Hradci Králové. Od té doby u nás počet CT přístrojů významně rostl, obzvláště mezi lety 1991–1992, kdy se množství CT přístrojů meziročně více než zdvojnásobilo z 22 na 48. Na přelomu tisíciletí bylo v ČR již okolo sta CT přístrojů. Nyní se počet výpočetních tomografů v České republice pohybuje okolo 176 přístrojů. (Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR)



Obrázek 1 Graf vývoje počtu CT přístrojů v ČR



Obrázek 2 Graf vývoje počtu provedených CT výkonů v tisících

S nárůstem počtu CT přístrojů dochází i k nárůstu počtu provedených výkonů (*Error! Reference source not found.*). Spolu s faktem, že v populaci přibývá obézních jedinců, jsou kladeny vyšší nároky na optimalizaci vyšetřovacích protokolů i pro obézní pacienty, obzvláště za účelem zvýšení kvality obrazu a snížení patientské dávky.

CT má celé spektrum využití v diagnostice, významně přispívá i k terapeutickým výkonům. Tato radiologická vyšetřovací metoda umožňuje zobrazit vnitřní orgány pomocí rentgenového záření. Jedná se o dynamickou metodu umožňující provádět virtuální 3D nebo dynamické 4D vyšetření např. v kardiovaskulární diagnostice. (Seidl, 2012, s. 44) (Vomáčka, 2015, s. 42)

2.1 Konstrukce CT

Výpočetní tomografie je zobrazovací metoda, která využívá digitální zpracování dat získaných průchodem rentgenového záření v mnoha projekcích vyšetřované vrstvy. Základní princip výpočetní tomografie je, obdobně jako při konvenčním snímkování, založen na zeslabování svazku RTG záření během průchodu vyšetřovaným objektem. Vyšetření je složeno z velkého množství sousedních vrstev – skenů šíře 0,5 - 5 mm. Svazek RTG záření se vycloní do tvaru vějíře. Zeslabený svazek záření, které prošlo tělem pacienta, dopadá na detektory, které jsou uloženy v kruhové výseči naproti rentgence. V detektorech je záření převedeno na elektrický signál, jenž se odesílá ke zpracování do výkonného počítače. Detektory s rentgenkou se během expozice otočí kolem pacienta o 360°. Doba jedné rotace systému kolem pacienta je 0,28 - 2 s. (Heřman, 2014, s. 21-22) (Vomáčka, 2015, s. 42)

Nezbytné součásti každého CT přístroje jsou vyšetřovací tunel (gantry), v němž je uložena rentgenka a soustava detektorů rotujících kolem pacienta, dále pak vyšetřovací stůl s posuvným mechanismem. Na pracovišti se nachází také tlakový injektor pro aplikaci kontrastní látky, anesteziologický přístroj či EKG. (Vomáčka, 2015, s. 43)

2.2 Princip vzniku obrazu

Obraz výpočetní tomografií vzniká rekonstrukcí dat, která jsou měřena jako úbytek záření pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem. Mnohonásobnou projekcí se pak získají data o zeslabení záření v tkáni a jejich prostorové rozložení. Za pomoci superpozice, kdy jsou jednotlivá data o zeslabení z daného úhlu zpětně projektována do obrazu a sčítány na sebe a výpočtu založeném na Fourierově transformaci, dojde k vyhodnocení celkové míry zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru. Tento proces je znám jako Filtrovaná zpětná projekce (viz. str. 15). Dojde k vytvoření matice bodů – pixelů, které ve skutečnosti odpovídají hranolům, s výškou odpovídající kolimaci – jedná se o voxely. Daný voxel má určitou hodnotu, která

je číselným popisem toho, jak relativně k vodě daný materiál zeslabuje rtg záření. (Ferda, 2002, s. 13)

U nynějších přístrojů jsou detektory koncipovány tak, že obsahují větší množství řad užších detektorů umístěných vedle sebe. U Multidetektorových CT (MDCT) přístrojů je během jedné rotace zhotoveno od 4 do několika stovek tenkých vrstev, tím je umožněno skenování většího objemu najednou. Získané obrazy vrstev bývají tvořeny maticí bodů obvykle v počtu 512 x 512. (Heřman, 2014, s. 22) (Ferda, 2002, s. 13)

CT vyjadřuje matematicky v hodnotách denzity intenzity absorpce RTG záření. Denzita, neboli míra absorpce je vyjádřena v Housfieldových jednotkách – HU. V základu je 12 bitová hloubka na obrazová data se škálou různých tkání a orgánů v rozmezí od -1000HU do +3096, lze použít i širší škálu CT čísel až do +31768 HU. Rozložení HU škály vychází ze dvou bodů, kde hodnota – 1000HU odpovídá denzitě vzduchu, hodnota 0 pak náleží vodě. (Heřman, 2014, s. 22)

$$CT \text{ číslo (HU)} = \frac{\mu_x - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} * 1000$$

μ_x – koeficient zeslabení vyšetřované tkáně

Lidské oko ovšem rozezná pouze několik desítek odstínů šedi, z toho důvodu je nutné pracovat s jistou šíří denzit a jejich středem – princip oknění. Vybere se střed okna C podle oblasti zájmu a šíře okna W určující denzitní rozmezí struktur, které chceme zobrazit. Díky tomu je možné zviditelnit jednotlivé tkáňové struktury o rozdílné denzitě. Pro jednotlivá vyšetření používáme rozdílná okna. (Ferda, 2002, s. 13) (Vomáčka, 2015, s. 42)

2.3 Příprava pacienta a provedení vyšetření

Před vyšetřením kontrastní látkou jsou pacienti nuceni dodržet jistou přípravu, kdy lační minimálně 4–6 hodin před vyšetřením. Lékař či radiologický asistent odebere pacientovi alergickou anamnézu, případně zjistí přítomnost dalších závažných onemocnění. Je nutné zjistit pacientovu kvalitu renálních funkcí a hodnotu kreatininu. U pacientů s pozitivní alergickou anamnézou je provedena adekvátní premedikace (Prednison, Hydrocortison, apod.), případně se vlastní vyšetření provádí za přítomnosti anesteziologa. Ten bývá přítomen i u vyšetření dětí, které bývají často neklidné a nespolupracující. V těchto případech bývá použita analgosedace, nebo celková anestezie. Kontraindikací k podání kontrastní látky je závažná alergoidní reakce při předchozím podání kontrastní látky, těžké poruchy jater a ledvin – kreatinin nad 300 $\mu\text{mol/l}$, mnohočetný myelom, thyreotoxikóza a léčba radioizotopy jódu – kontrastní látka nemůže být

podána 2 měsíce před léčbou, nebo vyšetřením štítné žlázy. U těchto případů se zvažuje provedení jiného typu vyšetření, nebo lze podat alternativní kontrastní látku př. CO₂ – ovšem nelze intravenózně. Nedílnou součástí přípravy k vyšetření je vyplnění informovaného souhlasu, kterým pacient provede souhlas s prováděným vyšetřením. (Peterová, 2010, s. 91) (Vomáčka, 2015, s. 44)

Kontrastní látky mohou být aplikovány několika způsoby. Intravenózním podáním dochází ke zvýšení kontrastu ve tkáních a jejich rozlišení. Lépe bývají identifikovatelné záněty, expanze a další. Perorálním podáním většího množství naředěné kontrastní látky nebo CT baryové suspenze přispějeme k lepší diagnostice trávicího traktu. Méně často se kontrastní dávka aplikuje také per rectum, intratekálně (pro CT myelografii), nebo podáním do perforovaných dutin. Při použití kontrastních látek se mohou objevit nežádoucí účinky různého rozsahu. Od lehkých reakcí jako je sucho v ústech, nauzea, zvracení, až po těžké reakce typu křeče, bezvědomí, nebo zástavy oběhu. (Peterová, 2010, s. 90)

Pacient je ukládán na vyšetřovací stůl tak, aby vyšetřované orgány byly v ose, která probíhá kolmo na rovinu gantry. Vyšetřovaná část se zafixuje – obzvláště u hlavy a mozku. Kontrastní látka se zavádí pomocí tlakového injektoru, na kterém se nastaví parametry typu množství a rychlost aplikace. (Vomáčka, 2015, s. 44)

Průběh CT vyšetření je zahájen zhotovením topogramu vyšetřované oblasti, během kterého se rentgenka ani detektory nepohybují a pacient ležící na vyšetřovacím stole projede během expozice otvorem v gantry. Na vzniklém snímku se provádí naplánování rozsahu vyšetření. Rozsah se volí tak, aby nebyla nadměrně zvyšována dávka ozáření nevyšetřované oblasti. Radiologický asistent poté nastaví jednotlivé akviziční parametry, jako expozici, rychlost posunu stolu, kolimaci, rychlost otáček atd. Následuje vlastní vyšetření konvenční nebo spirální technikou. (Vomáčka, 2015, s. 44) (Heřman, 2014, s. 23)

Konvenční CT (též krokové, inkrementové CT) zaměří každou snímanou vrstvu postupně a každý kolimovaný objem je snímán zvlášť. Mezi jednotlivými kolimovanými objemy dochází k posunu stolu. Mezi vrstvami mohou být mezery, ale častěji na sebe přímo navazují. Konvenční CT není vhodné pro 3D rekonstrukce. (Peterová, 2010, s. 90)

Při helikálním (spirálním) CT probíhá kontinuální expozice, během které pacient pomalu projíždí gantry. Získají se na sebe navazující data celé vyšetřované oblasti, počítač z nich pak rekonstruuje jednotlivé vrstvy. Výhodou této techniky je získání značného objemu dat za krátký čas a z toho plynoucí redukce pohybových artefaktů. Dále je možno aplikovat menší množství kontrastní látky pro stejnou diagnostickou výtěžnost. Při helikálním skenování je možné vyšetření provést s optimální rychlostí, aby bylo pro pacienta zvládnutelné zadržet dech.

U moderních CT je posun stolu dostatečně rychlý na to, aby zvládl různě dlouhou oblast oskenovat v řádu jednotek sekund. Pro specifická vyšetření u CT s 16 cm kolimací je možné mozek nebo srdce dospělých pacientů oskenovat během jedné otočky. U dětských pacientů je možné i celé plíce nebo břicho. Při rychlostech rotace pod 1 s je vyšetření také možno provést během jednoho nádechu. (Peterová, 2010, s. 90) (Heřman, 2014, s. 24) Z obou technik je získáno několik desítek až stovek axiálních obrazů. Z těchto obrazů je postprocesingovými technikami možné vytvořit rekonstrukce v libovolné rovině nebo 3D. Je možné rekonstruovat data o libovolné tloušťce (ne však menší, než je velikost detektoru v izocentru). Zhotovené obrazy včetně rekonstrukcí se odesílají do digitálního archivačního systému – PACS. (Vomáčka, 2015, s. 44)

2.4 Principy výstavby CT obrazu

Většina nejnovějších rekonstrukčních algoritmů mají za cíl snižovat šum v obraze, což následně umožňuje implementaci CT technik s nižší dávkou záření bez snížení kvality obrazu. Navíc redukce šumu u některých technik může také zlepšit prostorové rozlišení. Prvním principem je **Filtrovaná zpětná projekce (FBP)**. Je to druh rekonstrukce, jejíž matematické základy, tedy Radonova transformace, byly položeny již v roce 1917. FBP se velmi rychle stala dominantním způsobem rekonstrukce u komerčně dostupných CT přístrojů. Během CT vyšetření jsou sbírána projekční data z každé úhlové projekce v průběhu rotace kolem vyšetřovaného objektu. Principem FBP je tato projekční data zpětně promítnout v odpovídajících úhlech po celé délce rekonstruovaného obrazu. Sumací těchto zpětných projekcí vzniká přibližný obraz vyšetřovaného objektu. Během zpětné projekce dojde k rozložení projekčních dat o zeslabení rovnoměrně po celé dráze paprsku, díky čemuž vzniká rozmazání okolo objektu – hvězdicový artefakt. Tomuto artefaktu lze předejít díky filtraci (konvoluci) profilů zeslabení, před tím, než je provedena jejich zpětná projekce. Tímto vzniká filtrovaná zpětná projekce. (Súkupová, 2018, s. 119-120) (Mayo-Smith, 2014, s. 661-662)

K samotnému výpočtu dohází vyřešením soustavy lineárních integrálů, což je matematicky velmi efektivní a rychlá operace. Značnou nevýhodou FBP je fakt, že z matematického pohledu funguje Radonova transformace pouze s přesnými daty. Projekční data získaná z výpočetního tomografu ovšem obsahují signifikantní podíl šumu, který je navíc při použití filtru při FBP nežádoucím způsobem zesilován. Tudíž zásadní snížení dávky vede k velkému nárůstu šumu v obraze a nediagnostickému výsledku. (Žižka, 2011, s. 170-171)

Z toho důvodu byl vytvořen nový princip, který měl za cíl snížit šum v obraze – **Iterativní rekonstrukce (IR)**. U Filtrované zpětné projekce lepší prostorové rozlišení znamená

automaticky i vyšší šum v obraze. Naopak Iterativní rekonstrukce je metodou umožňující použitím korekční smyčky snížit šum v obraze a současně v obraze zachovat kontrast i prostorové rozlišení. Také je možné získat dostatečnou kvalitu obrazu při nižší dávce záření.

Iterativní rekonstrukce obrazu je z matematického hlediska postup, při kterém se v mnoha jednotlivých krocích („iteracích“) postupuje od velmi hrubého odhadu struktury vyšetřovaného objektu, až po finální obraz, který co nejdříve odpovídá naměřeným hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů v jednotlivých úhlových projekcích. (Súkupová, 2018, s. 120) (Žižka, 2011, s. 170)

Iterativní rekonstrukce přináší výhody i při vyšetřování velmi obézních pacientů, u kterých jsou vyšetření zatížena velkou mírou šumu. Jelikož u osob s vysokým BMI se může stát, že i když významně zvýšíme dávku až na hranici maximálního výkonu rentgenky, vyšetření bude i tak kvůli vysoké absorpci a rozptylu RTG záření ztíženo nedostatkem dopadajících fotonů na detektory (tzv. photon starvation), z toho plynoucím i vysokým šumem. Za pomoci IR je možné u značně obézních pacientů získat obrazy s podstatně menším podílem šumu, a to navíc při použití o něco nižší dávky než v případě FBP. V současné době dochází ke zrychlení běžně klinicky využívaných iterativních rekonstrukcí, tudíž časová náročnost klesá. Avšak značnou nevýhodou je jiné subjektivní vnímání obrazů, kdy obrazy rekonstruované pomocí IR se mohou zdát nepatrně neostré nebo umělé vyhlazené v porovnání se „standardními“ obrazy FBP. (Mayo-Smith, 2014, s. 661-662) (Žižka, 2011, s. 172-176)

3 Parametry vyšetřovacího protokolu

Kvalitu výsledného obrazu ovlivňuje mnoho faktorů. Některé jsou regulovatelné, jiné jako například velikost pacienta ne. Mezi faktory, které se dají ovlivnit vhodnějším nastavením vyšetřovacího protokolu patří množství miliampérů (mA), doba rotace, tloušťka řezu, rozsah skenování, konfigurace detektoru, rekonstrukční kernel a maximální hodnota napětí (kVp). Při použití helikálního skenování také pitch faktor. Tyto faktory jsou označovány za faktory skenovací. (Romans, 2011, s. 58)

3.1 Skenovací parametry

Tyto parametry ovlivňují způsob pořízení a kvalitu hrubých dat. Nejsou dodatečně měnitelné, tudíž případná chyba lze opravit pouze novým skenováním. (Mírka, 2015, s. 44)

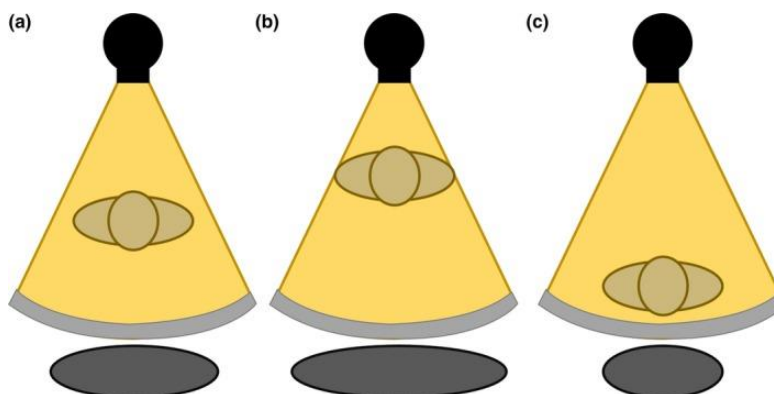
3.1.1 Expoziční parametry

Celková expozice RTG paprskem u CT je závislá na kombinaci nastavení mA, doby skenování a nastavení kVp. mA a doba skenování se společně označují jako Elektrické množství [mAs]. Nastavení kVp definuje kvalitu (průměrnou energii) svazku záření. (Romans, 2011, s. 58)

Proud je významně spojen s kvalitou obrazu a s patientskou dávkou. Při nárůstu proudu roste kvalita obrazu, snižuje se šum a narůstá dávka pro pacienta. Ačkoli proud lze nastavovat ručně, v naprosté většině případů je využíváno **automatické modulace proudu (ATCM)**. Klíčem je přizpůsobení mA velikosti a hmotnosti pacienta. Software automaticky nastavuje proud trubice (mAs) tak, aby odpovídal specifickým anatomickým poměrům. Automaticky zvyšuje proud v částech těla s větším absorpcí záření (př. ramena, kyčle) a automaticky snižuje v oblastech s nižší absorpcí záření jako je oblast hrudníku, krku nebo končetin, které mají relativně menší útlum. Automatická modulace proudu je výhodou díky snížení dávky pro pacienta a minimalizaci artefaktů z nedostatku fotonů. (Raman, 2013, s. 841)

Při využití ATCM je důležité správně zacentrovat pacienta. Bow-tie filtr tvaruje intenzitu rentgenového paprsku za předpokladu, že nejtlustší oblast pacienta je umístěna ve středu paprsku. Pokud je pacient správně umístěn do středu gantry, bude střed pacienta přijímat maximální intenzitu RTG záření vzhledem k otáčení rentgenky v gantry během skenování. Při zacentrování pacienta mimo izocentrum dochází k jiné distribuci dávky. Při špatné centraci pacienta se bow-tie filtr nevyužívá efektivně. Horní část pacienta se při boční projekci přezáří, spodní část je naopak podzářena, protože rtg záření se nejdříve zeslabí silnější stranou bow-tie filtru a pak ještě relativně velkým objemem pacienta. Z toho důvodu bývá fluence energie na detektoru značně nehomogenní a dochází k nárůstu šumu v obraze. K tomuto

jevu dochází při špatné centraci pacienta ve vertikálním směru. Dále pak špatná centrace vede ke zkreslení tvaru pacienta na topogramu (Obrázek 3). Pokud je pacient blíže k detektoru směrem k izocentru, působí na topogramu hubenější, a tím pádem méně zeslabující. V případě, že je pacient blíže k rentgence vzhledem k izocentru, působí pacient z topogramu objemnější (více zeslabující). (Barreto, 2019) (Súkupová, 2018, s. 139)



Obrázek 3: Velikost pacienta reprezentovaná rentgenovým snímkem lokalizátoru v důsledku zvětšení, když je pacient (a) vycentrován v gantry, (b) posunut dopředu od středu a (c) posunut dozadu od středu.

Zdroj: BARRETO, Izabella, Rebecca LAMOUREUX, Catherine OLGUIN, et.al. 2019. Impact of patient centering in CT on organ dose and the effect of using a positioning compensation system: Evidence from OSLD measurements in postmortem subjects. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* [online]. 20(6), 141-151 [cit. 2023-02-15]. ISSN 1526-9914. Dostupné z: doi:10.1002/acm2.12594

K modulaci dochází v ose Z, tj. v závislosti na anatomii pacienta, takto funguje **podélná modulace**. Další modulace probíhá během rotace rentgenky, kdy množství záření potřebné pro předozadní a bočnou projekci se liší – při bočné projekci se zvyšuje proud. Tato modulace se označuje jako **úhlová modulace**. (Súkupová, 2018, s. 135-136)

Řízení ATCM probíhá dvěma způsoby. První způsob využívá modifikaci proudu na základě topogramu, kdy dochází k porovnání zeslabení u aktuálního a referenčního pacienta – pacienta standardní velikosti. Po porovnání dochází k upravení hodnoty proudu. Tento způsob je využíván u přístrojů výrobců GE a Toshiba. Při druhém způsobu dochází k online měření profilu zeslabení (úhlová i podélná modulace), na jehož základě je řízeno množství proudu. Tímto způsobem jsou řízené CT skenery výrobců Philips a Siemens. Při počátečním nastavování CT protokolu bývá nastavená požadovaná kvalita využitím parametru referenční hodnoty efektivních mAs, který odpovídá u standardních pacientů určitému poměru kontrastu a šumu. Tuto hodnotu se CT skener následně snaží vždy zachovat. Právě u velmi obézních pacientů může nastat problém, kdy je nutné použít příliš velký proud k zachování referenční kvality. Některé CT skenery neumožňují použití takové hodnoty proudu z důvodu slabšího výkonu generátor a v druhé řadě také nedostatečné rychlosti chlazení, a z toho plynoucího

rizika poškození anody. CT skener využije nejvyšší možný proud, ale pokud není dosaženo referenční kvality obrazu, není možné dále zvýšit proud a je nutné zvolit delší dobu rotace, díky čemuž dojde k menšímu zatížení rentgenky. (Súkupová, 2018, s. 137)

Napětí má vliv na energii záření, a tím i jeho penetraci. Změna napětí způsobuje změnu absorpce záření v jednotlivých materiálech, to ovlivňuje patientskou dávku, kontrast a šum. Snížení napětí kVp může být účinným prostředkem ke snížení radiační dávky přenášené během vyšetření. Obecně platí, že absorbovaná dávka záření se mění s přibližně druhou až třetí mocninou kVp ($x^{2,6}$) a snížení kVp ze 120 na 100 snižuje dávku záření o 33 %, zatímco snížení na 80 kVp může snížit dávku o 65 %. Nicméně na rozdíl od snížení mAs, které má lineární a relativně předvídatelný účinek na obrazový šum a poměr kontrastu k šumu, může snížení kVp vést k nelineárnímu zvýšení obrazového šumu, což často vyžaduje současné zvýšení mAs pro zachování kvality obrazu. Při snižování kVp je nutné brát v potaz i velikost pacienta. Právě u obézních pacientů není možné použít příliš nízkou hodnotu kVp, jelikož by fotony dostatečně nepronikaly skrz pacienta a pro získání dané hodnoty poměru signál/šum by neúměrně rostla dávka pro pacienta. (Raman, 2013, s. 842) (Súkupová, 2018, s. 130)

3.1.2 Doba rotace rentgenky

Jedná se o dobu, kterou rentgenka potřebuje k provedení rotace o 360° . Díky pomalejší rotaci rentgenky je umožněno použít větší množství fotonů v daném patientském objemu. Tím dochází ke snížení šumu v obraze a zlepšení rozlišení při nízkém kontrastu. Avšak celkový čas trvání CT skenu je úměrný době rotace rentgenky, tím pádem je pomalejší rotací prodloužena celková doba trvání CT skenu. Tudíž za optimální dobou rotace rentgenky se dá považovat ta nejkratší možná doba umožňující získání dostatečně kvalitního CT obrazu, jelikož se v krátkém čase vyprodukuje postačující množství rtg fotonů. (Súkupová, 2018, s. 124)

3.1.3 Pitch faktor

Při spirálním skenování, kdy rentgenka rotuje se současným pohybem vyšetřovacího stolu s pacientem se data nabírají spirálně. Pitch faktorem se značí velikost překryvu spirálních dat či vzdálenost sousedních řezů. Přesnější definicí je „poměr posunu stolu (mm) na jednu rotaci rentgenky (360°) a celkové kolimace rtg svazku (mm).“ U MDCT přístrojů odpovídá celková kolimace aktivní šířce detektorů. (Súkupová, 2018, s. 124-125)

Pitch faktor nižší než 1 znamená překrývání mezi sousedními skenovanými objemy. U pitch faktoru vyšším než 1 vznikají mezi sousedními objemy mezery, které je nutné interpolovat. Pitch faktor roven 1 znamená, že vedlejší objemy na sebe přesně navazují, bez překryvu i bez mezer. Menší pitch faktor se zvýšeným překryvem a tím pádem zvýšeným

náběrem dat má za následek zvýšenou dávku záření. Naopak pitch faktor větší než limit 1,5 by sice znamenal nižší dávku záření, ale také mezery v anatomii způsobené nemožností dopočítání dat interpolací, což je nepřipustné. Výjimkou jsou dvouzdrojové systémy, u kterých může být pitch vyšší. Menší pitch je spojen s nižším obrazovým šumem, nižším množstvím artefaktů a lepším poměrem signálu k šumu a kontrastu k šumu. Toto platí pouze za předpokladu, že není změněn žádný jiný expoziční parametr. Toho se ovšem nevyužívá u přístrojů s automatickou modulací proudu, což je většina dnešních CT skenerů, jelikož v rámci optimalizace dochází zpravidla ke změně všech parametrů současně. Náběr dat se optimalizuje k docílení podobné kvality obrazu, tudíž i množství interagujících fotonů je podobné, tj, když se zvýší pitch faktor, zvýší se i proud a naopak. Výsledkem je, že v dnešní době zvětšení pitch faktoru automaticky nezpůsobuje pokles patientské dávky. (Raman, 2013, s. 845) (Súkupová, 2018, s. 125)

3.1.4 Rozsah skenování

Rozsah skenování by měl být snížen na potřebné minimum pro pokrytí celé vyšetřované oblasti. Toto platí zejména při zobrazování struktury jako je srdce, pro které je velký rozsah zbytečný. Bohužel i přes udržování minimálního rozsahu skenování, spirální CT vyžaduje náběr dat i za hranicí zamýšleného skenovacího rozsahu. Problém může nastat při nastavení většího pitch faktoru, kdy dochází k nárůstu nadbytečné dávky na okrajích skenování. Tento efekt lze zmírnit použitím dynamické kolimace. Tento dynamický kolimátor otevře pouze tu část kolimátoru, která se nachází ve skenovacím rozsahu a v průběhu uzavře okraj kolimátoru, zatímco opouští skenovaný rozsah. Tímto se minimalizuje dávka mimo zamýšlený rozsah skenování. (Raman, 2013, s. 844)

3.1.5 Tloušťka rekonstruovaného řezu

Tloušťka řezu má významný vliv na kvalitu obrazu. Tlustší řezy kombinují signály z více detekovaných rentgenových kvant, proto obsahují menší množství šumu, než tenčí řezy. Řez o tloušťce 5 mm má o 40 % menší šum ($\sqrt{5} \div 2,5$) než 2,5 mm řez.

S klesající tloušťkou rekonstruovaného řezu se také snižuje počet fotonů v každém voxelu, což má za následek zvýšený obrazový šum. Pro zachování konstantní hladiny šumu u obrazu s menší tloušťkou řezu, je nutné zvýšit dávku záření. Obecným pravidlem je, že čím větší je tloušťka rekonstruovaného řezu, tím nižší je dávka pro pacienta. Je ovšem nutné si připomenout, že rekonstruovaná tloušťka řezu nemůže být menší než nejmenší velikost detektoru v izocentru při akvizici dat. (Raman, 2013, s. 844 - 845) (Bushberg, 2011, s. 366)

Jako výhodu tenčích řezů lze označit menší vliv efektu částečného objemu, který se uplatní v případě, že je objekt zájmu menší než tloušťka rekonstruovaného řezu. Obecně platí, že čím menší je snímaný objekt, tím je zapotřebí tenčí CT řez. Např. jsou-li tvořeny 10 mm skeny, přičemž velikost patologické tkáně měří 2 mm a normální tkáň představuje 8 mm, dojde ke zprůměrování a patologická tkáň tím pádem bude v obraze méně znatelná. Dochází pak k přehlédnutí drobných lézí či rozmazání hranic orgánů. Tudíž obecně platí, že pokud jsou zkoumané struktury velmi malé (např. koronární tepny) a oblast, která má být skenována, není rozsáhlá (srdce versus celé břicho), pak tloušťka řezu může být docela tenká. Naopak protokoly, které pokrývají delší anatomickou oblast (jako je břicho a pánev) obvykle používají větší tloušťku řezu. (Romans, 2011, s. 9)

3.1.6 Konfigurace detektoru

Víceřadé CT má ve směru osy Z několik řad detektorů. Množství řad detektorů, velikost a poskládání konkrétních detekčních elementů se u jednotlivých modelů CT skenerů liší v závislosti na výrobcích. Signály z detekčních elementů se ke zpracování přenáší datovými kanály. Data z jednotlivých kanálů se využívají nezávisle, nebo se slučují do jednoho kanálu. Z toho plyne možnost velkého množství nastavení datových kanálů vzhledem k tloušťce a počtu nabíraných řezů. (Súkupová, 2018, s. 128)

Konfigurace detektoru zahrnuje celkový počet datových kanálů a jejich efektivní tloušťku. Např. konfigurace detektoru $64 \times 0,5$ mm by naznačovala použití 64 datových kanálů v ose z, z nichž každý má efektivní tloušťku 0,5 mm. Efektivní tloušťka detektoru představuje nejmenší možnou tloušťku rekonstruovaného řezu. Součinnou konfigurací detektoru je ekvivalentní kolimaci svazku. Ve výše uvedeném případě by kolimace byla 32 mm. (Raman, 2013, s. 840-841)

Datové kanály malé tloušťky znamenají méně rozptýlených fotonů, toto nastavení ovšem není efektivní z hlediska patientské dávky. S menší tloušťkou řezu přibývá potřebné množství fotonů a navyšuje se dávka pacientovi. Nastavení tedy musí být kompromisem mezi velikostí dávky a kvalitou obrazu. (Súkupová, 2018, s. 129)

3.2 Obrazové parametry

Obrazové parametry ovlivňují podobu obrazů vypočítaných z hrubých dat. Na rozdíl od skenovacích parametrů jsou dodatečně měnitelné. Řadí se sem velikost rekonstruované obrazové matice, rekonstrukční algoritmus, překrytí vrstev a velikost zobrazovaného pole. (Mírka, 2015, s. 50)

3.2.1 Obrazová matice

Udává počet bodů matice, kterou je tvořen axiální obraz. Základní matrix má 512×512 bodů. Primární matice je během rekonstrukce obrazu přepočítávána na tzv. přepočítávanou matrix. Použitím jemnější matice při optimální expozici má obraz větší geometrickou rozlišitelnost. V současné době se využívají přepočítávané matrix od 340×340 po 1024×1024 bodů, nejčastěji však 512×512 bodů. (Ferda, 2002, s. 16)

3.2.2 Rekonstrukční kernel

Rekonstrukčním kernelem (filtrem) se filtrují hrubá data, která jsou následně projektována zpět pro vytvoření obrazu. Jedná se o filtr, který se aplikuje na hrubá data za účelem kompenzace artefaktů vzniklých při zpětné projekci. Díky nastavení rekonstrukčního algoritmu je možné zvýraznit či potlačit přechod denzitního rozhraní mezi jednotlivými pixely. Při větším zvýraznění přechodu je lepší prostorové rozlišení, ale zároveň vyšší hladina šumu. Naopak při potlačení přechodů u denzitních rozhraní je nízká hladina šumu, ale zároveň horší prostorové rozlišení. Při hodnocení orgánů s velkými denzitními rozdíly (př. plicní parenchym, skelet) se volí algoritmy s výrazným rozlišením (sharp, very sharp, ultra sharp), u měkkých tkání algoritmy se středním rozlišením (medium, soft). Algoritmy s výrazným potlačením rozhraní (very soft) jsou vzhledem k velmi nízké hladině šumu využívány při vytváření objemových rekonstrukcí, jelikož jejich limitací při přímém hodnocení axiálních obrazů je neostrost denzitních přechodů mezi jednotlivými strukturami a také rozmazání plynoucí z nárůstu objemu kalcifikací. Jedinou podmínkou pro použití kernelu je aplikace na hrubá data. Proto je možné použít různé kernely bez potřeby opakovat snímky.

V případě obézních pacientů, kdy v obraze bývá přítomno příliš velké množství šumu, je možné provést rekonstrukci s využitím vyhlazovacího kernelu, díky čemuž dojde k redukci šumu. (Súkupová, 2018, s. 130-132) (Ferda, 2009, s. 37)

3.2.3 FOV – velikost zobrazovaného pole

Důležitým parametrem je správné zvolení prostoru pro sběr dat. Pro využití bodů matrix na vlastní objekt zájmu je vhodné využít prostor kruhu o zvoleném poloměru. Díky tomu nebudou body matrix využity na okolní prostor či nezajímavé struktury a dojde k optimalizaci prostorového rozlišení, jelikož struktury objektu je možné popsat až do velikosti 2×2 pixely. Zvolením příliš velkého skenovacího prostoru dochází ke zvětšení velikosti pixelu a tím pádem snížení rozlišovací schopnosti. (Ferda, 2002, s. 16)

3.2.4 Překrytí vrstev

Překrytí vrstev neboli rekonstrukční inkrement udává míru překryvu jednotlivých obrazů. Pro zhotovení kvalitních multiplanárních a trojrozměrných rekonstrukcí je doporučeno 50% překrývání. (Ferda, 2002, s. 18)

4 Kvalita obrazu

Je jedním z nejdůležitějších aspektů v radiodiagnostice. Obecně lze říci, že rtg obrazy se pořizují za účelem poskytnutí relevantních specifických informací o dané anatomické oblasti. Kvalita obrazu musí být dostatečná, aby bylo možné s dostatečnou přesností získat požadované klinické informace. K popisu kvality obrazu se zavádí několik veličin: kontrast, šum a prostorové rozlišení. Na ideálním snímku by byl vysoký kontrast a prostorové rozlišení a nízký šum. To ovšem není jednoduché, protože veličiny se vzájemně ovlivňují. Požadovaná úroveň obrazové kvality vždy závisí na klinickém požadavku – z jakého důvodu je vyšetření provedeno a jakou informaci je nutné získat. (Súkupová, 2018)

4.1 Kontrast

Vyjadřuje rozdíl velikosti signálu nebo jasů v různých oblastech lišících se svým zeslabením. Tento rozdíl ovlivňuje i schopnost detektoru daný rozdíl v signálu zobrazit. Kontrast vzniká rozdílným zeslabením rtg záření v různých tkáních a je přímo úměrný atomovému číslu, hustotě a tloušťce tkáně. V digitální radiologii je možné obrazový kontrast upravit pomocí vhodně nastaveného centra a šíře zobrazovacího okna. Dochází k tomu změnou hodnoty pixelů tak, aby poskytovaly očekávaný rozsah kontrastu v závislosti na specifických klinických požadavcích. (Tompe, 2022)

U výběru zobrazovací modalita a techniky je třeba určit, jaký kontrast je potřebný k získání relevantní diagnostické informace – důležitou roli hraje také šum a prostorové rozlišení. Není-li dosaženo zobrazením samotného objektu dostatečného kontrastu k získání kvalitní diagnostické informace, je umožněno aplikovat kontrastní látku k získání optimálního kontrastu. (Súkupová, 2018)

4.2 Šum

Šum je možné označit jako náhodnou složku výsledného signálu danou chováním rtg záření v těle pacienta i procesem detekce a zpracováním signálu. Náhodná složka je v obraze nežádoucí, protože nepříznivě ovlivňuje kvalitu obrazu. Obzvláště negativně ovlivňuje detekovatelnost nízkokontrastních objektů. V rtg obraze se může vyskytovat několik druhů šumu – strukturní, anatomický, elektronický a kvantový šum. **Strukturní šum** se objevuje v případech, kdy je rozdíl v citlivosti detekčních elementů. **Anatomický šum** značí neúčinný signál v obraze s původem v různých tkáních a orgánech pacienta. Tento signál nepřináší diagnostickou informaci. U tomografických metod dochází k eliminaci tohoto typu šumu, jelikož nedochází k sumaci 3D objektu do 2D obrazu. **Elektronický šum** je tvořen náhodně

přidanými elektrony k signálu, které ovšem nesouvisí s detekovaným signálem. V případě nízkého detekovaného signálu může hrát elektronický šum významnou roli, jelikož jeho množství může převažovat nad detekovaným signálem, a tím znemožnit získání diagnostické informace. Kvantový šum je stanoven jako odmocnina počtu detekovaných fotonů v konkrétním detekčním elementu. S nárůstem detekovaných fotonů je obraz homogennější, jelikož narůstá hodnota poměru signál/šum. (Súkupová, 2018, s. 77-79)

4.2.1 Poměr kontrast šum (CNR), poměr signál/šum (SNR)

Kontrast se definuje jako rozdíl v intenzitě signálu léze a okolní tkáně vzhledem k pozadí. Detekovatelnost objektů s nízkým kontrastem je ovlivněna velikostí, tvarem a šumem v obraze. K popisu se využívají dvě veličiny: podíl kontrast/šum a signál/šum.

Poměr **kontrast/šum** je veličina využívaná k popisu amplitudy signálu vzhledem k šumu v okolí. CNR je veličinou nezávislou na velikosti objektu, signál v určitém objemu by měl být homogenní. CNR se pak rovná rozdílu mezi průměrným signálem oblasti zájmu a pozadí s ohledem ke směrodatné odchylce pozadí. Výpočet se provádí následovně:

$$CNR = \frac{\bar{x}_s - \bar{x}_{bg}}{\sigma_{bg}}$$

\bar{x}_s je průměrnou hodnotou vymezenou oblastí zájmu (ROI) v určitých stupních šedi, \bar{x}_{bg} je průměrná hodnota vymezená ROI pozadí, σ_{bg} pak směrodatnou odchylkou homogenního pozadí. Tato hodnota je vhodná pro popis systémů generujících homogenní obraz (např. fantomů), jelikož se předpokládá, že signál v určité oblasti je homogenní.

Poměr **signál/šum** je veličinou vyjadřující, jak velký je šum vzhledem k signálu. SNR nevyžaduje homogenní signál v určité ROI oblasti, ale signál pozadí musí mít homogenní distribuci šumu. SNR se vypočítá následovně:

$$SNR = \frac{\sum(x_i - \bar{x}_{bg})}{\sigma_{bg}}$$

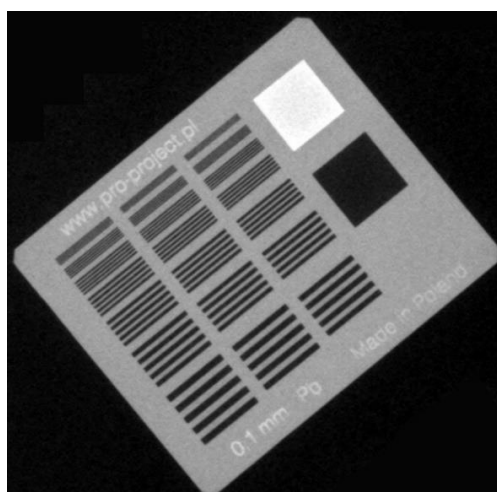
kde $x_i - \bar{x}_{bg}$ značí rozdíl mezi signálem každého pixelu v oblasti zájmu a průměrným signálem a σ_{bg} je směrodatná odchylka homogenního pozadí. SNR také popisuje, jak viditelná bude léze pro pozorovatele. Poměr signálu k šumu je důležitou veličinou kombinující efekty kontrastu, rozlišení a šumu. Čím vyšší je signál a nižší šum, tím se docílí kvalitnějšího obrazu. Snímky mající vysoké SNR umožňují rozpoznat menší a méně kontrastní struktury. V případě, že je signál nebo kontrast léze tak nízký, že dojde ke ztracení léze v šumu, je třeba zvýšit

kontrast léze, nebo zredukovat šum. Zvýšení kontrastu nastává při snížení napětí (nárůst zastoupení fotoefektu, pokles Comptonova rozptylu). Šum se redukuje použitím většího množství rtg fotonů neboli zvýšením mAs. (Súkupová, 2018, s. 75-77) (Tompe, 2022)

4.3 Prostorové rozlišení

Prostorové rozlišení charakterizuje schopnost zobrazovacího systému rozlišit sousední struktury. Pro získání subjektivního měření prostorového rozlišení v jednotkách párů čar na milimetr, lze zobrazit pruhový vzor obsahující střídavé pruhy s vysokou hustotou a radiolucentní prostory stejné šířky (

Obrázek 4). Objektivní měření se provádí pomocí Modulační přenosové funkce (MTF) na principu měření přenosu amplitudy signálu různých prostorových frekvencí z objektu na snímek. MTF je nejlepším způsobem měření prostorového rozlišení. Mezi faktory, které ho ovlivňují se zahrnuje zvětšení, rozlišení detektoru, velikost ohniska záření, pohyb pacienta a zpracování obrazu. (Tompe, 2022)



Obrázek 4: Ukázka párů čar

Zdroj: SÚKUPOVÁ, Lucie, 2013. Prostorové rozlišení rentgenových systémů. In: *Lucie Súkupová* [online]. [cit. 2022-12-17]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/prostorove-rozlišení-rentgenovych-systemu/>

5 Radiační ochrana

V České republice se všechna pracoviště využívající ionizující záření musí řídit legislativními předpisy. Hlavním předpisem je zákon č. 263/2016 Sb., Atomový zákon, který zahrnuje komplexní úpravu otázek spojených s mírovým využitím jaderné energie a ionizujícího záření. Atomový zákon zahrnuje vyhlášku č. 422/2016 Sb., Vyhlášku o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje.

Hlavní institucí odpovídající za jadernou bezpečnost v naší zemi je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Do jeho pravomocí patří provádění kontrol v oblasti zajišťování jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, povolování výkonů činnosti podle atomového zákona, kontrola dodržování limitů, Diagnostických referenčních úrovní (DRÚ) a další.

Radiační ochrana je realizována prostřednictvím držitelů povolení k činnostem souvisejícím s využíváním zdrojů ionizujícího záření. Je zajišťována soustavným dohledem vybranými osobami vlastnicemi osvědčení od SÚJB o odborné způsobilosti. Nepřetržitý dohled nad radiační ochranou pak provádějí na jednotlivých pracovištích osoby s přímou odpovědností. (Hušák, 2009, s. 9-11) (Vyhláška č. 422/2016 Sb.)

5.1 Principy radiační ochrany

Jako důsledek ozáření ionizujícím zářením vznikají deterministické a stochastické účinky. Deterministické účinky jsou prahové, je-li dávka nižší než prahová hodnota, deterministické účinky se neprojeví. Řadíme mezi ně např. poškození kůže nebo kataraktu. Oproti tomu stochastické účinky nemají prahovou hodnotu a jejich podstatou je poškození DNA. Radiační ochrana má za cíl vyloučit vznik deterministických účinků a minimalizovat riziko vzniku stochastických účinků. (Súkupová, 2018, s. 178-179)

Radiační ochrana zahrnuje 4 základní principy. Princip zdůvodnění pojednává o tom, že lékařským ozářením se očekává individuální zdravotní prospěch pacienta převažující nad riziky, které vznikají nebo mohou vzniknout v důsledku ozáření. Druhým principem radiační ochrany je princip optimalizace, který je často označován jako princip ALARA. Tento princip se dá v lékařském ozáření chápat jako nutnost získání dostatečné diagnostické informace při co nejmenších dávkách s přihlédnutím k hospodářským a společenským faktorům. Třetím principem je princip limitování dávek. Pro lékařské ozáření pacientů nejsou stanoveny dávkové limity, jelikož by tím byl značně omezen možný zdravotní přínos pro konkrétního pacienta. Posledním principem je princip bezpečnosti zdrojů, který vyžaduje, aby všechny zdroje ionizujícího záření byly pravidelně kontrolovány, zejména pro ověření spolehlivosti a stability daného zdroje. Při převzetí přístroje je prováděna přijímací zkouška, na základě které, jsou

stanoveny parametry, které jsou kontrolovány zkouškami provozní stálosti a dlouhodobé stability. Rozsah a četnost zkoušek jsou uvedeny v aktuální vyhlášce a doporučeních Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB). (Hušák, 2009, s. 63, 71) (Súkupová, 2018, s. 24-25)

5.2 Dozimetrie pacientů

Pacienti během lékařského ozáření obdrží různě velké dávky ionizujícího záření v závislosti na typu vyšetření a použité zobrazovací modalitě. Jedním z důvodů, proč provádět patientskou dozimetrii je potřeba stanovit absorbované dávky u tkání a orgánů, díky tomu je možné hodnocení účinku záření na lidský organismus. Druhým z důvodů je optimalizace zobrazení u jednotlivých modalit z hlediska kvality obrazu i dávky.

Pro jednotlivá zdravotnická zařízení je z důvodů nařízení českou legislativou nezbytné stanovování a hodnocení dávek u jednotlivých pacientů. Samotné stanovení dávek pacientům se provádí na základě zapsaných údajů o lékařském ozáření a pomocí relevantních fyzikálně-technických parametrů se určí hodnota veličiny, díky které lze hodnotit patientskou dávku porovnáním např. s příslušnou diagnostickou referenční úrovní. (Súkupová, 2018, s. 151, 211)

5.2.1 Veličiny a jednotky v radiační ochraně

Jednotlivé veličiny radiační ochrany jsou definovány ve vyhlášce SÚJB č. 422/2016. **Absorbovaná dávka (D)** charakterizuje působení ionizujícího záření na látku. Definuje se jako poměr střední energie $d\varepsilon$ sdělené látky o hmotnosti dm . Jednotkou je joule na kilogram ($J.kg^{-1}$), pro který je zaveden název Gray (Gy).

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

Absorbovaná dávka je dobře definovanou veličinou, avšak sama o sobě nestačí k předpovědi pravděpodobnosti, ani závažnosti biologických účinků při neurčitých podmínkách – důležitý je také druh záření a dávkový příkon. Z toho důvodu byly v radiační ochraně zavedeny další veličiny, které pomohou charakterizovat zejména pozdní stochastické účinky záření. (Seidl, 2012, s. 83)

Ekvivalentní dávka (H_T) se definuje pouze pro potřeby radiační ochrany před zářením, nelze použít při odhadu účinků vysokých dávek. Ekvivalentní dávka H_T udává míru ozáření určitého orgánu. Je definován součinem radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky $D_{T,R}$ v orgánu nebo tkáni T pro druh ionizujícího záření R. Jednotkou ekvivalentní dávky je Sievert (Sv), který má rozměr ($J.kg^{-1}$). (Seidl, 2012, s. 83) (Sabol, 2011)

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

Radiační váhový faktor w_R je pevnou hodnotou relativní biologické účinnosti pro účely radiační ochrany v oblasti stochastických účinků, zohledňující různý typ záření. Hodnota radiačního váhového faktoru je pro fotony a elektrony 1, pro neutrony s energií <10 keV do >20 MeV je hodnota 2–20, pro protony >2 MeV je hodnota 5, pro těžká jádra potom 20.

V lékařství se běžně využívají rentgenové záření, záření gama a elektrony, pro které platí $w_R = 1$, z toho důvodu se číselně rovná ekvivalentní a absorbovaná dávka, tudíž číselně platí $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sv}$. (Súkupová, 2018, s. 160) (Seidl, 2012, s. 83) (Sabol, 2011)

Efektivní dávka (E) se využívá k hodnocení rizika stochastických účinků. V efektivní dávce jsou zohledněny ozářené orgány v kombinaci s jejich radiosenzitivitou. Představuje součet ekvivalentních dávek u jednotlivých orgánů, které jsou vážené tkáňovým váhovým faktorem pro příslušný orgán nebo tkáň. (Freitinger Skalická)

Efektivní dávka se definuje jako suma ekvivalentních dávek H_T vyvážených tkáňovým váhovým faktorem w_T .

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

Díky efektivní dávce je umožněno převést ozáření konkrétní části těla nebo orgánu na celotělové ozáření se stejnou pravděpodobností stochastických účinků záření. Je tedy možné porovnat různá ozáření mezi sebou např. na CT nebo zobrazení dvou různých částí těla. Je tudíž jedinou jednotkou umožňující poměrně jednoduchý odhad míry ozáření. Součet tkáňových váhových faktorů je roven 1. (Súkupová, 2018, s. 84) (Seidl, 2012, s. 160)

Kerma (K) je příbuzná absorbované dávce. Využívá se pro popis interakce rtg fotonů, které v látce zeslabují a předávají svou energii, čímž vznikají nabitě částice. Tyto částice se pak absorbují v látce a předávají jí energii - pro popis tohoto kroku je pak využívána výše zmíněná absorbovaná dávka. Kerma popisuje vznik nabitých částic při interakci elektricky neutrálního záření, absorbovaná dávka naopak vyjadřuje proces absorpce energie nabitých částic v látce. „Kerma je definována poměrem dE_k/dm , kde dE_k je součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic (elektronů, protonů) uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemovém elementu látky o hmotnosti dm .“ (Hušák, 2009, s. 17). Jednotka kermy je 1 Gy, shodně jako u absorbované dávky.

5.3 DLP a CTDI_{VOL}

Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 422/2016 Sb. O radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje vyžaduje, aby v písemném postupu pro všechny standardní typy lékařského ozáření byl zahrnut i způsob, jakým jsou stanoveny a vyhodnoceny dávky pacientů. Pro stanovení dávky u výpočetní tomografie se využívají veličiny **DLP** (Dose-length product) – „součin kermu a délky pro CT“ a CTDI_{VOL} (Volume CT dose index) – „objemový kermový (dávkový) index výpočetní tomografie“. Hodnoty obou veličin se zobrazují ihned po provedení CT výkonu na ovládacích konzolích. Ke správné interpretaci a využití DLP a CTDI_{VOL} u konkrétního pacienta je nutné zohlednit i pacientovu reálnou velikost.

CTDI_{VOL} je mezinárodně uznávaným a nejdůležitějším měřítkem radiace na výstupu z CT skeneru za použití fantomu referenční velikosti. Umožňuje porovnávat radiační výstup různých skenerů. Jednotkou CTDI_{VOL} je miligray. Veličina **DLP** je vyjádřena jako součin CTDI_{VOL} a délky skenovaného objemu a vztahuje se k celkové energii záření, která byla dodána do referenčního fantomu. Obě veličiny jsou citlivé na změny skenovacích parametrů. Pro měření hodnot dávkových indexu se standardně využívá cylindrický polymethylmetakrylátový (PMMA) fantom s průměrem těla dospělého pacienta 32 cm a hlavou 16 cm (využití i v pediatrii pro výpočty hlavy a trupu dětí), tudíž výsledná hodnota CTDI_{VOL} nikterak nezohledňuje aktuální velikost skenovaného objemu – těla pacienta. Výrobci CT zavádějí „kontrolu dávky“ jako upgrade softwaru, který umožňuje nastavení maximálního CTDI_{VOL} pro každý CT protokol a upozornit pracovníky, když jakákoliv změna ve skenovacích parametrech může vést k překročení limitu. (Súkupová, 2015, s. 195) (Mayo-Smith, 2014, s. 662)

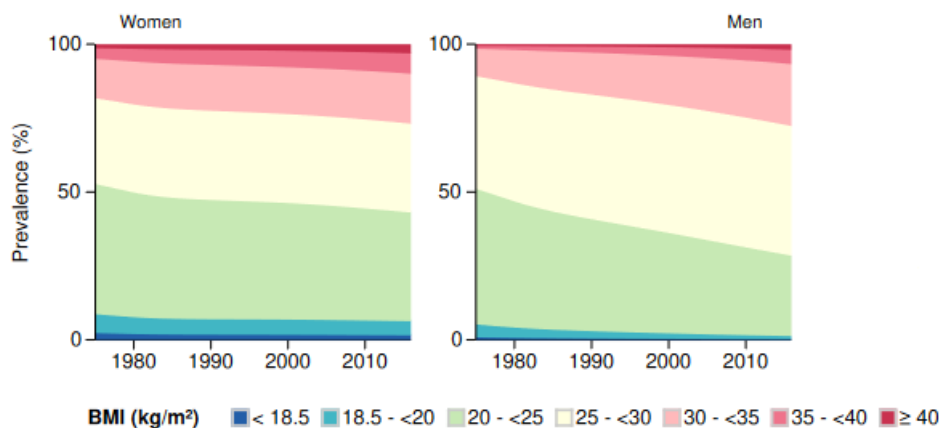
6 Obezita

Obezita se na přelomu tisíciletí stala nejčastější metabolickou chorobou, a to v důsledku životních podmínek a životního stylu, který vyústil v pozitivní energetickou bilanci. Během posledních desetiletí dochází k nárůstu obezity v populaci v rozvinutých i rozvojových zemích a dosahuje charakteristik pandemie. (Hainer, 2021, s. 1, 19)

Nedávné statistiky naznačují, že nadváha i obezita pokračuje ve svém neutuchajícím globálním vzestupu, přičemž počet lidí s nadváhou dosahuje více než 2 miliard, což je asi 30 % světové populace. (Caballero, 2019, s. S4)

Skupina Global Burden of Disease v roce 2017 uvedla, že od roku 1980 se prevalence obezity ve více než 70 zemích zdvojnásobila a ve většině ostatních zemí se neustále zvyšuje. (GBD 2015 Obesity Collaborators, 2017)

V České republice podobně jako v dalších zemích dochází k nárůstu prevalence nadváhy a obezity u dospělých i u dětí. Zvyšování prevalence obezity je častější u mužů, u žen je vzestup jen mírný. (Hainer, 2021, s. 22) Z grafu (Obrázek 5) je zřejmé, že u žen dochází jen k mírnému nárůstu nadváhy a obezity v průběhu let, oproti tomu mezi muži je znatelný nárůst prevalence jak nadváhy, tak obezity.



Obrázek 5 Výskyt BMI kategorií u dospělých v ČR mezi lety 1975 a 2016

Zdroj: Prevalences of adult BMI categories Czech Republic, 2017. In: *NCD Risk Factor Collaboration* [online]. [cit. 2022-12-29]. Dostupné z: <https://ncdrisc.org/downloads/country-pdf/country-profile-Czech%20Republic.pdf>

6.1 Definice obezity

Nadváha a obezita se definují jako abnormální nebo nadměrné hromadění tuku, které představuje riziko pro zdraví. Klinicky se obezita definuje indexem tělesné hmotnosti (BMI), který se definuje jako:

$$BMI = \frac{m}{h^2},$$

kde m je váha jedince v kilogramech a h jeho výška v metrech. Normální hodnota BMI je v rozmezí 18,5 kg/m² až 25 kg/m². Hodnota BMI pod 18,5 kg/m² se značí jako podváha a naopak od 25 do 30 kg/m² jako nadváha. Za obézní se považují lidé s BMI nad 30 kg/m². BMI nad 40 kg/m² bývá označováno jako morbidní obezita. (Karla, 2008, s. 56)

Tabulka hodnot BMI	
Podváha	< 18,5
Normální hmotnost	18,5–25,0
Nadváha	25,1–30,0
Obezita	30,1–40,0
Morbidní obezita	> 40

Tabulka 1 Hodnoty BMI

6.2 Příčiny obezity

Světová zdravotnická organizace (WHO) objasňuje, že základní příčinou obezity a nadváhy je energetická nerovnováha mezi spotřebovanými a přijatými kaloriemi. Mnoho studií prokázalo, že obezita není jednoduchým problémem, ale naopak komplexní zdravotní problém pramenící z kombinace individuálních faktorů jako je genetika a na druhé straně společenské a kulturní stravovací návyky. Obezita je také považována za „získanou“ nemoc, která do značné míry závisí na faktorech životního stylu, jakými jsou nízká míra fyzické aktivity a chronické přejídání, a to i přes svou genetickou a epigenetickou povahu. (Safaei, 2021, s. 1-2), (Who Consultation on Obesity, 2000, s. 101)

6.3 Zdravotní rizika a komplikace obezity

S obezitou souvisí častější výskyt mnoha závažných onemocnění. Pojí se zejména se zvýšeným výskytem kardiovaskulárních, metabolických, gastrointestinálních a respiračních onemocnění a také některých nádorů. Obezita je jedním z nejhlavnějších rizikových faktorů pro vznik diabetu 2. typu, kdy její progresi může značně přispívat k jeho neuspokojivé kompenzaci. BMI má vliv na vznik diabetu 2. typu až ze 60 %. Naopak diabetes mellitus 2. typu může i přispívat k rozvoji obezity, především při léčbě inzulinem či perorálními antidiabetiky, která mohou způsobit nárůst hmotnosti. (Hainer, 2021, s. 32, 58)

Obezita je považována za nezávislý rizikový faktor kardiovaskulárních onemocnění, jako např. srdeční selhání, ischemická choroba srdeční, náhlá smrt a hypertenze. (Poirier, 2006,

s. 900) Zmnožení tukové tkáně u jedinců má vliv na oběhový systém zvyšováním srdečního výdeje. Tepová frekvence příliš nestoupá, z toho důvodu je vyšší srdeční výdej především důsledkem zvýšení tepového objemu, to může mít za následek hypertrofii levé komory a fibrilaci síní. (Hainer, 2021, s. 34)

Několik studií také prokázalo jasnou souvislost mezi zvýšením krevního tlaku a nárůstem hmotnosti, obézní jedinci mají 3,5x větší pravděpodobnost hypertenze, kdy až ze 60 % lze hypertenze přičíst nárůstu tukových zásob. (Seravalle, 2017, s. 2)

Řada studií také prokázala pozitivní souvislost mezi obezitou a výskytem nádorů, zejména gastrointestinální a hormonálně závislé. Větší riziko endometriální, cervikální, ovariální a postmenopauzální rakoviny prsu je zdokumentováno u obézních žen, avšak existují i důkazy pro zvýšené riziko rakoviny prostaty u obézních mužů. Zvýšený výskyt těchto nádorů u obézních pacientů je spřažen s nadbytkem břišního tuku a je považován za přímý důsledek hormonálních změn. Mezi nádory gastrointestinálního traktu rozšířené mezi obézními pacienty patří kolorektální karcinom, adenokarcinom jícnu nebo nádory žlučníku. (Who Consultation on Obesity, 2000, s. 48-49)

Tab. 2.5 Relativní riziko (RR) vzniku některých nádorových onemocnění v závislosti na stoupajícím BMI (upraveno podle Van Kruijsdik RCM et al., 2009)

Typ nádorového onemocnění	Muži	Ženy
karcinom endometria	–	1,59–2,89
adenokarcinom jícnu	1,52	1,51
postmenopauzální karcinom prsu	–	1,12–1,40
karcinom tlustého střeva	1,24–1,30	1,09–1,12
karcinom konečníku	1,09–1,27	1,02–1,03
karcinom štítné žlázy	1,33	1,14
karcinom ledviny	1,24	1,34
karcinom slinivky	1,07–1,16	1,10–1,12
karcinom vaječníku	–	1,03–1,14
mnohočetný myelom	1,11	1,11
karcinom žlučníku	1,09	1,59
leukemie	1,08	1,17
non-hodgkinský lymfom	1,06	1,07
karcinom prostaty (vyššího stupně)	1,25	–

Tabulka 2 Relativní riziko vzniku některých nádorových onemocnění v závislosti na stoupajícím BMI

Zdroj: HAINER, Vojtěch, 2021. *Základy klinické obezitologie*. 3., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-1302-6. str. 37

6.4 CT a obézní pacienti

Pandemie obezity mezi dospělou i dětskou populací postihuje všechny aspekty zdravotnické péče, včetně diagnostického zobrazování. S nárůstem prevalence obézních a morbidně obézních pacientů se bariatrická výpočetní tomografie stává běžnou v každodenní radiologické praxi. Obezita omezuje schopnost pacientů vejít se na stávající zobrazovací zařízení a schopnost pořizovat a adekvátně interpretovat snímky. Mimo jiné může být

pro získání kvalitních snímků u obézních pacientů vyžadována zvýšená dávka záření. (Fursevich, 2016, s. 1076) (Uppot, 2007)

Ačkoliv je MDCT široce dostupné, jeho použití je u 3 skupin pacientů omezeno. Jedná se o dětské, těhotné a právě morbidně obézní pacienty. Omezení u dětí a těhotných si radiologové ukládají sami, aby se vyhnuli radiační zátěži u těchto pacientů. Avšak omezení pro zobrazování morbidně obézních pacientů je dáno vybavením, kdy větší pacienti se nemusí vejít do konvenčních skenerů starších generací. (Fursevich, 2016, s. 1076) (Karla, 2008, s. 56)

V roce 2008 byly navrženy vyšetřovací stoly pro pacienty vážící více jak 205 kg s průměrem gantry 70 cm nebo méně. I když stůl mohl unést obéznější pacienty, motor stolu často nedokázal posouvat pacienta rovnoměrnou rychlostí. Většina moderních CT nyní nabízí stoly vybavené motory, které jsou schopny pojmout pacienty o hmotnosti až 308 kg. Také průměr gantry narostl na 75–85 cm. Oddělení radiační onkologie disponují skenery dokonce až s 90 cm průměrem, ty ovšem nejsou určeny k běžnému diagnostickému zobrazování. Moderní CT skenery disponují také vyšším výkonem rentgenky, větším zorným polem a současně zajišťují stabilní rychlost posunu stolu navzdory jeho zatížení. (Fursevich, 2016, s. 1077) (Forbrig, 2019)

Kvalita CT snímků u obézních pacientů se může lišit v závislosti na distribuci tuku v těle. U pacientů s nadměrným množstvím intraperitoneálního tuku lze získat kvalitní snímky díky široké separaci střevních kliček a intraperitoneálních orgánů, což umožňuje jasnou vizualizaci i malých struktur. U pacientů s nadměrným podkožním tukem dohází ke zhoršení vizualizace intraperitoneálních orgánů, jelikož subkutánní tuk zvyšuje útlum záření. (Karla, 2008, s. 59)

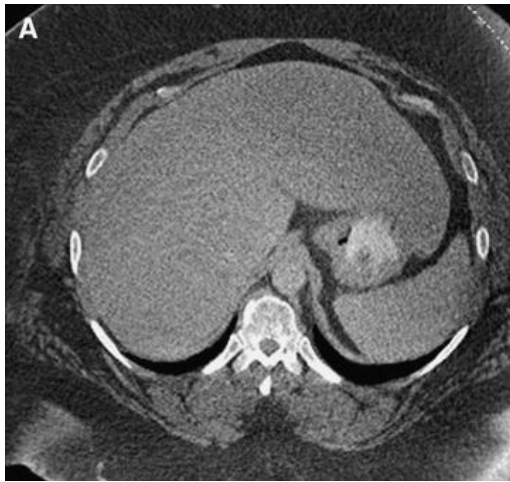
Z pohledu rekonstrukce obrazu je u bariatrických pacientů, u kterých je množství šumu v obraze vysoké i přes zvýšení proudu na maximální výkon rentgenky, výhodnější navýšit urychlovací napětí na rentgence (až na 140 kV) nebo prodloužit dobu rotace, či snížit pitch faktor pod 1 za cenu vyšší dávky a rizika pohybových artefaktů, které by ovšem výsledný obraz mohly činit nehodnotitelným. Pacient by v tomto případě musel být zafixován. Konvenční rekonstrukční metody klasicky využívaly filtrovanou zpětnou projekci, což je nejrychlejší a výpočetně nejméně náročná metoda generování obrazu. Bohužel rekonstrukční kernely využívané ve filtrované zpětné projekci vedou při použití soft vyhlazovacího filtru kromě snížení šumu i ke snížení prostorového rozlišení, tudíž nejsou optimální pro zašuměná data spojená s bariatrickým zobrazováním. Iterativní rekonstrukce je obecně výpočetně náročnější a pomalejší než filtrovaná zpětná projekce, ale může produkovat podstatné snížení šumu bez znatelného snížení rozlišení obrazu, jelikož pro nižší hodnotu šumu není potřeba použít

vyhlazovací filtr. Tím pádem možné pořízení kvalitních snímků i při nižších dávkách záření. (Žižka, 2011, s. 172) (Fursevich, 2016, s. 1078)

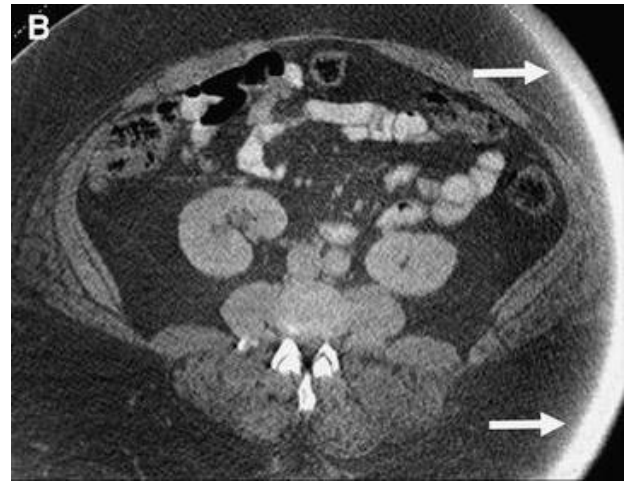
Problém u obézních pacientů také nastává u intravenózního kontrastu. Zavedení periferního žilního vstupu bývá náročné kvůli nadbytku podkožní tkáně zakrývající žíly. Může docházet i k extravazacím. Pokud periferní žilní vstup není možný, je třeba zavést centrální žilní vstup, např. femorální nebo podklíčkový. Při aplikaci kontrastní látky obézním pacientům je také důležité zvážit objem, rychlost vstříkování a koncentraci jódu. Dávkování na základě hmotnosti pacienta může být užitečné, nicméně lineární model pro výpočet dávky jódu na základě tělesné hmotnosti je pravděpodobně přehnaný, protože tuk není metabolicky aktivní, a proto nerozptyluje ani neředí kontrast. Obézním pacientům (bez renální insuficience) je typicky podáváno maximálně 120 ml zředěného kontrastu. (Karla, 2008, s. 61) (Carucci, 2013, s. 637-638)

6.4.1 CT artefakty při zobrazování obézních pacientů

Při zobrazování obézních pacientů často dochází ke zhoršení obrazu a vzniku artefaktů. Častým artefaktem je kvantová skvrnitost a šum, které jsou důsledkem nedostatečného počtu fotonů dopadajících na detektor. Nárůst je exponenciální s rostoucí tloušťkou pacienta, kvůli většímu zeslabení fotonů. Útlum je největší v horizontálním směru (**Error! Reference source not found.**). Dalším artefaktem přítomným u obézních pacientů je artefakt způsobený oříznutím, kdy u obézních pacientů může přebytek měkkých tkání může vypadnout mimo zorné pole skenování, ale algoritmus rekonstrukce skeneru bude předpokládat, že veškerý útlum nastal v zorném poli skenování. V důsledku toho se bude zdát, že okraj rekonstruovaného obrazu má podstatně vyšší útlum, což vytváří artefakt zkrácení. Artefakt může ztížit diagnostiku např. perforace střeva, posouzení obsahu kýly atd. (**Error! Reference source not found.**). K artefaktům dále přispívá nevhodné umístění pacienta na vyšetřovací stůl. (Fursevich, 2016, s. 1078-1080) (Carucci, 2013, s. 638)



Obrázek 6 Útlum RTG paprsku a následný šum



Obrázek 7 Artefakt zkrácení vytváří jasný okraj (šipky), kde měkké tkáně pacienta přesahují zorné pole

Zdroj: CARUCCI, Laura R., 2013. Imaging obese patients: problems and solutions. *Abdominal Imaging* [online]. 38(4), 630-646 [cit. 2023-01-11]. ISSN 0942-8925. Dostupné z: doi:10.1007/s00261-012-9959-2

6.5 Strategie při CT vyšetření obézních pacientů

Výskyt artefaktů se může zmírnit modifikací abdominopelvickeho CT protokolu s optimalizací parametrů pro obézní pacienty. Snížení šumu se docílí optimalizací skenovacích parametrů a použitím různých technických úprav. Modifikace mohou zahrnovat zvýšení, nebo snížení kVp, zvýšení mAs, snížení rychlosti gantry (pro zvýšení efektivních mAs), použití novějších technik adaptivní filtrace nebo iterativní rekonstrukce. Zvýšení proudu a napětí elektronky lze provést ručně nebo pomocí automatických mechanismů (ATCM). V roce 2005 bylo pak vyvinuto dual-source CT. (Carucci, 2013, s. 639)

6.5.1 Využití dual-source CT (DSCT) a dual-energy CT u obézních pacientů.

Poskytuje současné využití dvou rentgenek a dvou sad detektorů. Rentgenky a detektory jsou namontovány tak, že rentgenové paprsky jsou na sebe přibližně kolmé. Pro snímkování je možné zvolit protokol využívající obě rentgenky při stejném napětí, tím se zvýší maximální elektrické množství (mAs), které je přístroj schopný vyprodukovat a tím je přístroj schopný dosáhnout požadované kvality obrazu. Zároveň u DSCT mohou rentgenky fungovat při rozdílných napětích (tzv. dual energy CT), standardně jedna při nízkém napětí kolem 80 kV a druhá při vysokém napětí kolem 120-140 kV. (Petersilka, 2008) (Johnson, 2011)

Obzvláště u mladých obézních pacientů je však zásadní optimální rovnováha radiačního zatížení pacienta a získání optimálního obrazu. DSCT skenery 3. generace disponují dvěma rentgenkami s maximálním napětím generátoru 135-150 kV, každá umožňující nastavení proudu až 1300 mA, v kombinaci s automatickou modulací proudu a iterativní rekonstrukcí přispívají tyto vlastnosti ke kvalitě obrazů a optimalizaci dávky záření u obézních pacientů.

Tyto skenery také disponují velikostí pitch faktoru až 3,2, což je využíváno zpravidla u koronarografie. V důsledku toho redukuje oba pohybové artefakty a pravděpodobně (v kombinaci se zkrácenou dobou rotace až 0,25 s) i dávku záření podle několika studií. (Lim, 2019) (Gariani, 2018) (Forbrig, 2019)

U obézních pacientů však tyto výhody poskytují vyšší obrazový šum v důsledku omezeného proudu rentgenky, která generuje pouze určité množství rentgenového záření během extrémně krátkých akvizičních časů u CT protokolů s vysokým pitch. Z toho důvodu high-pitch CT nemohlo být aplikováno u obézních pacientů plošně. (Forbrig, 2019)

6.5.2 Využití cínové filtrace

Poměrně novou metodou využívanou ke snížení dávky záření u obézních pacientů je tvarování energetického spektra záření pomocí cínového filtru, který se přidává ke běžnému hliníkovému bow tie filtru mezi rentgenku a tělo pacienta. Poté co projde rtg paprsek cínovým filtrem, dojde k filtraci nízkoenergetických fotonů, a tím modifikaci vysílaného spektra záření. (Korčáková, 2021, s. 79)

Studie z roku 2010 publikovaná v magazínu AJR (American journal of roentgenology) ukazuje, že přidání cínové filtrace má přínos pro dual energy DSCT, kdy může dramaticky zlepšit energetickou separaci mezi klinicky relevantními materiály, přičemž dávka záření je podobná či nižší než u konvenčního jednoenergetického CT. Využití dual energy skeneru při napětí 100 a 140 kV s použitím cínového filtru, poskytoval systém dostatečný fotonový tok i kontrast u obézních pacientů. Pacienti také dostali výrazně menší dávku při stejné hladině šumu ve srovnání s konvenčními přístroji s napětím 120 kV. (Primak, 2010)

6.5.3 Využití cínové filtrace v závislosti na skenovacím napětí

V Japonské studii z roku 2020 byly pro snížení radiační dávky CT hrudníku u pacientů s nadváhou nebo obezitou testovány dva přístupy k udržení vhodné kvality obrazu: cínový filtr se spektrálním tvarováním při 150 kVp a algoritmus ADMIRE iterativní rekonstrukce (IR).

U obézních pacientů, u kterých je průměr ekvivalentu těla větší než 30 cm, relativní šum obrazu se při stejné dávce záření navýší při skenování Sn100 kVp, zatímco při Sn150 kVp zůstane nízký. V této studii byl průměrný efektivní průměr všech pacientů větší než 30 cm, proto bylo vybráno Sn150 kVp pro snížení radiační zátěže při zachování kvality obrazu.

Ukázalo se, že použití algoritmu ADMIRE IR snižuje obrazový šum a zlepšuje detekovatelnost objektů s nízkým kontrastem, což vede k nelineárnímu vztahu mezi obrazovým šumem a dávkou. Algoritmus ADMIRE IR hraje v této studii důležitou roli při udržování kvality obrazu při nízké hladině radiační dávky u Sn100 kVp a Sn150 kVp. Ukázalo se, že CT

vyšetření hrudníku prováděné při 150 kVp s cínovým filtrem spojeným s ADMIRE IR u pacientů s nadváhou nebo obezitou snižuje radiační zátěž asi o 50 %, aniž by došlo ke snížení kvality obrazu ve srovnání s konvenčním CT vyšetřením hrudníku při 120 kVp. (Li, 2020, s. 455-456)

6.5.4 CT skenery Somatom Definition Flash a Somatom Force

Studie publikovaná v roce 2022 v magazínu Radiation Protection Dosimetry využila při optimalizaci protokolu pro obézní pacienty CT skenery Somatom Definition Flash a Somatom Force a metodu filtrované zpětné projekce. U každého ze skenerů byly využity tři CT vyšetřovací protokoly. Protokol Abdomen, který využíval pouze jeden zdroj záření, byl u obou použit při stejných hodnotách napětí (100 kV, 120 kV a 140 kV). Protokol DS_abdomen využíval 2 zdroje se stejnou energií (100 kV/100 kV, 120 kV/120 kV a 140 kV/140 kV). Protokol DE_extrangio pracoval na principu duální energie u Somatom Definition Flash při 80 kV/140 kV a u Somatom Force 80 kV/150 kV. Všechny akvizice byly prováděny se zapnutou automatickou modulací proudu z trubice (ATCM) a v jednom případě byla pro protokol břicha povolena také automatická volba napětí. Protokoly CT byly analyzovány z hlediska kvality obrazu, dávky záření a doby skenování. Kvalita obrazu byla hodnocena na základě množství šumu v CT obrazech, viditelnosti lézí s nízkým kontrastem a viditelnosti vysoce kontrastního stentu. Pro kvantitativní vyhodnocení CT snímků byly použity hodnoty poměru CNR a SNR.

Použitý skener Somatom Force je o ~8 let mladší a ve srovnání se skenerem Somatom Definition Flash má výkonnější rentgenky, větší maximální počet pořízených řezů a také vyšší maximální rychlost skenování. Tyto rozdíly mezi dvěma CT skenery ovlivnily doby skenování pro stejné protokoly a skenery také provedly různou volbu napětí, když byla zapnuta automatická modulace napětí.

Z výsledků experimentálních skenů a z konzultace se dvěma radiology byl protokol DE_extrangio hodnocen nejhůře. Při použití Somatom Definition Flash se standardní břišní protokol Abdomen při 120 i 140 kV ukázaly jako nejlepší volba, vzhledem k dlouhým skenovacím časům a vyšší radiační dávce protokolů DS_abdomen. U Somatom Force se ukázal protokol DS_abdomen výhodnější pro obézní pacienty ve srovnání s rutinně využívaným protokolem Abdomen, z důvodu nižší dávky a kratší době skenování. (Balogová, 2022, s. 565)

6.5.5 Nízko energetické skenování

V posledních letech se uvažuje o výhodách použití iterativní rekonstrukce místo filtrované zpětné projekce kvůli nižší dávce záření. Qurashi ve své studii uvedl, že u obézních

pacientů je možné použití nízkodávkového protokolu, a to navzdory opačným doporučením mnoha autorů, kteří doporučují zvýšit kV, zejména v oblastech, jako je břicho, kde převládá zvýšený útlum fotonů kvůli silnějšímu tělu rozměry těchto pacientů. Použití 100 kV v této studii vedlo k ~40–60% snížení jak metrik radiační dávky, tak orgánové dávky ve srovnání s 120 a 140 kV. Použití nízkého kV u obézních pacientů dramaticky nezvyšuje šum díky použití IR algoritmů, které mohou kompenzovat snížení dávky záření a poskytují srovnatelnou kvalitu obrazu se skeny prováděnými s použitím vyšší dávky. (Qurashi, 2019)

7 Výzkumná část

1. Cíl práce je vytvoření nového CT protokolu pro vyšetření břicha u obézních pacientů ve Fakultní nemocnici Olomouc.
2. Cíl práce je otestovat nově optimalizovaný protokol na obézních pacientech a provést srovnání s pacienty vyšetřovanými neoptimalizovaným protokolem

7.1 Hypotézy

1. H_{01} – soubory pacientů nevykazují statisticky signifikantní rozdíl v BMI
 H_{A1} – soubory pacientů vykazují statisticky signifikantní rozdíl v BMI
2. H_{02} – pacienti nevykazují statisticky signifikantní rozdíl v obdržené dávce záření
 H_{A2} – pacienti vykazují statisticky signifikantní rozdíl v obdržené dávce záření
3. H_{03} – CT snímky pacientů nevykazují statisticky signifikantní rozdíl v obrazovém šumu
 H_{A3} – CT snímky pacientů vykazují statisticky signifikantní rozdíl v obrazovém šumu
4. H_{04} – CT snímky pacientů nevykazují statisticky signifikantní rozdíl v poměru signálu k šumu
 H_{A4} – CT snímky pacientů vykazují statisticky signifikantní rozdíl v poměru signálu k šumu

7.2 Charakteristika využitého fantomu

K vytváření nového vyšetřovacího protokolu byl využit trup celotělového fantomu od firmy Kyoto Kagaku. Trup byl na vyšetřovacím stole podložen klíny, aby byl ve vodorovné pozici. Vyšetřovaná oblast byla obalena pěti pytlíky s vodou, každý naplněn asi jedním litrem vody. Pytlíky byly spojené pomocí potravinové fólie a izolepy. Spojené pytlíky byly uloženy přes vyšetřovanou oblast z vrchu, šestý pytlík byl vložen pod vyšetřovanou oblast. Tímto způsobem byl nasimulován velmi obézní pacient.



Obrázek 8 Celotělový fantom

Zdroj: Whole Body Phantom "PBU-50." In: *Kyoto Kagaku* [online]. Kyoto Japan [cit. 2023-03-15]. Dostupné z: https://www.kyotokagaku.com/en/products_data/ph-2_01/

7.3 Realizace výzkumu

Před samotnou realizací výzkumu bylo nutné získat souhlas Etické komise Fakulty zdravotnických věd, Univerzity Palackého v Olomouci. Dále pak bylo zapotřebí podat Žádost o poskytnutí informací pro studijní účely/sběr dat ve FNOL. Žádosti bylo vyhověno a souhlas Etické komise byl udělen. Oba dokumenty jsou součástí příloh této práce.

7.4 Metodika výzkumu – fantomové měření

Tvorba nového vyšetřovacího protokolu byla prováděna na oddělení Radiodiagnostiky ve Fakultní nemocnici Olomouc na CT přístroji Revolution od firmy GE Medical Systems. V první fázi byl skenován pouze trup fantomu, bez simulace obezity, pro získání referenčních hodnot standardního pacienta. Trup byl uložen na vyšetřovací stůl vrchní částí směrem do gantry. Trup byl po zasunutí do gantry dorovnan na střed, výškově i stranově podle laserů. Naskenoval se topogram oblasti břicha, na kterém byla vybrána 4,5 cm oblast jater, která byla následně skenována standardním nativním protokolem pro oblast břicha. Skenování bylo prováděno při 120 kV, šířkou řezu 1,25 mm, dobou rotace 0,5 s a pitch faktorem 0,992. Byla využita metoda adaptivní statistické iterativní rekonstrukce ASIR-V 40 %. Hodnota noise indexu (NI) byla 8.

Noise index je parametr, který umožňuje uživateli vybrat množství (kvantového) šumu, který bude přítomen v rekonstruovaném obrazu. NI představuje požadovanou hladinu šumu ve středu snímku pro daný protokol. Změnou NI se změní rozsah mA, ve kterém se ATCM

mění během otáčení gantry, aby se vytvořila zvolená úroveň průměrného obrazového šumu. (Kanal, 2007)

Po provedení referenčního skenu neobézního fantomu byl fantom s využitím pytlíků s vodou nasimulován do obézní podoby a provedl se opět topogram oblasti břicha. Opět byla zaměřena shodná oblast jater a bylo provedeno snímání standardním nativním protokolem pro oblast břicha. Byl získán referenční sken obézního pacienta. Následně započala snaha protokol nějakým způsobem modifikovat k získání ideálně stejné, či lepší kvality obrazu při nižší dávce záření oproti původnímu protokolu.

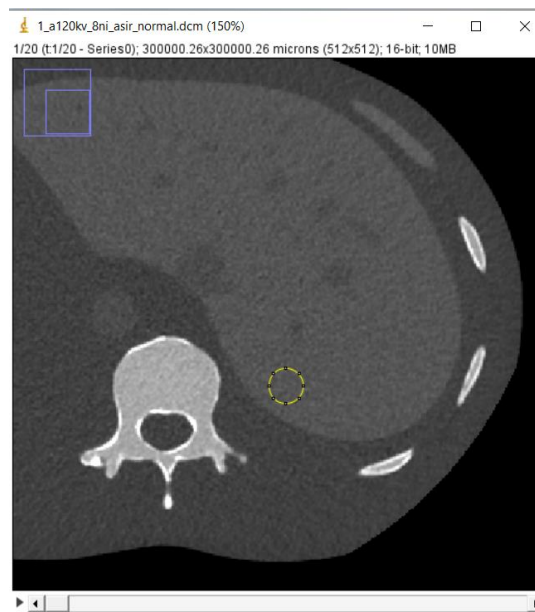
K optimalizaci protokolu byl využit deep learning image reconstruction (DLIR) algoritmus. DLIR využívá hluboké neuronové sítě v rekonstrukčním toku, který se skládá z tréninkového procesu s cílem naučit se odlišit signál od šumu a potlačit šum, aniž by se změnila struktury, na základě velkého počtu případů, které pokrývají různé velikosti těla, anatomie a skenovací parametry. DLIR lze provést ve třech volitelných úrovních síly (nízká, střední a vysoká), které se liší stupněm šumu. (Lee, 2021)

Protokol byl modifikován prodloužením doby rotace na 1 s a postupným navyšováním hodnoty NI. Dále byl pak využit k rekonstrukci algoritmus DLIR ve 3 silových úrovních. První skenování bylo provedeno s NI 8,5, další 9 NI a takto postupně docházelo k navyšování noise indexu o 0,5 až do hodnoty NI 11. Ve výsledku bylo provedeno 6 snímání a z každého postprocesingem vznikly 3 série snímků s různým stupněm redukce šumu. Bylo získáno 18 modifikovaných sérií CT skenů. Z každého skenování byla zaznamenána dávka zastoupená veličinou $CTDI_{vol}$.

Pro vyhodnocování CT snímků byl využit program ImageJ. K měření byly vybrány zhruba prostřední snímky ze série (18. snímek z 37). 18. skeny ze všech 20 sérií CT skenů byly v programu otevřeny postupně za sebou pro zachování co nejpřesnější lokalizace ROI. První ROI byla umístěna do dolní duté žíly (**Error! Reference source not found.**), další ROI pozadí byla umístěna do jaterního parenchymu (**Error! Reference source not found.**)



Obrázek 10 ROI dolní dutá žíla



Obrázek 9 ROI jaterní parenchym

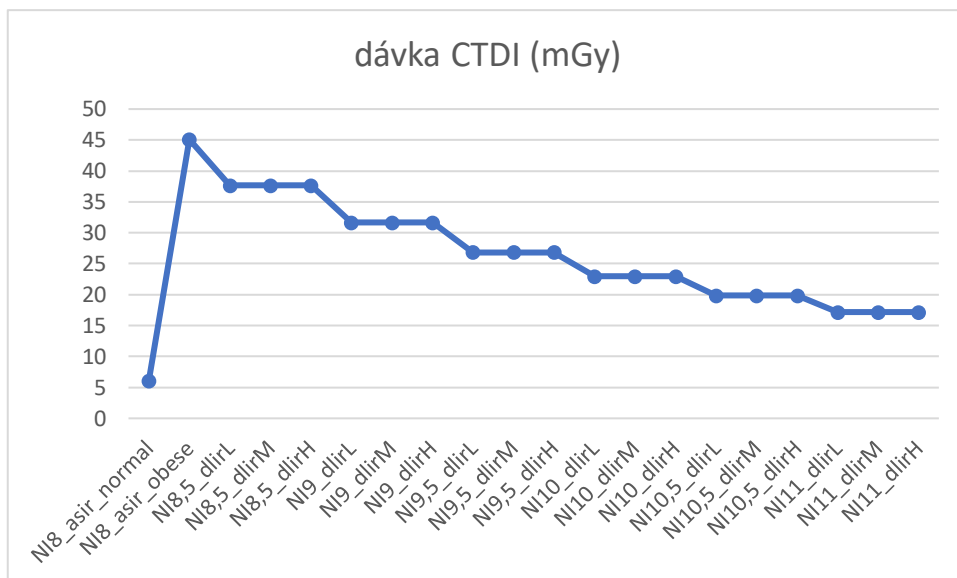
ROI v dolní duté žíle měla plochu 27,5 mm², ROI pozadí pokrývala plochu 1,36 cm². Na všech snímcích byly v obou daných oblastech zájmu změřeny hodnoty CT čísel a hodnoty směrodatných odchylek, které symbolizují množství šumu. Dále byla dopočítána hodnota CNR.

$$CNR = \frac{\bar{x}_s - \bar{x}_{bg}}{\sigma_{bg}}$$

CNR bylo dopočteno na základě vzorce, kde \bar{x}_s je průměrnou hodnotou vymezenou oblastí zájmu (ROI) v určitých stupních šedi, v tomto případě ROI v oblasti dolní duté žíly, \bar{x}_{bg} je průměrná hodnota vymezená ROI pozadí, σ_{bg} pak směrodatnou odchylkou homogenního pozadí – v tomto případě jaterního parenchymu.

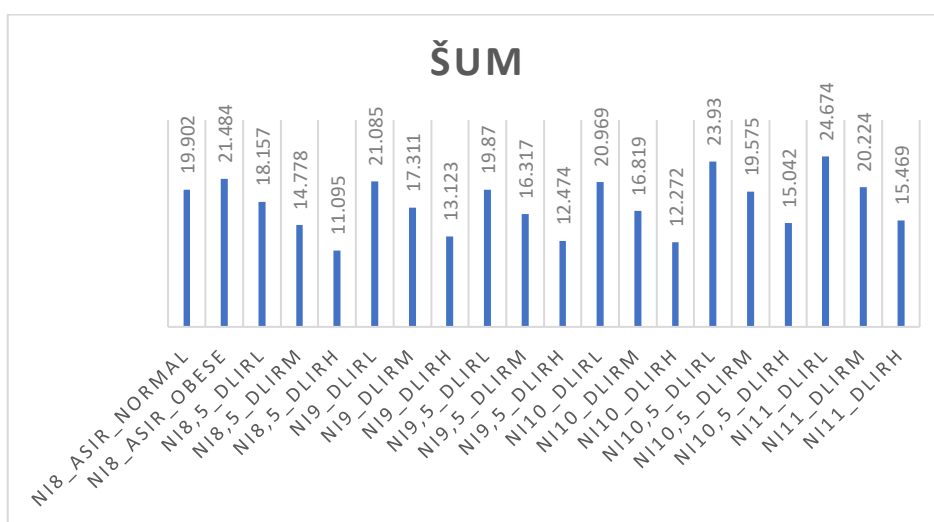
7.5 Výsledky

V této části práce jsou popsány výsledky měření. Když se v první řadě zaměříme na radiační dávku při snímkování původním protokolem pro nativní CT břicha, tak hodnota CTDI_{vol} u neobézního fantomu byla 6,02 mGy, naopak hodnota CTDI_{vol} u obézního fantomu byla 45,09 mGy, což je přibližně 7,5x větší dávka oproti neobéznímu fantomu. Z toho důvodu byla primárně snaha o snížení dávky, což se provádělo postupným navyšováním NI z původní hodnoty 8. Při hodnotě NI 8,5 klesla dávka na 37,64 Gy, NI 9 již mělo hodnotu CTDI_{vol} 31,64 mGy a NI 9,5 už jen 26,85 mGy. Při hodnotě NI 10 jsme se již dostali na přibližně polovinu původní dávky – 22,97 mGy. NI 10,5 mělo hodnotu 19,87 a u posledního měření na NI 11 byla hodnota CTDI_{vol} téměř třetinová oproti původnímu protokolu – 17,16 mGy.



Obrázek 11 Graf vývoje dávky CTDI_{vol} s nárůstem hodnot NI

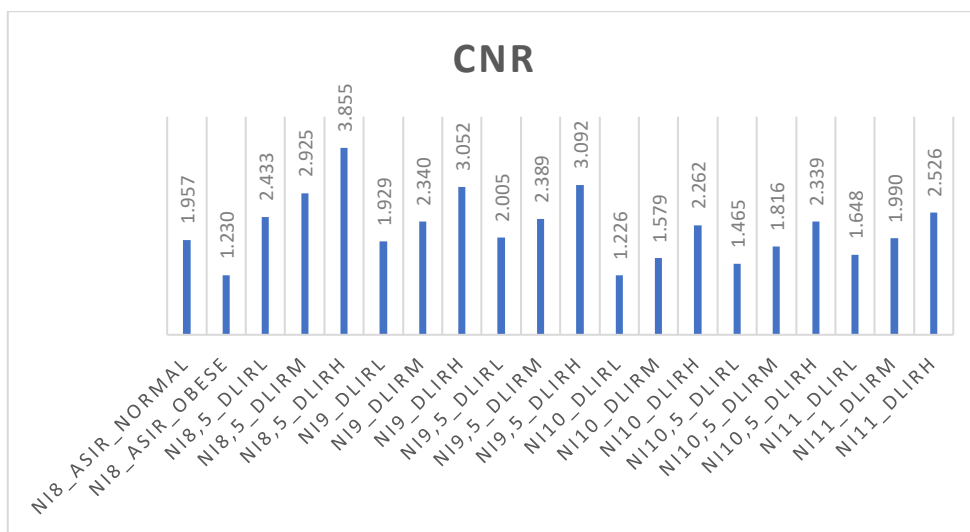
Hodnoty šumu se odvíjely od míry zastoupení algoritmu DLIR. Nejvyšší šum se vyskytoval u low DLIR, naopak nejnižší u high DLIR. Hodnota šumu u oběžního neoptimalizovaného protokolu vyjádřená hodnotou směrodatné odchylky v oblasti jaterního parenchymu (**Error! Reference source not found.**) byla 21,484. Nejnižších hodnoty šumu byly naměřeny u protokolů s NI 8,5 – 11,095, NI 9 – 13,123, NI – 9,5 12,474, NI 10 – 12,272, všechny při high DLIR algoritmu. Při posledních měřeních NI 10,5 a NI 11 již opět šum v obraze narůstal. Při low DLIR algoritmu pak dosahoval vyšších hodnot, než šum v obraze oběžního neoptimalizovaného protokolu – 23,93 a 24,674.



Obrázek 12 Graf vývoje množství šumu v obraze v závislosti na vzrůstajícím NI

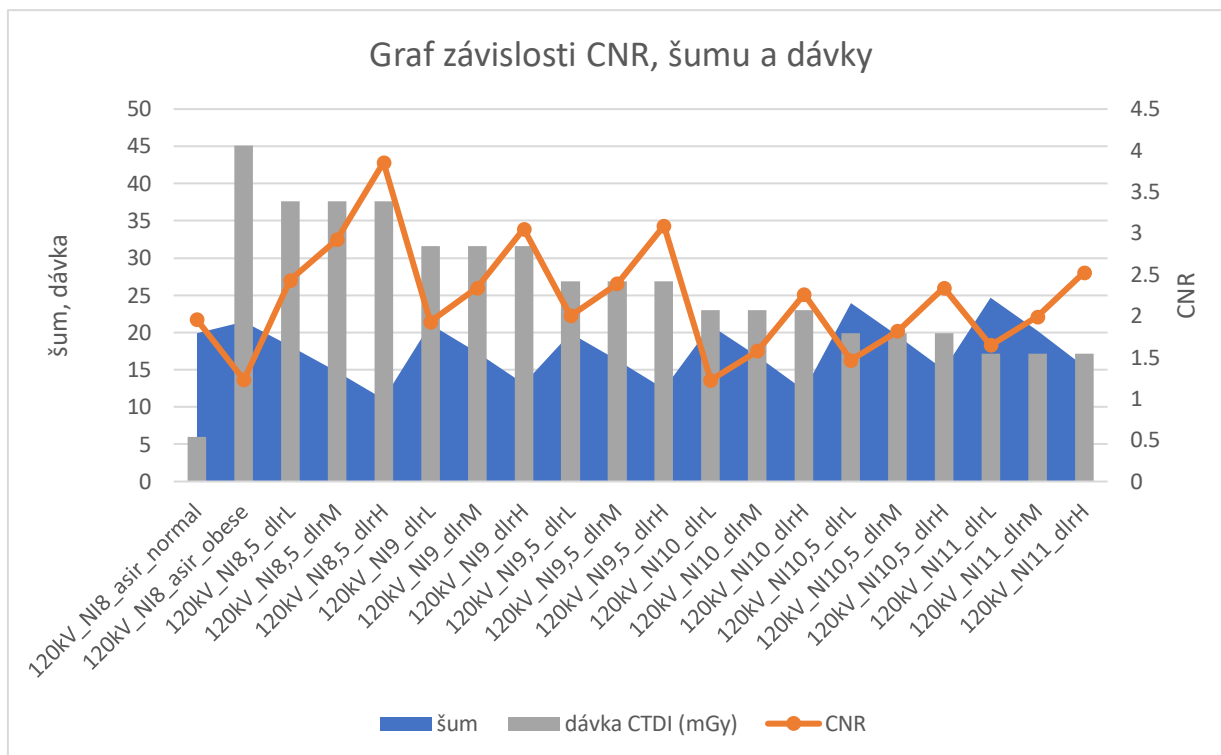
Dopočítávanou veličinou pak bylo CNR, dle vzorce uvedeného výše. Hodnota opět se silou zastoupení umělé inteligence DLIR narůstala. Hodnota CNR u oběžního neoptimalizovaného protokolu byla pouze 1,23, naopak nejvyšší hodnota byla vypočtena

u NI 8,5, DLIR high 3,855. S narůstajícím noise indexem opět hodnoty CNR klesaly a kvalita snímku se snižovala.



Obrázek 13 Graf vývoje CNR v závislosti na vzrůstajícím NI

K výběru optimálního protokolu bylo třeba porovnat dávku a kvalitu obrazu. Nejlepší obraz, jak je z grafu zřejmé poskytoval protokol s NI 8,5 a DLIR high, který dosahoval nejvyšší hodnoty CNR a nejnižšího šumu, ovšem dávka byla v tomto případě stále poměrně vysoká. Z hlediska šetření dávky jsou proto vhodnější protokoly NI 9 a DLIR high a NI 9,5 a DLIR high, které poskytují stále poměrně kvalitní obrazy a dávka klesala o víc jak 1/3 oproti původnímu neoptimalizovanému protokolu. Jistý potenciál se nachází i v protokolu NI 11 a DLIR high, který nabízí také kvalitní obraz, hodnota CNR dosahovala hodnoty 2,526, při opravdu nízké dávce – téměř 1/3 původní dávky neoptimalizovaného protokolu.



Obrázek 14 Graf závislosti CNR, šumu a dávky

Na základě tohoto fantomového měření byl vybrán protokol NI 9 a DLIR medium, který se aplikoval na vzorek pacientů. Následně se provedlo retrospektivní srovnání se vzorkem pacientů vyšetřených stávajícím neoptimalizovaným protokolem. Tento protokol je takovým kompromisem při snaze snížit dávku a vyvarovat se skokové změně vizuálu obrazu, ke které použitím high DLIR může docházet.

7.6 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru byli zařazeni pacienti (jak muži, tak ženy) starší 18 let. Jednalo se o pacienty s nadváhou a obezitou s BMI nad 26, kteří byli vyšetřeni na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc za období od ledna do května 2023. Část těchto pacientů absolvovala CT vyšetření oblasti břicha s nativní fází s využitím starého vyšetřovacího protokolu s hodnotou noise indexu 8 s využitím adaptivní statistickou iterativní rekonstrukce ASiR. Druhá část pacientů absolvovala CT vyšetření oblasti břicha s nativní fází s využitím nového vyšetřovacího protokolu pro obézní pacienty. Celkový rozsah souboru byl 25 pacientů. 13 pacientů bylo vyšetřeno s využitím starého vyšetřovacího protokolu, 12 pacientů s využitím nově vytvořeného protokolu.

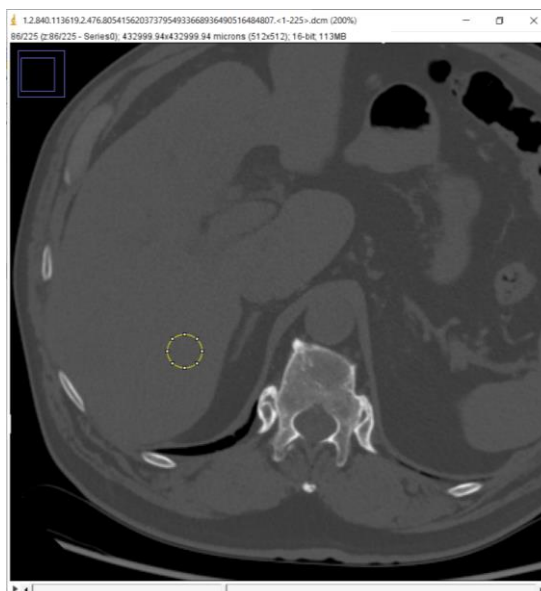
7.7 Metoda sběru dat

Sběr pacientů probíhal na přístroji CT Revolution. Požadovaný soubor se zaslepenými daty byl zajištěn ze strany mého vedoucího práce, pana Ing. Davida Kozáka. Z důvodu zachování anonymity byli pacienti vedeni pod čísly, tudíž rodná čísla ani další osobní informace o pacientech nebyly zpracovány. Do předem vytvořené záznamové tabulky, která byla vytvořena v programu Microsoft Excel byly zaznamenávány údaje o výšce, váze a z toho plynoucího BMI pacientů a o jejich věku. Z technických parametrů byla zaznamenána hodnota $CTDI_{vol}$. Z anonymizovaného obrazového souboru byly dále prostřednictvím programu ImageJ změřeny hodnoty směrodatné odchylky (SD) symbolizující množství šumu a následně dopočteno SNR. Na závěr bylo provedeno statistické vyhodnocení.

Neexistují žádná zátěž ani rizika, které by ohrožovaly účastníky výzkumného šetření. Během výzkumného šetření byly dodrženy všechny etické aspekty i platná legislativa týkající se práv a ochrany osobních dat účastníků výzkumu.

7.8 Metoda vyhodnocování dat

K vyhodnocení snímků pacientů byl volen taktéž program ImageJ. Z důvodu nižší zřetelnosti jaterních cév v nativním snímání byla volena pouze ROI v oblasti pravého jaterního laloku (Obrázek 15). Byla snaha o zvolení co nejpodobnějšího místa u všech pacientů s ohledem na anatomickou proměnlivost. Z ROI oblastí byla zaznamenávána hodnota CT čísla a standardní odchylky. Na základě těchto hodnot byla dopočtena hodnota SNR.



Obrázek 15 ROI oblast jater

Pro zodpovězení výzkumných otázek bylo zapotřebí zvolit odpovídající statistické metody. Za tímto účelem bylo statistické zpracování dat konzultováno se statističkou

RNDr. Evou Reiterovou, Ph. D. Ke statistickému zpracování byl využit program SPSS Base, verze 24. Jako nástroj pro zpracování nasbíraných dat byl využit Mann-Whitneyův U Test.

Cílem bylo zjistit, zda jsou mezi testovanými soubory statisticky významné rozdíly. Testovalo se na hladině statistické významnosti 0,05. Výše uvedeným postupem bylo provedeno porovnání homogenity skupin pacientů z hlediska BMI, následně testování hodnoty dávkového indexu ($CTDI_{vol}$), hodnoty směrodatné odchylky (SD) symbolizující hladinu šumu a dále pak hodnoty poměru signálu a šumu (SNR).

7.9 Výsledky

Noise Index 9 + DLR-M

ID	Výška [cm]	Váha [kg]	BMI	Věk	$CTDI_{vol}$ [mGy]	STD	SNR
#1	175	120	39,18	67	23,14	13,79	3,9
#2	188	110	31,12	54	19,56	12,82	4,58
#3	172	115	38,87	25	24,44	15,45	1,32
#4	156	80	32,87	69	15,93	12,65	3,61
#5	162	94	35,82	60	16,75	14,3	4,8
#6	170	92	31,83	71	17,91	13,59	3,67
#7	170	78,3	27,09	88	16,43	14,92	3,22
#8	159	77	30,46	75	22,90	12,41	4,62
#9	182	97	29,28	72	21,02	17,4	2,44
#10	178	99	31,25	68	23,1	16,46	2,92
#11	172	81	27,38	77	15,47	12,6	3,65
#12	165	81	29,75	83	17,85	16,8	2,98

Tabulka 3 Soubor pacientů vyšetřených za pomoci optimalizovaného vyšetřovacího CT protokolu (Noise Index 9 + DLR-M)

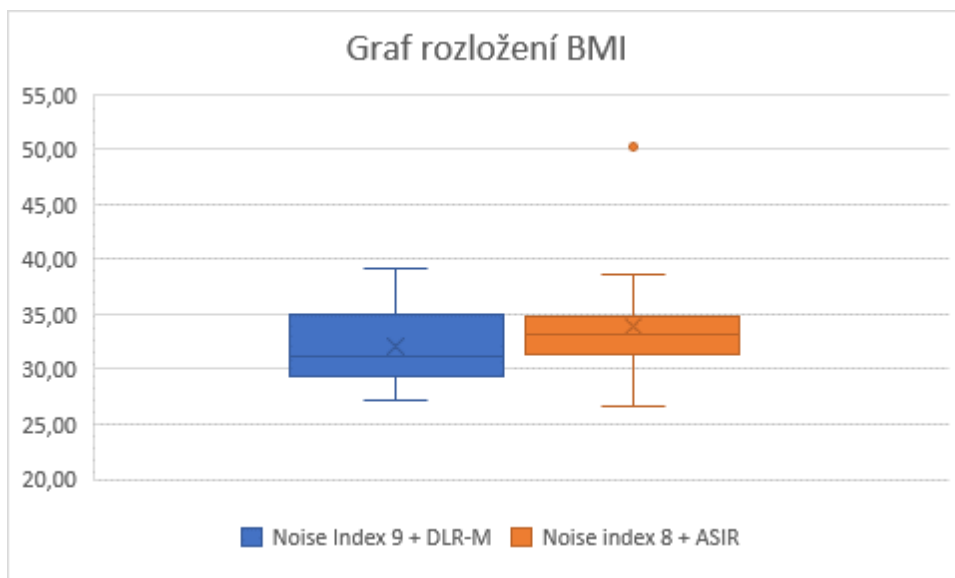
Noise index 8 + ASIR

ID	Výška [cm]	Váha [kg]	BMI	Věk	$CTDI_{vol}$ [mGy]	STD	SNR
#1	165	105	38,57	78	23,84	15,6	2,45
#2	187	120	34,32	40	23,08	22,5	1,9
#3	174	96	31,71	60	22,75	24,54	2,12
#4	167	95	34,06	85	23,29	18,11	2,95
#5	180	107,5	33,18	60	23,99	20,61	2,46
#6	160	90	35,16	43	19,22	25,18	2,17
#7	164	88	32,72	49	21,41	20,48	3,05
#8	164	84	31,23	70	21,13	15,82	2,67
#9	167	75	26,89	73	20,97	17,03	3,4
#10	167	140	50,20	60	24,82	20,54	2,43
#11	168	94,2	33,38	82	22,19	21,34	2,66
#12	162	83	31,63	67	21,44	18,48	2,29
#13	187	93	26,59	76	22,62	18,46	2,79

Tabulka 4 Soubor pacientů vyšetřených za pomoci neoptimalizovaného vyšetřovacího CT protokolu (Noise Index 8 + ASIR)

7.9.1 Srovnání homogenity souboru z hlediska BMI

Na začátek bylo nutné zjistit, zda se jedná o homogenní skupiny pacientů. Za tímto účelem bylo provedeno porovnání BMI pacientů v obou skupinách.

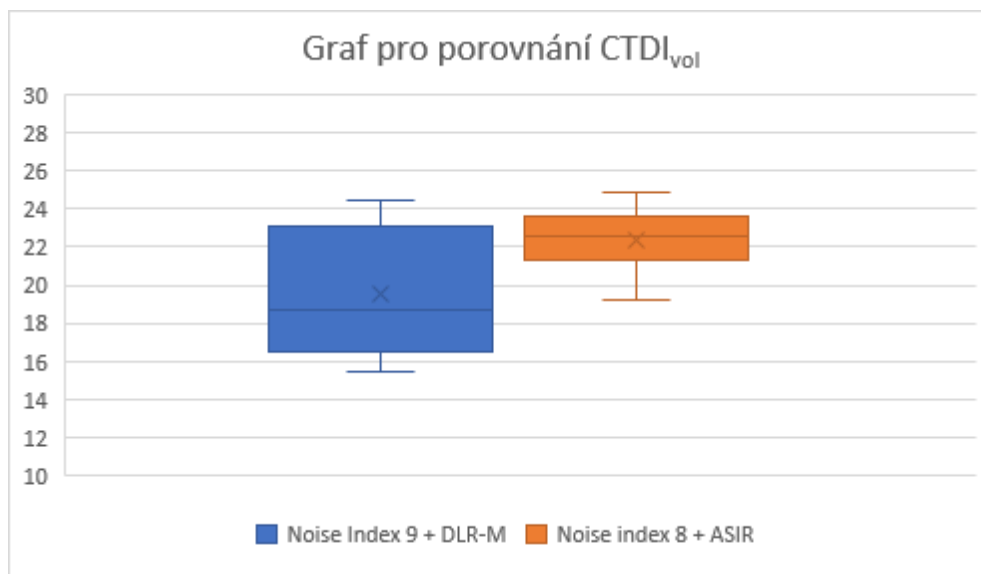


Obrázek 16 Graf rozložení BMI

Průměrná hodnota BMI byla u pacientů vyšetřených pomocí nově vytvořeného protokolu 32,08, medián byl 31,18. Průměrná hodnota BMI u pacientů vyšetřených pomocí neoptimalizovaného protokolu dosahovala 33,82, medián byl 33,18. Pro zjištění statistické významnosti, byl proveden Mann-Whitneyův U Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,369, tudíž se nejedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulovou hypotézu, že z hlediska BMI není mezi skupinami rozdíl, nelze zamítnout.

7.9.2 Srovnání hodnot $CTDI_{vol}$

Dalším zkoumaným parametrem byl objemový index výpočetní tomografie $CTDI_{vol}$. Zjišťoval se statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami $CTDI_{vol}$ u obou vzorků.

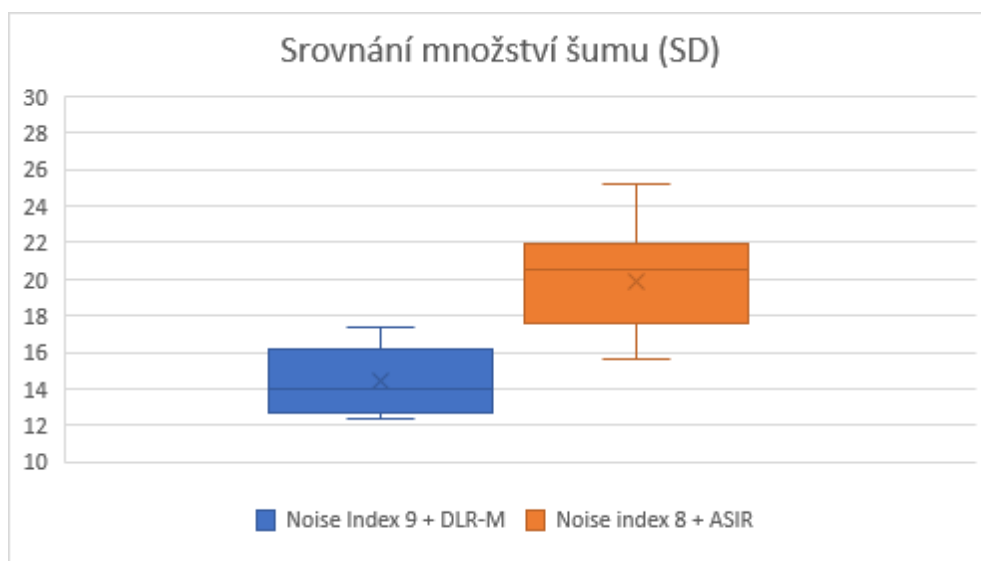


Obrázek 17 Graf pro srovnání hodnot $CTDI_{vol}$

Průměrná hodnota $CTDI_{vol}$ byla u pacientů vyšetřených pomocí nově vytvořeného protokolu 19,54, medián byl 18,74. Průměrná hodnota $CTDI_{vol}$ u pacientů vyšetřených pomocí neoptimalizovaného protokolu dosahovala 22,37, medián byl 22,62. Pro zjištění statistické významnosti, byl proveden Mann-Whitneyův U Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,047, tudíž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_0 byla zamítnuta a platí alternativní hypotéza H_A , že jsou hodnoty $CTDI_{vol}$ rozdílné.

7.9.3 Srovnání hodnoty šumu v obraze

Dále byla porovnávána směrodatná odchylka (SD), která vyjadřuje hodnoty šumu v obraze.

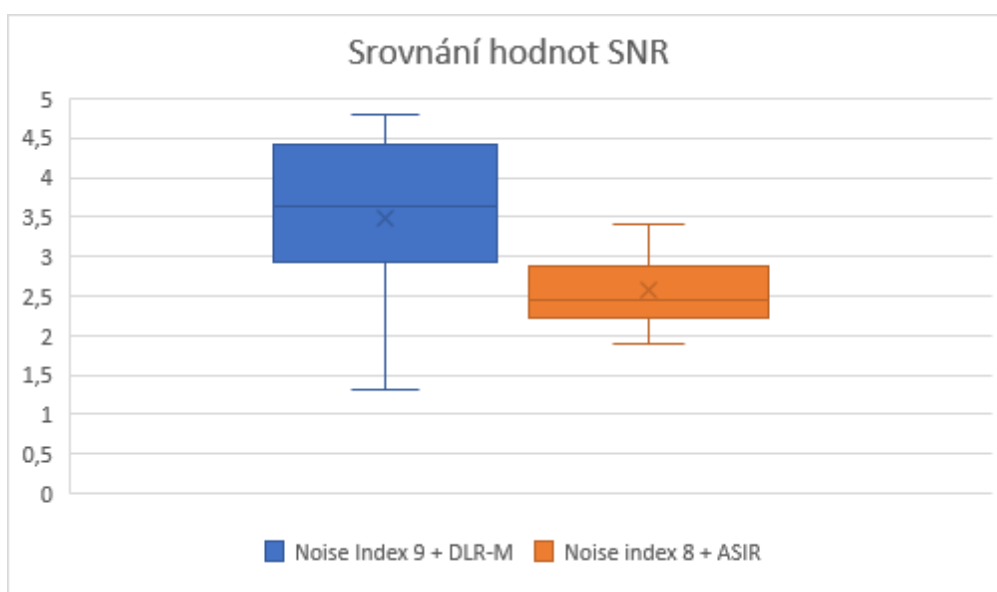


Obrázek 18 Graf pro srovnání hodnot směrodatné odchylky

Šum v obraze dosahoval v průměru hodnot 14,43 u pacientů vyšetřených pomocí nově vytvořeného protokolu, medián pak byl 14,05. Průměrná hodnota šumu u pacientů vyšetřených pomocí neoptimalizovaného protokolu dosahovala 19,9, medián byl 20,48. Pro zjištění statistické významnosti, byl proveden Mann-Whitneyův U Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,00013. Jde o statisticky velmi signifikantní rozdíl. Nulová hypotéza H_{03} byla zamítnuta. Platí alternativní hypotéza H_{A3} .

7.9.4 Srovnání hodnot SNR

Posledním zkoumaným parametrem je úroveň poměr signál-šum (SNR), který odráží kvalitu obrazu.



Obrázek 19 Graf pro srovnání hodnot SNR

V průměru byla hodnota poměru signál-šum u pacientů vyšetřených pomocí nově vytvořeného protokolu 3,48, medián byl 3,63. Průměrná hodnota SNR u pacientů vyšetřených pomocí neoptimalizovaného protokolu dosahovala 2,56, medián pak 2,46. Pro zjištění statistické významnosti, byl proveden Mann-Whitneyův U Test. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05. Hodnota p v tomto případě vyšla 0,006, tudíž se jedná o statisticky signifikantní rozdíl. Došlo k zamítnutí hypotézy H_{04} a potvrzení hypotézy H_{A4} .

8 Diskuse

Cílem diplomové práce bylo vytvořit nový optimalizovaný protokol pro obézní pacienty. Tento protokol se následně odzkoušel na vzorku pacientů a provedlo se porovnání s vyšetřovacím protokolem, který byl využíván doposud. Porovnávaly se hodnoty $CTDI_{vol}$ reprezentující dávku, hodnota směrodatné odchylky SD symbolizující množství šumu v dané ROI a jako poslední hodnota poměr signál-šum SNR. Následně byla data statisticky zpracována, díky čemuž bylo možné potvrdit, či vyvrátit platnost hypotéz.

První část práce je zaměřena na tvorbu nového vyšetřovacího protokolu pro obézní pacienty. Pro tvorbu nového vyšetřovacího protokolu byl využit celotělový fantom od firmy Kyoto Kagaku. Pro nasimulování obezity byly použity sáčky naplněné vodou. Kvůli odlišnému stupni pohlcování ionizujícího záření vodou oproti tuku, byl tímto způsobem nasimulován model opravdu velmi obézního pacienta, jaký se v klinickém prostředí nevyskytuje příliš často. U fantomu byly hodnoty $CTDI_{vol}$ okolo 40 mGy, u pacientů byla maximální hodnota $CTDI_{vol}$ pod 25 mGy. Z toho důvodu byl tento fantom lehce naddimenzovaný. Nicméně je problém takový fantom jednoduše věrohodně upravit tak, aby výsledky byly reprodukovatelné a nehrozilo velké nebezpečí poškození přístroje (př. kontaminaci).

Přístroj CT Revolution od firmy GE, který byl pro tvorbu protokolu využit disponoval možností využití techniky umělé inteligence – DLIR (deep learning image reconstruction).

Princip algoritmu DLIR je vysvětlen v článku McLeavy a kol. publikovaném v magazínu Clinical Radiology tak, že všechny algoritmy používají podobné tréninkové metody na principu, kdy se poskytují tréninkové sítí tisíce sad porovnaných obrázků, jeden s nízkou dávkou a nízkou kvalitou a druhý s vysokou dávkou a velmi vysokou kvalitou (vyšší, než by bylo dosažitelné v klinických podmínkách). Systém není implicitně naprogramován, místo toho se učí sám, jak odstranit šum z nekvalitních obrázků a převést je na obrázky vysoké kvality, podobně jako se lidský mozek učí nový úkol opakováním. Jakmile dosáhne maximálního výkonu, dojde programátory k nastavení inteligence k zabránění overfittingu, který má potenciál odstraňovat skutečný signál. (McLeavy, 2021)

Optimalizování dávky bylo prováděno postupným navyšováním hodnoty noise indexu (NI). Firma GE definuje noise index jako uživatelsky volitelnou proměnnou, která je součástí platformy GE CT a která umožňuje uživateli vybrat množství (kvantového) šumu, které bude přítomno v rekonstruovaném obraze. NI představuje požadovanou hladinu šumu ve středu snímku pro daný protokol, tudíž má velký vliv na automatickou modulaci proudu a z toho

plynoucí dávku záření. Aby se předešlo nadměrnému ozáření u obézních pacientů, je nastavena hodnota maximálního mA odpovídající maximálnímu přípustnému $CTDI_{vol}$. (GE Healthcare).

Japonský článek publikovaný v magazínu *European Journal of Radiology* odhalil, že radiační dávka aplikovaná na tělesnou hmotnost pacienta při využití automatické modulace proudu byla u obézních pacientů významně nižší, než u neobézních pacientů, to naznačuje, že i při použití této techniky může být obtížné dodat dostatečnou dávku záření u obézních pacientů. Díky tomu, že DLIR zachovává kvalitu snímků i při nižších dávkách záření, jednalo by se o vhodnou volbu k rekonstrukci obrazů při relativně nedostatečných dávkách záření. (Akagi, 2020)

Původní neoptimalizovaný protokol měl hodnotu NI 8, jako rekonstrukční algoritmus bylo využito Adaptivní statistické iterativní rekonstrukce ASiR-V, dobou rotace 0,5 s a skenovací napětí 120 kV, které se při optimalizaci neměnilo. Protokol byl modifikován prodloužením doby skenování na 1 s a postupným navyšováním hodnoty NI. Prodloužení doby skenování umožňuje nasbírat dostatečné množství fotonů a bylo nutné pro možnost navyšování NI. Navyšování hodnot NI bylo prováděno vždy po 0,5 stupni až k hodnotě 11.

DLIR bylo při testování vhodného vyšetřovacího protokolu aplikováno ve třech úrovních – low, medium, high, kdy docházelo k potlačování šumu v různých intenzitách. Úroveň high sice poskytovala snímky s nízkým množstvím šumu, avšak lehce odlišným vizuálem.

Nejlepší výsledky ve srovnání dávky i kvality obrazu vykazoval protokol NI 9,5 a DLIR high, který poskytuje poměrně kvalitní obraz s hodnotou CNR 3,092 a dávka klesala o víc jak 1/3 oproti původnímu neoptimalizovanému protokolu. Jistý potenciál nabízí i protokol NI 11 a DLIR high, který poskytuje také relativně kvalitní obraz, hodnota CNR dosahovala hodnoty 2,526, při opravdu nízké dávce – téměř 1/3 původní dávky neoptimalizovaného protokolu.

CNR se na počátku optimalizace zlepšovalo a šum snižoval, na úrovni přibližně NI 10 ovšem CNR i šum prudce poklesly a začaly stagnovat. Pravděpodobně to může být zapříčiněno tím, že při vyšších hodnotách noise indexu se začnou, obzvláště u takto obézního fantomu, projevovat artefakty způsobené nízkým proudem, s kterými si již rekonstrukční algoritmus nedokáže dobře poradit.

Při optimalizaci protokolu není skoková změna protokolu vhodná, pro lékaře je ideální, aby si změn v kvalitě obrazu nevšiml, ale zároveň došlo ke snížení dávky. Obecně tedy lepší nedělat příliš markantní změny a sledovat případné problémy. Také je vhodné navyšovat postupně úroveň DLIR, potenciálně by bylo zapotřebí období adaptace, aby se radiologové seznámili s různými intenzitami DLIR a s nimi spojenými vzhledy snímků, z toho důvodu

skokové navýšení DLIR při zdatně nižší dávce, které nabízí protokol NI 11, DLIR high by mohlo vést ke značně zhoršené diagnostické spolehlivosti. Avšak protokol nabízí slibný potenciál pro budoucí optimalizace.

Jako další doporučení pro budoucí optimalizace by mohlo být provedení nejenom kvantitativní hodnocení obrazového šumu, ale také kvalitativní vyhodnocení snímků radiology, pro správnou detekovatelnost případné patologie, aby nedocházelo k přílišnému potlačení šumu metodou DLIR na úkor správné detekovatelnosti léze.

Z důvodů postupné optimalizace byl pro testování na vzorku pacientů zvolen protokol NI 9 a DLIR medium, který nabízel stále o dost vyšší hodnoty CNR oproti neoptimalizovanému protokolu NI 8, ASiR-V při nižší dávce záření. Hodnota CNR narostla z původních 1,23 na 2,34, u dávky došlo k poklesu z původních 45,09 mGy na 31,64 mGy.

Obecně platí, že u velmi obézních pacientů mohou být přijatelné i vyšší hladiny šumu, jelikož tito pacienti mohou obvykle těžít z nahromadění viscerálního tuku, což přirozeně zlepšuje kontrast mezi orgány, a proto je vyžadována potenciálně menší dávka pro rozlišení kontrastu. Tuk je taktéž méně radiosenzitivní než ostatní tkáň, tudíž pokud je dávka u obézního pacienta např. 3,5× větší oproti neobéznímu pacientovi, pravděpodobnost stochastických účinků 3,5× vyšší není.

V druhé části práce se provedlo testování zvoleného protokolu na vzorku 12 pacientů a následné porovnání se vzorkem 13 pacientů vyšetřených pomocí neoptimalizovaného protokolu. Výsledky byly statisticky zpracovány za použití Mann-Whitneyova U Testu. Testování probíhalo na hladině významnosti 0,05.

Byly stanoveny výzkumné hypotézy, 4 nulové a 4 alternativní, zmíněné v úvodu praktické části. První hypotéza se zabývá homogenitou vzorku pacientů z hlediska BMI. Medián vzorku pacientů vyšetřených za použití nového vyšetřovacího protokolu je 31,18, medián vzorku pacientů vyšetřených stávajícím neoptimalizovaným protokolem vyšel 33,18. Nebyl shledán statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0,369$), a tudíž můžeme vzorky pacientů považovat za homogenní. Druhá hypotéza se zabývala rozdíly v dávce záření. Medián vzorku pacientů vyšetřených za použití optimalizovaného vyšetřovacího protokolu je 18,74, medián vzorku pacientů vyšetřených stávajícím neoptimalizovaným protokolem vyšel 22,62. Mann-Whitneyovým U Testem byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl $p = 0,047$. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Protokoly vykazují statisticky signifikantní rozdíl v dávce záření“. Třetí hypotéza porovnává množství obrazového šumu. Medián vzorku pacientů vyšetřených za použití nového vyšetřovacího protokolu je 14,05, medián vzorku pacientů vyšetřených stávajícím neoptimalizovaným protokolem vyšel 20,48. Statistickým testováním

se došlo k záběru, že se jedná o vysoce signifikantní rozdíl, kdy $p = 0,00013$. Tímto byla potvrzena alternativní hypotéza, předpokládající, že „protokoly vykazují statisticky signifikantní rozdíl v obrazovém šumu.“ Na závěr čtvrtá hypotéza porovnávací poměr signál-šum, kdy medián vzorku pacientů vyšetřených za použití optimalizovaného vyšetřovacího protokolu je 3,63, medián vzorku pacientů vyšetřených stávajícím neoptimalizovaným protokolem vyšel 2,46. Mann-Whitneyovým U Testem byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl $p = 0,006$. Tím byla potvrzena alternativní hypotéza „Protokoly vykazují statisticky signifikantní rozdíl v SNR“.

Na základě výsledků lze tedy říct, že změnou protokolu došlo ke snížení dávky, snížení šumu a zvýšení poměru signálu k šumu. Dostáváme tedy lepší kvalitu obrazu u obézních pacientů při vyšetření břicha. Snížení dávky i zlepšení kvality obrazu tedy znamená, že je možné protokol ještě optimalizovat. Razantní změny ovšem nejsou vhodné, jak je zmíněno již výše.

Při porovnávání výsledků byly nalezeny studie hodnotící taktéž přínos metod umělé inteligence v porovnání s adaptivní statistickou iterativní rekonstrukcí (ASiR-V).

Fair a kol. ve studii publikované v roce 2022 v magazínu Journal of Computer Assisted Tomography se zabývají hodnocením CT vyšetření s využitím rekonstrukčního algoritmu na principu umělé inteligence u 48 pacientů s průměrným BMI 39,5. Byla hodnocena vaskulární a vícefázová onkologická stagingová dvouenergetická CT vyšetření. Pro porovnání byli aplikovány dva algoritmy pro rekonstrukci CT obrazu s duální energií: ASiR-V a rekonstrukce obrazu TrueFidelity DL na 2 úrovních (střední a vysoká). Bylo provedeno kvalitativní hodnocení 4 radiology a kvantitativní porovnání poměru signálu k šumu (SNR) a poměru kontrastu k šumu (CNR). DL-Med i DL-High prokázaly statisticky významně vyšší Likertovo skóre ve srovnání s ASiR-V napříč všemi subjektivními hodnocení kvality obrazu. SNR pro aortu a játra bylo významně vyšší pro DL-High oproti ASiR-V na hladině významnosti ($p < 0,001$). Poměr CNR pro aortu a SNR pro aortu a játra byly významně vyšší u DL-Med oproti ASiR-V na hladině významnosti ($p < 0,05$). (Fair, 2022)

Další dohledaná studie Akio Tamury a kol. z roku 2021, publikovaná v The British Journal of Radiology, prováděla srovnání nízkodávkového CT jater u 90 pacientů s průměrným BMI 25,5. Snímky byly rekonstruovány pomocí DLR, iterativní rekonstrukcí založené na datových modelech (MBIR) a filtrovanou zpětnou projekcí (FBP). Byl vypočítán průměrný obrazový šum a poměr kontrastu k šumu (CNR) a subjektivně byl hodnocen šum, artefakty, ostrost a celková kvalita obrazu. Průměrný šum v abdominální aortě a jaterním parenchymu u DLR byl nižší než u FBP a MBIR ($p < 0,001$), CNR bylo naopak vyšší. Snímky DLR byly hodnoceny

jako lepší než snímky MBIR, pokud jde o šum ($p < 0,001$) a celkovou kvalitu ($p = 0,03$). DLIR byla taktéž jedinou metodou, u které nebyl obrazový šum vyšší u obézních pacientů než u pacientů s normálním BMI. (Tamura, 2021)

Obě tyto studie potvrzují statisticky signifikantní rozdíl v množství obrazového šumu i v hodnotách SNR a CNR. Metoda umělé inteligence má v diagnostice obézních pacientů své místo.

Třetí dohledaná studie hodnotí taktéž využití algoritmu umělé inteligence při CT, s rozdílem, že není orientována přímo na obézní pacienty, ovšem může poskytnout zhodnocení aplikovatelnosti této metody i na standardní populaci.

Ju Gang Nam a kol. v článku z roku 2021 prezentovaném v časopise *European Radiology* se zabývají hodnocením vlivu algoritmu umělé inteligence (DLIR-CHT) na kvalitu obrazu CT hrudníku se zaměřením na horní část břicha. Do studie bylo zařazeno 100 pacientů. Byly shromážděny tři soubory snímků: CT hrudníku rekonstruované s adaptivní statistickou iterativní rekonstrukcí (ASiR-CHT z 50 %), CT hrudníku s algoritmem hlubokého učení (DLIR-CHT) a CT břicha s ASiR (ASiR-ABD z 40 %). Kvantitativní měření zahrnovalo taktéž porovnání SNR, CNR i obrazového šumu. Kvalitativní hodnocení bylo provedeno subjektivním zhodnocením třemi radiology, kteří nezávisle na sobě hodnotili šum, prostorové rozlišení, artefakty i celkovou kvalitu obrazu. Ve výsledku nejlepší hodnoty SNR i CNR vykazoval algoritmus DLIR. V subjektivní analýze však ASiR-ABD vykázal méně subjektivního šumu než DLIR, ovšem DLIR nabízel lepší prostorové rozlišení. ASiR-ABD vykazovala lepší celkovou kvalitu obrazu, ale dva ze tří čtenářů častěji preferovali DLIR. V závěru je nutné zmínit, že DLIR CT hrudníku vykazovalo srovnatelnou kvalitu obrazu v horní části břicha při více jak 50 % úspoře dávky oproti specializovanému CT břicha a bylo preferováno většinou radiologů. (Nam, 2021). Tato studie naznačuje, že algoritmus DLIR může být vhodnou alternativou i v diagnostice neobézních pacientů.

8.1 Limity

Výzkumná část této diplomové práce zahrnuje několik limitujících faktorů, které mohly ovlivnit výsledky výzkumu. Při tvorbě vyšetřovacího protokolu pro obézní pacienty bylo prvním problémem, jakým způsobem nasimulovat obézního pacienta. Využití vody pro simulaci obezity není nejvhodnější volbou, vhodnější by bylo použít např. vepřové sádlo, které by poskytovalo věrohodnější výsledky. Během snímkování fantomu s využitím vody docházelo k menšímu úniku vody z jednoho sáčku, což mohlo zapříčinit mírné zkreslení výsledků.

Další limitací fantomové měření byla přítomnost artefaktu vzniklého vlivem tvrdnutí svazku projevující se vznikem vodorovných čar uprostřed některých snímků. Tvrdnutí svazku je jev, při kterém dochází k selektivnímu útlumu fotonů s nižší energií.

Pro druhou část práce, testování nově vytvořeného protokolu na pacientech a následné porovnání s pacienty vyšetřovanými pomocí neoptimalizovaného vyšetřovacího protokolu, byla volena jako faktor pro zařazení pacientů do výzkumu veličina BMI. Ačkoli je BMI považováno za běžně používaný diagnostický nástroj k charakterizaci obézní populace, tak poskytuje nepřímé měření tělesného tuku a není schopno rozlišit mezi netukovou a tukovou hmotou, nebo charakterizovat rozložení tělesného tuku.

Důležitou limitací je také poměrně malý vzorek pacientů, což bylo zapříčiněno malým množstvím vhodných pacientů s danou indikací. Raw data z vyšetření se neukládají dlouhou dobu, tudíž nebylo možné některé snímky retrospektivně zrekonstruovat. Určitě by do budoucna bylo vhodné provést porovnání na větším vzorku pacientů.

Jako další limitace práce by bylo možné zahrnout nemožnost zvolit stejné místo v oblasti jaterního parenchymu pro umístění ROI a také totožnou velikost ROI. Tyto skutečnosti mohli vést k mírným odchylkám v parametrech hodnotících kvalitu obrazu.

Další limitací této práce je volba veličiny $CTDI_{vol}$ zastupující radiační dávku. Tato veličina představuje množství ionizujícího záření na výstupu z rentgenky. Kvantifikuje dávku, kterou by byl pacient ozářen, kdyby měl referenční velikost. $CTDI_{vol}$ neudává, jakou dávku obdrží pacient, který referenční velikost nemá. Skutečným dávkám, které pacient obdrží lépe odpovídá hodnota SSDE (Size-Specific Dose), která vychází z $CTDI_{vol}$ a bere v potaz efektivní průměr pacienta.

K získání ucelenějších informací o kvalitě obrazu by bylo vhodné doplnit kvantitativní výzkum o zhodnocení kvalitativní, kdy se snímky předloží zkušeným radiologům, kteří subjektivně hodnotí kvalitu obrazu např. dle Likertovy škály.

9 Závěr

Tato diplomová práce se zabývá optimalizací CT protokolu pro obézní pacienty, jeho následnou aplikací na vzorek pacientů a porovnáním se vzorkem pacientů vyšetřených pomocí stávajícího neoptimalizovaného vyšetřovacího protokolu.

V teoretické části jsou rozebrány obecné principy výpočetní tomografie, následuje kapitola parametry vyšetřovacího protokolu, skenovací a obrazové. Další kapitola je zaměřena na kvalitu obrazu, následována kapitolou o radiační ochraně. Závěr je věnován obézním pacientům, obzvláště pak specifikům v jejich vyšetřování. Zmíněny jsou i různé strategie a přístupy k jejich vyšetřování.

Výzkumná část práce se zabývá tvorbou nového CT protokolu pro vyšetření břicha u obézních pacientů. Optimalizace probíhala za využití antropomorfního fantomu a měla za cíl zlepšit kvalitu obrazu při nižší dávce záření. K hodnocení radiační zátěže byla použita veličina $CTDI_{vol}$ udávající výstupní dávku CT přístroje. Šum byl hodnocen na základě hodnoty směrodatné odchylky a kvalitu obrazu představoval poměr kontrastu-šumu. Optimalizace byla prováděna navyšováním hodnoty noise indexu za využití rekonstrukčního algoritmu DLIR. Pro aplikaci na vzorek pacientů byl zvolen protokol NI 9 a DLIR medium, který je takovým kompromisem ve snaze vyhnout se radikální změně obrazu.

Nově vytvořený protokol byl aplikován na soubor 12 pacientů a porovnán se souborem 13 pacientů vyšetřených za pomoci stávajícího neoptimalizovaného protokolu. Oba soubory zahrnovaly pacienty s BMI vyšším než 26. K hodnocení radiační zátěže byla využita opět veličina $CTDI_{vol}$, kvalitu obrazu představoval poměr signálu k šumu a samotný šum opět symbolizovala hodnota směrodatné odchylky. Bylo provedeno statistické vyhodnocení na základě Mann-Whitneyova U Testu na hladině statistické významnosti 0,05. Statisticky bylo vyhodnoceno, že se jedná o homogenní soubory, jelikož mezi hodnotami BMI nebyly statisticky signifikantní rozdíly, nedošlo tudíž k vyvrácení hypotézy H_{01} . Následně bylo provedeno srovnání hodnot $CTDI_{vol}$, směrodatné odchylky a hodnoty SNR. U všech těchto veličin byl shledán statisticky signifikantní rozdíl, tudíž došlo k potvrzení alternativních hypotéz H_{A2} , H_{A3} , H_{A4} . Na základě výsledků je tedy zajištěna lepší kvalita obrazu při nižší dávce záření.

Cíl práce byl splněn a došlo k potvrzení či vyvrácení všech hypotéz. Získané výsledky této diplomové práce je možné využít k dalším optimalizačním protokolům pro obézní pacienty.

Reference

1. AKAGI, Motonori, Yuko NAKAMURA, Toru HIGAKI, Keigo NARITA, Yukiko HONDA a Kazuo AWAI, 2020. Deep learning reconstruction of equilibrium phase CT images in obese patients. *European Journal of Radiology* [online]. **133** [cit. 2023-05-06]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2020.109349
2. BALOGOVÁ, Zdenka a Lucie SÚKUPOVÁ, 2022. OPTIMISATION OF ABDOMINAL CT EXAM PROTOCOLS IN OBESE PATIENTS. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **198**(9-11), 560-565 [cit. 2023-01-18]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncac099
3. BARRETO, Izabella, Rebecca LAMOUREUX, Catherine OLGUIN, Nathan QUAILS, Nathalie CORREA, Lynn RILL a Manuel ARREOLA, 2019. Impact of patient centering in CT on organ dose and the effect of using a positioning compensation system: Evidence from OSLD measurements in postmortem subjects. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* [online]. **20**(6), 141-151 [cit. 2023-02-15]. ISSN 1526-9914. Dostupné z: doi:10.1002/acm2.12594
4. BUSHBERG, Jerrold T., J. Anthony SEIBERT, Edwin M. LEIDHOLDT a John M. BOONE, 2011. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer. ISBN 978-0-7817-8057-5.
5. CABALLERO, Benjamin, 2019. Humans against Obesity: Who Will Win?. *Advances in Nutrition* [online]. **10**(1), 4-9 [cit. 2022-12-25]. ISSN 2156-5376. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/advances/nmy055>
6. CARUCCI, Laura R., 2013. Imaging obese patients: problems and solutions. *Abdominal Imaging* [online]. **38**(4), 630-646 [cit. 2023-01-11]. ISSN 0942-8925. Dostupné z: doi:10.1007/s00261-012-9959-2
7. FAIR, Eric, Mark PROFIO, Naveen KULKARNI et al., 2022. Image Quality Evaluation in Dual-Energy CT of the Chest, Abdomen, and Pelvis in Obese Patients With Deep Learning Image Reconstruction. *Journal of Computer Assisted Tomography* [online]. **46**(4), 604-611 [cit. 2023-05-08]. ISSN 1532-3145. Dostupné z: doi:10.1097/RCT.0000000000001316
8. FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, 2002. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2172-6.
9. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, 2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-608-3.
10. FORBRIG, Robert, Michael INGRISCH, Robert STAHL, Katharina Stella WINTER, Maximilian REISER a Christoph G. TRUMM, 2019. Radiation dose and image quality of high-pitch emergency abdominal CT in obese patients using third-generation dual-source CT (DSCT). *Scientific Reports* [online]. **9**(1) [cit. 2023-01-09]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-019-52454-5

11. FREITINGER SKALICKÁ, Zuzana, Jiří HALAŠKA a Renata HAVRÁNKOVÁ. *Veličiny používané v radiační ochraně* [online]. In: . [cit. 2022-10-25]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html>
12. FURSEVICH, Dzmitry M., Gary M. LIMARZI, Matthew C. O'DELL, Manuel A. HERNANDEZ a William F. SENSÁKOVIC, 2016. Bariatric CT Imaging: Challenges and Solutions. *RadioGraphics* [online]. **36**(4), 1076-1086 [cit. 2023-01-05]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.2016150198
13. GARIANI, Joanna, Steve P MARTIN, Diomidis BOTSÍKAS, Christoph D BECKER a Xavier MONTET, 2018. Evaluating the effect of increased pitch, iterative reconstruction and dual source CT on dose reduction and image quality. *The British Journal of Radiology* [online]. **91**(1088) [cit. 2023-01-10]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20170443
14. GBD 2015 OBESITY COLLABORATORS, 2017. Health Effects of Overweight and Obesity in 195 Countries over 25 Years. *New England Journal of Medicine* [online]. **377**(1), 13-27 [cit. 2022-12-25]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJMoa1614362
15. GE HEALTHCARE. A Guide to CT Radiation Dose Management. In: *GE HealthCare* [online]. [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://www.gehealthcare.com/ct>
16. HAINER, Vojtěch, 2021. *Základy klinické obezitologie*. 3., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-1302-6.
17. HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. 1. vydání. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.
18. HSIEH, Jiang, 2009. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. 2nd ed. Bellingham: WA: SPIE Optical Engineering Press. ISBN 0819444251.
19. HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2350-0.
20. JOHNSON, Thorsten R. C., 2011. *Dual energy CT in clinical practice*. Heidelberg: Springer. Medical radiology. ISBN ISBN978-3-642-01739-1.
21. KANAL, Kalpana M., Brent K. STEWART, Orpheus KOLOKYTHAS a William P. SHUMAN, 2007. Impact of Operator-Selected Image Noise Index and Reconstruction Slice Thickness on Patient Radiation Dose in 64-MDCT. *American Journal of Roentgenology* [online]. **189**(1), 219-225 [cit. 2023-03-18]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.06.1524
22. KARLA, Mannudeep K., Sanjay SAINI a Geoffrey D. RUBIN, 2008. *MDCT: From Protocols to Practice*. 2nd ed. Milan, Italy: Springer. ISBN 978-88-470-0831-1.

23. KORČÁKOVÁ, Eva, Jana ŠTĚPÁNKOVÁ, Jan PERNICKÝ, Petr BALTA, David SUCHÝ, Vlastimil NOVOTNÝ, Kristýna BAJCUROVÁ a Hynek MÍRKA, 2021. Cínová filtrace – jak ovlivní radiační zátěž nízkodávkové výpočetní tomografie sakroiliakálních kloubů?. *Česká radiologie* [online]. **75**(1), 77-83 [cit. 2023-01-22]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2101_77_83.pdf
24. LEE, Ji Eun, Seo-Youn CHOI, Jeong Ah HWANG, Sanghyeok LIM, Min Hee LEE, Boem Ha YI a Jang Gyu CHA, 2021. The potential for reduced radiation dose from deep learning-based CT image reconstruction. *Medicine* [online]. **100**(19) [cit. 2023-03-13]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000025814
25. LI, Jianwen, Zhifeng MAI, Zhihong ZHANG, Jiamang CUI, Mingjie YANG, Xia MA a Yan WANG, 2020. Chest CT screening in patients with overweight or obesity using spectral shaping at 150 kVp: compared with 120 kVp protocol and spectral shaping at 100 kVp protocol. *Japanese Journal of Radiology* [online]. **38**(5), 451-457 [cit. 2023-01-17]. ISSN 1867-1071. Dostupné z: doi:10.1007/s11604-020-00925-5
26. LIM, Hyun Kyung, Hong Il HA, Hye Jeon HWANG, Kwanseop LEE a Yuchen QIU, 2019. High-pitch, 120 kVp/30 mAs, low-dose dual-source chest CT with iterative reconstruction: Prospective evaluation of radiation dose reduction and image quality compared with those of standard-pitch low-dose chest CT in healthy adult volunteers. *PLOS ONE* [online]. **14**(1) [cit. 2023-01-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0211097
27. MAYO-SMITH, William W., Amy K. HARA, Mahadevappa MAHESH, Dushyant V. SAHANI a William PAVLICEK, 2014. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* [online]. **273**(3), 657-672 [cit. 2022-12-03]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.14132328
28. MCLEAVY, C.M., M.H. CHUNARA, R.J. GRAVELL, A. RAUF, A. CUSHNIE, C. STALEY TALBOT a R.M. HAWKINS, 2021. The future of CT: deep learning reconstruction. *Clinical Radiology* [online]. **76**(6), 407-415 [cit. 2023-05-06]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2021.01.010
29. MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA, 2015. *Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření*. První vydání. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-185-8.
30. NAM, Ju Gang, Jung Hee HONG, Da Som KIM, Jiseon OH a Jin Mo GOO, 2021. Deep learning reconstruction for contrast-enhanced CT of the upper abdomen: similar image quality with lower radiation dose in direct comparison with iterative reconstruction. *European Radiology* [online]. **31**(8), 5533-5543 [cit. 2023-05-08]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-021-07712-4
31. PETEROVÁ, Věra, 2010. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicín pro praxi* [online]. **7**(2), 90-94 [cit. 2022-10-29]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf>

32. PETERSILKA, Martin, Herbert BRUDER, Bernhard KRAUSS, Karl STIERSTORFER a Thomas G. FLOHR, 2008. Technical principles of dual source CT. *European Journal of Radiology* [online]. **68**(3), 362-368 [cit. 2023-01-17]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2008.08.013
33. POIRIER, Paul, Thomas D. GILES, George A. BRAY, Yuling HONG, Judith S. STERN, F. Xavier PI-SUNYER a Robert H. ECKEL, 2006. Obesity and Cardiovascular Disease: Pathophysiology, Evaluation, and Effect of Weight Loss. *Circulation* [online]. **113**(6), 898-918 [cit. 2023-01-04]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.106.171016
34. PRIMAK, Andrew N., Juan Carlos Ramirez GIRALDO, Christian D. EUSEMANN, Bernhard SCHMIDT, Birgit KANTOR, Joel G. FLETCHER a Cynthia H. MCCOLLOUGH, 2010. Dual-Source Dual-Energy CT With Additional Tin Filtration: Dose and Image Quality Evaluation in Phantoms and In Vivo. *American Journal of Roentgenology* [online]. **195**(5), 1164-1174 [cit. 2023-01-17]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.09.3956
35. QURASHI, Abdulaziz A, Louise A RAINFORD, Khalid M ALSHAMRANI a Shane J FOLEY, 2019. THE IMPACT OF OBESITY ON ABDOMINAL CT RADIATION DOSE AND IMAGE QUALITY. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **185**(1), 17-26 [cit. 2023-01-17]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncy212
36. RAMAN, Siva P., Mahadevappa MAHESH, Robert V. BLASKO a Elliot K. FISHMAN, 2013. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [online]. **10**(11), 840-846 [cit. 2022-11-15]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.05.032
37. ROMANS, Lois E., 2011. *Computed tomography for technologists : a comprehensive text*. Philadelphia, Pennsylvania, United States: Wollters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. ISBN ISBN 978-0-7817-7751-3.
38. SABOL, Jozef, Leoš NAVRÁTIL a Jana HUDZIETZOVÁ, 2011. *Současný systém veličin a jednotek v radiační ochraně* [online]. In: . [cit. 2022-10-25]. Dostupné z: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/130/43130864.pdf
39. SAFAEI, Mahmood, Elankovan A. SUNDARARAJAN, Maha DRISS, Wadii BOULILA a Azrulhizam SHAPII, 2021. A systematic literature review on obesity: Understanding the causes & consequences of obesity and reviewing various machine learning approaches used to predict obesity. *Comput Biol Med* [online]. **136**(104754) [cit. 2022-12-31]. ISSN 0010-4825. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2021.104754>
40. SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.

41. SERAVALLE, Gino a Guido GRASSI, 2017. Obesity and hypertension. *Pharmacological Research* [online]. **122**(2017), 1-7 [cit. 2023-01-04]. ISSN 1043-6618. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.phrs.2017.05.013>
42. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2015. Co představuje parametr CTDIVOL uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům?. *Česká radiologie* [online]. **69**(3), 194-200 [cit. 2022-12-20]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf
43. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
44. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. Kvalita obrazu – kontrast. In: *Lucie Sůkupová* [online]. [cit. 2022-12-04]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-kontrast/>
45. SVÍTILOVÁ, Jana, 2022. Historie: CT – počítačová tomografie. In: *FN Motol* [online]. [cit. 2022-11-13]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/blog/historie-ct-pocitacova-tomografie/>
46. TAMURA, Akio, Eisuke MUKAIDA, Yoshitaka OTA, Masayoshi KAMATA, Shun ABE a Kunihiro YOSHIOKA, 2021. Superior objective and subjective image quality of deep learning reconstruction for low-dose abdominal CT imaging in comparison with model-based iterative reconstruction and filtered back projection. *The British Journal of Radiology* [online]. **94**(1123) [cit. 2023-05-08]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: [doi:10.1259/bjr.20201357](https://doi.org/10.1259/bjr.20201357)
47. TOMPE, Aparna a Kiran SARGAR, 2022. *X-Ray Image Quality Assurance* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing [cit. 2022-12-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564362/>
48. UPPOT, Raul N., 2007. Impact of Obesity on Radiology. *Radiologic Clinics of North America* [online]. **45**(2), 231-246 [cit. 2023-01-06]. ISSN 00338389. Dostupné z: [doi:10.1016/j.rcl.2007.03.001](https://doi.org/10.1016/j.rcl.2007.03.001)
49. *Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR: Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení* [online]. [cit. 2022-11-13]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/index.php?pg=vystupy--statistika-zdravotnich-sluzeb--pristrojove-vybaveni>
50. VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.
51. *Vyhláška č. 422/2016 Sb.: Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje*, 2016. In: . Dostupné také z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>

52. WHO CONSULTATION ON OBESITY, 2000. *OBESITY: PREVENTING AND MANAGING THE GLOBAL EPIDEMIC*. Geneva: World Health Organization technical report series. ISBN 9241208945.
53. ŽIŽKA, Jan, 2011. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?. *Česká radiologie* [online]. **65**(3), 169–176 [cit. 2022-12-18]. ISSN 1210-7883. Dostupné z:
http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf

Seznam zkratek

°	stupeň
~	přibližně (odhad)
2D	dvojměrný
3D	trojměrný
AJ	Anglický jazyk
AJR	American journal of roentgenology
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ASIR	Adaptivní statistická iterativní rekonstrukce
ATCM	Automatická modulace proudu
BMI	Body Mass Index
cm	centimetr
CNR	Contrast-to-noise ratio
CO ₂	oxid uhličitý
CT	Výpočetní tomografie
CTDI _{VOL}	Objemový kermový index výpočetní tomografie
ČJ	Český jazyk
ČR	Česká republika
D	Absorbovaná dávka
DLIR	Deep learning image reconstruction
DLP	Dose-length product
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DRÚ	Diagnostická referenční úroveň
DSCT	Dual-source
E	efektivní dávka
EKG	Elektrokardiografie

FBP	Filtrovaná zpětná projekce
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
FOV	Field of view
GE	General Electric
Gy	Gray
H ₀	nulová hypotéza
H _T	Ekvivalentní dávka
HU	Hounsfieldovy jednotky
IR	Iterativní rekonstrukce
J.kg ⁻¹	Joule na kilogram
K	Kerma
keV	kilo elektron volt
kV	kilo volty
kVp	maximální hodnota napětí
mA	mili ampéry
mAs	mili ampéry za sekundu
MDCT	Multidetektorové CT
MeV	mega elektron volt
mGy	mili Gray
mm	milimetr
MTF	Modulační přenosová funkce
NI	noise index
$P < 0,05$	hladina významnosti
PACS	Picture archiving and communication system
PMMA	polymetylmetakrylát
ROI	Region of interest
RTG	rentgenové

SJÚB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SNR	signal-to-noise ratio
Sv	Sievert
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky
WHO	Světová zdravotnická organizace
w _R	radiační váhový faktor

Seznam obrázků

Obrázek 1 Graf vývoje počtu CT přístrojů v ČR.....	11
Obrázek 2 Graf vývoje počtu provedených CT výkonů v tisících	11
Obrázek 3: Velikost pacienta reprezentovaná rentgenovým snímkem lokalizátoru v důsledku zvětšení, když je pacient (a) vycentrován v gantry, (b) posunut dopředu od středu a (c) posunut dozadu od středu.....	18
Obrázek 4: Ukázka párů čar	26
Obrázek 5 Výskyt BMI kategorií u dospělých v ČR mezi lety 1975 a 2016	31
Obrázek 6 Útlum RTG paprsku a následný šum	36
Obrázek 7 Artefakt zkrácení vytváří jasný okraj (šipky), kde měkké tkáně pacienta přesahují zorné pole	36
Obrázek 8 Celotělový fantom.....	41
Obrázek 10 ROI jaterní parenchym	43
Obrázek 9 ROI dolní dutá žíla	43
Obrázek 11 Graf vývoje dávky $CTDI_{vol}$ s nárůstem hodnot NI.....	44
Obrázek 12 Graf vývoje množství šumu v obraze v závislosti na vzrůstajícím NI	44
Obrázek 13 Graf vývoje CNR v závislosti na vzrůstajícím NI	45
Obrázek 14 Graf závislosti CNR, šumu a dávky	46
Obrázek 15 ROI oblast jater	47
Obrázek 16 Graf rozložení BMI	49
Obrázek 17 Graf pro srovnání hodnot $CTDI_{vol}$	50
Obrázek 18 Graf pro srovnání hodnot směrodatné odchylky	50
Obrázek 19 Graf pro srovnání hodnot SNR.....	51

Seznam tabulek

Tabulka 1 Hodnoty BMI.....	32
Tabulka 2 Relativní riziko vzniku některých nádorových onemocnění v závislosti na stoupajícím BMI.....	33

Seznam příloh

Příloha 1 Souhlasné stanovisko etické komise FZV UP.....	69
Příloha 2 Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat.....	70

Přílohy

Příloha 1 Souhlasné stanovisko etické komise FZV UP



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci

UPOL - 156653/FZV-2022]

Vážená paní
Bc. Julie Dundáčková

2022-07-29

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „CT vyšetření u obézních pacientů“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Julie Dundáčková

Datum narození: 5.5.1998 Telefon: +420721010552 E-mail: julie.dundackova01@upol.cz

Kontaktní adresa: Na Paláci 334, 37701 Jindřichův Hradec

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

Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Forma studia: prezenční kombinovaná distanční

Téma závěrečné práce:

CT vyšetření u obézních pacientů

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

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

NE

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: _____

NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: _____

Účel žádosti:

sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce

sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce

sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uveďte): _____

Požadavek na (zaškrtněte):

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

Dotazníková akce pro pacienty FNOL pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: _____

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: _____ do: _____

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

Nahlížení do zdravotnické dokumentace

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

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

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: _____

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: _____

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

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

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

jiné (specifikujte): anonymizovaná obrazová data

Za které období budou data zjišťována: 01/2020 - 10/2022

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

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Porovnávat dávku a kvalitu obrazu u pacientů vyšetřených pomocí nového a stávajícího vyšetřovacího protokolu.

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

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

Poučení:

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

Žadatel (datum podpis):

12.7.2022

Dudolák

Schválil (datum podpis):

18.7.2022

Mgr. Jiřina Čamráková, MSc
vedoucí Odboru kvality
Fakultní nemocnice Olomouc

Poznámky: Pro vysvětlení případných nejasností přikládám kontakt na mého vedoucího diplomové práce Ing. Davida Kozáka, tel: 588 442 611, 2938, e-mail: david.kozak@fnol.cz