

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav radiologických metod

Bc. Markéta Miklíková

**Srovnání radiční zátěže při CT vyšetření v oblasti břicha**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Radim Kovář

Olomouc 2023

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

Olomouc 18.května 2023

Miklíková Markéta

### **Poděkování:**

Děkuji MUDr. Radimu Kovářovi za odborné vedení a cenné rady při zpracování diplomové práce.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Téma práce:** Srovnání radiační zátěže při CT vyšetření v oblasti břicha

**Název práce:** Srovnání radiační zátěže při CT vyšetření v oblasti břicha

**Název práce v AJ:** Comparison of radiation exposure during CT examination in the area of the abdomen

**Datum zadání:** 2022-01-28

**Datum odevzdání:** 2023-05-18

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

**Autor práce:** Bc. Markéta Miklíková

**Vedoucí práce:** MUDr. Radim Kovář

**Oponent práce:** doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA

### **Abstrakt ČJ:**

Hlavním cílem této práce bylo zhodnotit a porovnat radiační zátěž při CT vyšetření v oblasti břicha na dvou různých přístrojích na Radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc a následně je mezi sebou porovnat. Radiační zátěž byla reprezentována objemovým dávkovým indexem  $CTDI_{vol}$ . V druhé části pak byla zkoumána obrazová kvalita parenchymových fází vyšetření. Hodnocení bylo provedeno 4 lékaři. Do výzkumného vzorku bylo zahrnuto 45 pacientů (31 mužů a 14 žen), kteří podstoupili CT vyšetření břicha na dvou CT skenerech. Statistickým zpracováním se dospělo k výsledku, že GE Revolution Apex má významně vyšší dávkový výstup než GE Light Speed VCT, který byl Apexem nahrazen. Vyšší radiační zátěž u GE Revolution Apex je však

vyvážena lepší obrazovou kvalitou, která byla zjištěna při kvalitativním hodnocení obrazů vyšetření.

### **Abstrakt AJ:**

The main tasks of this thesis was evaluate and compare the radiation exposure during a CT examination of the abdomen on two different devices at the Radiology Clinic of the Olomouc University Hospital and compare them with each other. Radiation exposure was represented by the volume computed tomography dose index (CTDIvol). The image quality of the parenchymal phases of the examination was examined in second part. The image analyse was performed by 4 doctors. The research sample included 45 patients (31 men and 14 women) who underwent a CT examination of the abdomen on both CT scanners. The result of statistical analyse demonstrated the GE Revolution Apex has a significantly higher dose index output than the GE Light Speed VCT, than the old device that was replaced by the Apex. However, the higher radiation exposure of the GE Revolution Apex is balanced by the better image quality detected in the qualitative analyse of examination images.

### **Klíčová slova ČJ:**

Výpočetní tomografie, radiační dávka, redukce dávky, iterativní rekonstrukce, filtrovaná zpětná projekce, automatická modulace proudu, kvalita obrazu.

### **Klíčová slova AJ:**

Computed tomography, radiation dose, dose reduction, iterative reconstruction, filtered back projection, automatic tube current modulation, image quality

**Rozsah:** 70 stran včetně příloh

# Obsah

ÚVOD.....	9
TEORETICKÁ ČÁST.....	11
1 RADIAČNÍ OCHRANA PŘI LÉKAŘSKÉM OZÁŘENÍ.....	11
1.1 Metody radiační ochrany před ionizujícím zářením.....	12
1.2 Základní veličiny používané v radiační ochraně .....	13
1.3 Dozimetrie CT radiační zátěže .....	14
1.4 Diagnostické referenční úrovně (DRÚ) .....	15
1.5 Radiologické standardy .....	16
1.6 Biologické účinky ionizujícího záření .....	17
2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE .....	19
2.1 Technická řešení CT přístroje.....	19
2.2 Princip tvorby CT obrazu .....	21
2.2.1 Filtrovaná zpětná projekce.....	22
2.2.2 Iterativní rekonstrukce .....	22
2.3 Základní akviziční parametry vyšetřovacích protokolů.....	24
2.3.1 Proud.....	24
2.3.2 Napětí .....	24
2.3.3 Doba rotace .....	25
2.3.4 Pitch faktor.....	25
2.3.5 Tloušťka rekonstruovaného řezu .....	25
2.4 Parametry obrazové kvality .....	26
2.5 Metody umožňující redukci dávky při CT vyšetření.....	27
2.5.1 Indikace k CT vyšetření .....	28
2.5.2 Expozice .....	28
2.5.3 Rekonstrukční algoritmy .....	29
2.5.4 Centrace pacienta.....	30

2.5.5	Rozsah skenování .....	31
2.5.6	Pitch faktor .....	31
2.5.7	Konfigurace detektorů .....	31
2.5.8	Filtrace .....	32
2.5.9	Virtuální nativní vyšetření .....	32
3	VYŠETŘENÍ OBLASTI BŘICHA VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIÍ .....	33
3.1	Indikace .....	33
3.2	Příprava pacienta před vyšetřením .....	34
3.3	Průběh vyšetření .....	35
3.3.1	Shrnutí teoretických poznatků .....	36
	VÝZKUMNÁ ČÁST .....	38
4	METODIKA VÝZKUMU .....	38
4.1	Výzkumné cíle, otázky a hypotézy .....	38
4.2	Charakteristika výzkumného vzorku .....	38
4.3	Metoda sběru dat .....	39
4.4	Realizace výzkumu .....	40
4.5	Metody zpracování dat .....	41
4.6	Výsledky výzkumu .....	42
4.6.1	Výsledky ze zpracování demografických údajů .....	42
4.6.2	Vyhodnocení zkoumaných parametrů radiační zátěže při CT vyšetření břicha .....	44
4.6.3	Výsledky hodnocení kvality obrazů .....	49
5	DISKUZE .....	50
6	ZÁVĚR .....	54
7	REFERENČNÍ SEZNAM .....	55
8	SEZNAM ZKRATEK .....	61
9	SEZNAM TABULEK .....	63

10	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	64
11	SEZNAM PŘÍLOH.....	65
12	PŘÍLOHY .....	66



## ÚVOD

Výpočetní tomografie jako zobrazovací metoda představuje v diagnostice nezastupitelnou roli. Ročně je v České republice provedeno více než 1mil. CT vyšetření. Vyšetření je však spojeno s poměrně vysokou radiační zátěží, která je v rámci zobrazovacích metod využívající ionizující záření největší. V ČR každoročně přibývá radiodiagnostického přístrojového vybavení. Od roku 2017 došlo u počtu CT přístrojů k nárůstu o cca 5 %. Také byl zaznamenán snižující se podíl skenerů starších 8 let, z čehož lze vyvodit, že dochází k postupné modernizaci přístrojového vybavení. V roce 2021 bylo v ČR zaznamenáno 17 nových CT přístrojů, které nebyly starší jednoho roku (ÚZIS, 2022, s. 5-9).

Práce je rozdělena do dvou hlavních částí, teoretické a výzkumné. Teoretická část je rozdělena do kapitol, přičemž první se zabývá radiační ochranou při lékařském ozáření. Shrnuje dohledané teoretické poznatky o principech RO, základních dozimetrických veličinách či metody monitorace radiační zátěže při CT vyšetření. Dále je teorie zaměřena na výpočetní tomografii a uvádí poznatky o technickém řešení přístroje, základní skenovací parametry a jejich vliv na výsledné obrazové parametry, či možnosti redukce radiační zátěže při vyšetření.

Výzkumná část se zabývá porovnáním dávkových indexů a zhodnocením kvality obrazu mezi dvěma CT skenery na jednom pracovišti, přesněji mezi novým CT přístrojem, který nahradil původní výpočetní tomograf. K práci bylo tedy přistupováno s předpokladem, že novější CT přístroj se bude vyznačovat nižšími hodnotami dávkových indexů a zároveň lepší obrazovou kvalitou.

Jako vstupní literatura pro nastudování poznatků o CT byla použita:

- SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
- FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, c2002. Výpočetní tomografie. Praha: Galén. ISBN 80-246-0567-8.
- FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
- FERDA, Jiří, c2006. CT trávící trubice. Praha: Galén. ISBN 80-7262-436-9.

## Algoritmus rešeršní činnosti:

### Vyhledávací kritéria:

- **Klíčová slova v ČJ:** Výpočetní tomografie, radiační dávka, redukce dávky, iterativní rekonstrukce, filtrovaná zpětná projekce, automatická modulace proudu, kvalita obrazu.
- **Klíčová slova v AJ:** Computed tomography, radiation dose, dose reduction, iterative reconstruction, filtered back projection, automatic tube current modulation, image quality.
- **Jazyk:** čeština, angličtina
- **Vyhledávací období:** posledních 10 let
- **Další vyhledávací kritéria:** plný text, články týkající se dané problematiky
- **Databáze:** Pub Med, Google Scholar
- **Nalezeno:** 248 článků
- **Vyřazující kritéria:** duplicita článků, kvalifikační práce, články nezabývající se problematikou
- **Sumarizace dohledaných textů:** knižní publikace: 12, legislativní normy: 5, odborné články: 25, internetové zdroje: 6
- **Pro tvorbu teoretických východisek bylo:** 48 zdrojů

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 RADIAČNÍ OCHRANA PŘI LÉKAŘSKÉM OZÁŘENÍ

První pokusy o hodnocení radiační zátěže z lékařského ozáření na našem území proběhlo v 60. letech 20. století formou dotazníků na vybraných pracovištích. V dalších letech panovala snaha vytvořit komplexní systém pro zaznamenávání provedených vyšetření. V současné době je v České republice nakládání se zdrojem ionizujícího záření v rámci lékařského ozáření (LO) zakotveno v Atomovém zákoně č. 263/2016 Sb.. Zákon stanovuje provedení záznamu o jakékoliv radiační činnosti v rámci lékařského ozáření. Souhrn veškerých dat o LO má k dispozici Státní úřad pro jadernou bezpečnost. Dalším právním předpisem, jenž má platnost v ČR je vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje.

Ionizující záření svým účinkem působí na živou hmotu a způsobuje biologické účinky. Jejich znalost je důležitá zejména z hlediska správného stanovení principů pro radiační ochranu (SÚJB, 2021, s. 6–8). Cílem RO je zamezit vzniku deterministických účinků a snížení rizika vzniku účinků stochastických. Súčupová (2018, s. 23) uvádí základní principy radiační ochrany, které by právě měly k tomuto dopomoci:

- Princip odůvodnění
- Princip optimalizace
- Princip limitování dávek
- Princip bezpečnosti zdrojů

**Princip zdůvodnění** upřesňuje používání zdroje ionizujícího záření v rámci lékařského ozáření. Jeho využití je možné pouze za předpokladu přínosu vyšetření k diagnostice zdraví nemocného, tedy dostatečným odůvodněním činnosti, která představuje jistá rizika (Hušák, 2009, s. 63). V praxi se jedná o správnou indikaci daného vyšetření. V České republice jsou indikační kritéria, konkrétní symptomy vedoucí k danému skiagrafickému vyšetření uvedeny v dokumentu vytvořeném Radiologickou společností. Dokument je dostupný v Národních radiologických standardech pro skiagrafická vyšetření dospělých, které byly vydány ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR č. 3/2019 (SÚJB, 2021, s. 9). Súčupová (2018, s. 24) ve svém díle uvádí, že v České republice je až 30 % skiagrafických výkonů nesprávně

indikováno, i přesto jsou však tyto výkony provedeny. Existuje však snaha z řad radiologů a radiologických asistentů k upřesnění požadavků při nejasných indikacích.

**Princip optimalizace** je často označován jako princip ALARA (vychází z angl. „as low as reasonably achievable“). Při činnostech využívající zdroje IZ tedy při LO, by měl být počet exponovaných osob a dávka záření, na tak nízké úrovni, jak možno je rozumně dosáhnout za zisku dostatečné kvality obrazu (Súkupová, 2018, s. 24, 25). Pro posouzení optimalizace dávek při LO jsou využívány tzv. diagnostické referenční úrovně (DRÚ), které stanovují jakési bezpečné hodnoty dávek, které pacient obdrží během vyšetření. V ČR se optimalizace dávek opírá o národní diagnostické referenční úrovně (NDRÚ) a jsou uvedeny ve vyhlášce o radiační ochraně 422/2016 Sb. (SÚJB, 2021, s. 10).

**Princip limitování** dávek nelze využít u pacientů podstupujících LO z důvodu případného omezení lékařské péče v případě jejich překročení. Využívá se ho však při radiační ochraně radiačních pracovníků, učňů a studentů (Súkupová, 2018, s. 25). Příslušné hodnoty dávek v rámci principu limitování jsou uvedeny ve vyhlášce o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje 422/2016 Sb.. Tyto hodnoty by u radiačních pracovníků neměly být překračovány. Jejich účelem je především omezení profesního ozáření (Vyhláška 422/2016).

## 1.1 Metody radiační ochrany před ionizujícím zářením

Rozlišují se tři základní způsoby, které umožňují snížení exponování se dávkám záření nejenom u personálu ale i ostatních osob. Ochrana časem, vzdáleností a ochrana stíněním. Ne vždy, však lze v praxi aplikovat všechny tři zásady najednou, proto je nezbytné myslet stále na princip ALARA (IAEA, 2014, s. 633).

Ochrana časem je závislá na vztahu, kdy kumulativní dávka je tím větší, čím delší bude expozice záření. Tzn. vystavení se expozici je nutno omezit pouze na dobu nezbytně nutnou. V praxi se jedná především o pobyt radiačního pracovníka v blízkosti zdroje IZ (Hušák, 2009, s. 64, 65).

Při ochraně proti záření metodou vzdálenosti se pracuje s faktem, že dávkový příkon RTG i gama záření klesá se druhou mocninou vzdálenosti od zdroje IZ. Tzn. při zdvojnásobení vzdálenosti od zdroje, dojde ke snížení dávkového příkonu na čtvrtinu.

Ochrana stíněním představuje bariéru z materiálu určité tloušťky, který je schopen zeslabit svazek záření a tím i dávku (Hušák, 2009, s. 64, 65). Do stínění můžeme zařadit ochranné prostředky typu různých zástěn, či osobní ochranné

pomůcky, kterými jsou zástěry, límce, rukavice a brýle. K výrobě stínících prostředků jsou využívány materiály o vyšším atomovém čísle, velmi často z olova. Ovladovna je také kryta stíněním, a tím zajišťuje v podstatě nulovou expozici radiačních pracovníků (Súkupová, 2018, s. 199; IAEA, 2014, s. 634).

Všechny kompetentní osoby pracující se zdroji ionizujícího záření jsou vystaveny riziku vycházejícího z biologických účinků ionizujícího záření. Ne všichni jsou záření vystaveni stejně, a proto existuje vlastní postup o zajištění radiační ochrany na každém z pracovišť vedoucí k minimalizaci dávek pracovníků (Súkupová, 2018, s. 199). Vystavení se dávkám během výkonu povolání se označuje jako tzv. profesionální expozice. Pro radiační pracovníky platí princip limitování. Je spojen s programem monitorování, kdy každý radiační pracovník musí být vybaven osobním dozimetrem, jehož výsledky odrážejí kvalitu radiační ochrany pracovníka během výkonu povolání (IAEA, 2014, s. 629-630).

## 1.2 Základní veličiny používané v radiační ochraně

Ionizující záření při interakci s jiným materiálem je schopné předávat svoji energii a nese zodpovědnost za biologické účinky. Z toho důvodu je znalost a stanovení jednotlivých veličin v rámci radiační ochrany velmi důležitá. Veličiny lze rozdělit na základní fyzikální veličiny a veličiny odvozené, vhodné pro odhad rizika.

**Absorbovaná dávka D** je měřitelná fyzikální veličina udávající podíl střední energie ionizujícího záření v látce o určité hmotnosti. Jednotkou je gray (Gy). Dávkový příkon reprezentuje změnu dávky za jednotku času. Jednotkou je  $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ .

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

Biologické účinky záření nejsou závislé jenom na množství dávky absorbované ve tkáni, ale také na typu ionizujícího záření. Účinky jednotlivých druhů na hmotu jsou zohledněny ve veličině **ekvivalentní dávka  $H_T$** . Jednotkou je sievert (Sv). Pro výpočet  $H_T$  je nutný tzv. radiační váhový faktor  $w_r$ , udávající relativní biologickou účinnost druhu záření.

$$H_T = w_r \cdot D_{TR}$$

Kromě druhu záření je možno porovnat a nutno zohlednit i senzitivitu různých tkání vůči účinkům IZ. V rámci výpočtu tzv. **efektivní dávky E** (Sv) se radiosenzitivita

jednotlivých tkání prezentuje pomocí tzv. tkáňových váhových faktorů ( $w_T$ ). Veličinu  $E$  získáme vynásobením absorbované dávky součtem jednotlivých tkáňových faktorů.

$$E = \sum w_T H_T$$

**Kerma  $K$**  (akronym vycházející z angl. kinetic energy released in material) je veličina používající se pro charakteristiku nepřímo ionizujícího záření. Udává součet všech kinetických energií částic, které byly v hmotě uvolněny nenabitými částicemi v jednotce hmoty. Jednotkou kermy je gray (Gy) (Hušák, 2009, s. 15-21; UNEP, 2016, s. 7-8).

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

### 1.3 Dozimetrie CT radiační zátěže

Radiační zátěž se nejčastěji stanovuje pomocí efektivní dávky, se kterou přišel pacient či radiační pracovník do kontaktu. Efektivní dávka je vhodná veličina kvůli tomu, že zohledňuje radiosenzitivitu jednotlivých tkání pro vznik stochastických účinků. Pro účely stanovení dávek je možno použít dva způsoby. Prvním je použití dozimetrů, tedy přímým měřením nebo matematickými výpočty. Měření probíhají na matematických nebo reálných fantomech simulujících referenční osoby (muže, ženu a dítě), či požadované tkáně jednotlivých orgánů (Hušák, 2009, s. 75).

Metody dozimetrie se liší pro jednotlivé zobrazovací modality. V rámci výpočtu radiační zátěže pacientů při vyšetřeních výpočetní tomografií se používají parametry  $CTDI_{vol}$  a DLP. Obě hodnoty musí dle vyhlášky o RO být dostupné na CT konzolích.

Objemový dávkový index výpočetní tomografie  $CTDI_{vol}$  vychází z váženého dávkového indexu  $CTDI_w$ , který udává hodnotu průměrné dávky za jedno otočení soustavy detektor-rentgenka. Pomocí  $CTDI_w$  lze charakterizovat výkon tomografu, nikoliv dávku, kterou obdrží pacient. Zavedením helikálního zobrazování se do výpočtu zařazuje parametr skenování pitch neboli velikost posunu stolu za časovou jednotku. Pomocí dvou typů fantomů (16 cm představuje průměr hlavy a 32 cm těla) lze vypočítat dávku záření, kterou by obdržel pacient právě při referenčních rozměrech (IAEA, 2014, s. 569-571).

Žádný pacient nikdy nebude odpovídat přesně velikosti fantomu na němž byly hodnoty  $CTDI_{vol}$  stanoveny, tzn. že parametr i přesto nevypovídá o tom jakou dávku způsobí v konkrétním pacientovi. Při transverzálním řezu pacienta např. v oblasti hrudníku či břicha je patrné, že objem těla je rozložen spíše do elipse než do kruhu

(tak jako jsou vyrobeni fantomy). Pro přesnější určení hodnoty dávky záření můžeme pomocí tzv. efektivního průměru případně AP a LAT průměru a jejich příslušných konverzních faktorů vypočítat efektivní dávku záření, vztaženou již na konkrétní rozměry pacienta.

Vzhledem k tomu, že parametr  $CTDI_{vol}$ , uvedený na konzole operuje pouze s rozměry fantomů, může dojít k nadhodnocení či podhodnocení výsledných dávek záření u pacienta. Proto je při stanovení efektivní dávky vhodnější použít konverzních faktorů na základě průměrů pacienta a přepočtu na SSDE (Size-Specific Dose Estimate) (Súkupová, 2018, s. 157-159).

Dávku záření, kterou obdrží pacient během vyšetření lze charakterizovat pomocí parametru DLP (Dose Length Product). Určuje míru expozice podél dlouhé osy pacienta. Hodnotu získáme vynásobením  $CTDI_{vol}$  a délkou skenu. Jednotkou je  $mGy.cm.$ , ale stejně tak jako  $CTDI_{vol}$  stanovuje dávky pouze na objem fantomu (Morgan et al., 2023).

#### **1.4 Diagnostické referenční úrovně (DRÚ)**

DRÚ jsou „úrovně dávek, příp. úrovně aplikované aktivity radiofarmak používaných při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává.“ (Hušák, 2009, s. 72). Z hodnot, které jsou uvedeny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb., jsou tvořeny místní DRÚ (MDRÚ), jejichž úrovně hodnot jsou konkretizované na dané zdravotnické pracoviště (Súkupová, 2019). MDRÚ se vypočítávají pro jednotlivá vyšetření, jež jsou prováděna na pracovišti, jako aritmetický průměr z jednotlivých přístrojů. Celý proces probíhá na vlastním pracovišti, kdy během normálního provozu jsou zaznamenávána data z jednotlivých vyšetření, případně je provedena studie pomocí standardizovaných fantomů. Vypočtené průměrné hodnoty jsou v posledním kroku porovnávány s hodnotami NDRÚ a posouzeny, zda se jedná o optimalizované vyšetření. Výše uvedená metodika pro stanovení MRÚ je publikována ve Věstníku č.6/ 2015. (Věstník MZ ČR, 2015, s. 4). Súkupová (2019) však ve svém článku uvádí, že DRÚ nejsou úplně vhodným nástrojem pro optimalizaci LO, a to z mnoha důvodů. Především se jedná o to, že se neuvádí často o jaký typ konstrukce CT se jedná (sekvenční, spirální), zda byly použity iterativní rekonstrukce či pro kolik fází daného vyšetření je hodnota

uvedena. Pro vyjádření diagnostických referenčních úrovní se používají dozimetrické veličiny uvedené v tab. 1.

*Tabulka 1: Přehled dozimetrických veličin používané pro stanovení DRÚ*

<b>Vyšetření</b>	<b>Veličina</b>	<b>Zkratka</b>	<b>Jednotka</b>
	Vstupní povrchová dávka	ESD	mGy
	Plošná dávka	DAP	Gy.cm <sup>2</sup>
<b>Skioskopie</b>	Vstupní dávkový příkon		mGy.min <sup>-1</sup>
	Vážený dávkový index	CTDI <sub>w</sub>	mGy
	Součin dávkového indexu a délky	DLP	mGy.cm
<b>Nukleární medicína</b>	Aktivita aplikovaného radiofarmaka	A	MBq

(Hušák, 2009, s. 73)

Při dávkové studii je nutno však zaznamenávat data pouze od pacientů spadajících do standardizované skupiny, jejichž specifika jsou uvedena v NRS-Radiologická fyzika. Pro výpočetní tomografii se standardním pacientem rozumí muž nebo žena s hmotností 50–90 kg, kdy průměrná hmotnost skupiny je 70 kg ± 5 kg (Věstník MZ ČR, 2015, s. 10).

## 1.5 Radiologické standardy

Na základě zákona č. 373/2011 Sb. §70, o specifických zdravotních službách vydává ministerstvo zdravotnictví dokumenty s názvem národní radiologické standardy (NRS), jejichž pravidelnost aktualizace by měla být alespoň jednou za 5 let. „*Národními radiologickými standardy se rozumí postupy při poskytování zdravotních služeb, jejichž součástí je lékařské ozáření, které odpovídají současným poznatkům vědy a klinické medicíny.*“ Dokumenty obsahují požadavky na odbornou a zvláštní způsobilost pracovníků, minimální technické vybavení a nastavení parametrů zdroje ionizujícího záření pro LO, radiologické postupy včetně přípravy pacienta a metody stanovující radiální zátěž pacienta. (Zákon č. 373/2011 Sb.).

Stejně tak jako k DRÚ jsou tvořeny MDRÚ, existují místní radiologické standardy (MRS), které jsou vypracovány konkrétním pracovištěm pro jejich běžně prováděná vyšetření k zajištění standardizace provádění výkonů.



Kromě toho umožňují provádět vyšetření tak, aby byla zajištěna jakási stejná národní úroveň ve všech zdravotnických zařízeních. Jsou vytvářeny pro všechny oblasti LO. Jedná se o tzv. standard pro radiodiagnostiku, zahrnující intervenční a kardiologickou, radiační onkologii a nukleární medicínu. Kontrola, zda místní standardy odpovídají těm národním, probíhá formou auditu, a to buď každoročně klinickým auditem či jednou za pět let auditem externím (Súkupová, 2018, s. 219; Zákon č. 373/2011 Sb.).

Tato práce se v praktické části zabývá srovnáním dávek na CT, proto je vhodné zmínit něco o standardech výpočetní tomografie. Byly vydány ve Věstníku MZ ČR č.2/ 2016. Cílem dokumentu je stanovit postupy vyšetření pomocí výpočetní tomografie na národní úrovni. Obsahem je např. minimální personální obsazení pro zajištění provedení výkonů, či kdo za jakou část vyšetření nese klinickou odpovědnost. Optimalizaci zobrazování pomocí CT provádí radiologický fyzik společně s radiologem a radiologickým asistentem s cílem maximální diagnostické výtěžnosti při co nejnižší radiační zátěži osoby podstupující LO.

Důležitou součástí je postup při lékařském ozáření pomocí CT. Základem je správně indikované vyšetření společně s náležitě vyplněnou žádankou k LO. V praktické části LO jsou uvedeny požadavky na technické vybavení pracoviště, tedy výpočetního tomografu či diagnostických monitorů. Standardním vybavením CT pracoviště je multidetektorový CT přístroj, umožňující helikální náběr dat. V České republice bylo sledováno v roce 2021 z celkového počtu 176 CT přístrojů 167 spirálních CT, které disponovaly 16 a více řady detektorů. Pouze 5 CT přístrojů bylo v ČR tzv. konvenčních, tj. náběr dat probíhá sekvenčním způsobem (ÚZIS ČR, 2022, s. 18). Taktéž musí poskytnou informace o ozáření pacienta, z dozimetrických veličin je nezbytné uvést hodnoty DLP a  $CTDI_{vol}$ , přehled o výsledné radiační dávce a musí být vybaven expoziční automatikou. V rámci hodnocení kvality vyšetření se sledují následující parametry: ostrost, kontrast, úroveň šumu, vhodný rozsah či přítomnost artefaktů znemožňujících hodnocení obrazů. (Vyhláška 422/2016 Sb.; Věstník MZ ČR č. 2, 2016. s 5-13).

## **1.6 Biologické účinky ionizujícího záření**

Jednou z vlastností ionizujícího záření je schopnost ionizovat atomy a molekuly buněk, čímž dá vzniknout volným radikálům, které jsou schopny přímo nebo nepřímo

poškozovat živou hmotu. Rozlišovány jsou dva typy účinků v závislosti vztahu dávky a projevu účinku (SÚJB).

Deterministické účinky, též označovány jako prahové, jsou podmíněné překročením konkrétní hodnoty. Závisí tedy na velikosti absorbované dávky udávanou v Gy (Malíková, 2019, s.11). Jsou způsobené usmrcením části buněčné populace tkáně. Prahové účinky IZ na živou hmotu jsou charakteristické konkrétním klinickým projevem, který nastane po překročení prahové hodnoty, jenž je odlišná pro různé typy tkání. Závažnost poškození vzrůstá s úrovní dávky, ale existují i reparativní procesy poškozeních. Účinky vznikají časně po ozáření jako např. akutní nemoc z ozáření, akutní lokální změny na kůži ve formě radiační dermatitidy. Překročením prahových dávek může dojít také k postižení fertility, či při ozáření zárodku nebo i plodu je riziko vzniku malformací či kancerogeneze (Seidl, 2012).

Stochastické účinky nejsou pro vznik podmíněny žádnou prahovou hodnotou. Jejich účinek spočívá v indukci efektivních dávek (Sv), tzn. se zvyšující se efektivní dávkou roste pravděpodobnost jejich výskytu (Malíková, 2019, s. 11). Součtem opakovaného vystavení se různým dávkám záření dochází k poškození tkáně porušením DNA buněk. To může zvyšovat pravděpodobnost vzniku nádorových onemocnění či dědičných poruch, které však nelze jednoznačně odlišit od spontánně vznikajících genetických mutací (Seidl, 2012).

## 2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Výpočetní tomografie (z angl. Computed Tomography, zkráceně CT) je jedním z nejdůležitějších pokroků učiněných ve druhé polovině 20. století. Postupně se z této tomografické zobrazovací metody stala jedna z nejrozšířenějších a běžně dostupných zobrazovacích metod, která má široké uplatnění v diagnostice nejrůznějších onemocnění (Súkupová, 2018, s.112).

Stejně tak jako skiografie, využívá výpočetní tomografie absorpci rentgenového záření pro zobrazení jednotlivých struktur. Zatímco u konvenční skiografie dochází k sumaci trojrozměrného objektu do dvourozměrného, při CT vyšetření získáváme jednotlivé vrstvy zobrazovaného objektu (Malíková, 2022, s. 20).

### 2.1 Technická řešení CT přístroje

Od prvotně zhotoveného přístroje uběhlo více než 50 let a přineslo to s sebou obrovské technické pokroky. Základními komponenty CT jsou však stále gantry, patientský stůl a konzola s výkonným počítačem. V gantry je ukryt zdroj záření- rentgenka, soustava detektorů, proti rozptylová mřížka a sada filtrů (Súkupová, 2018, s. 113).

Rentgenka produkuje vějířovitý svazek (cca 50-60°) rentgenového záření. Skenování zobrazovaného objemu probíhá nejčastěji při napětí na rentgence od 70kV do 150 kV, nicméně nejpoužívanější je stále hodnota 120 kV. Kromě základní filtrace rentgenky, se v gantry nachází ještě tzv. bow-tie filtry z polytetrafluoretylenu a flat filtry z mědi nebo hliníku. Flat filtr má za úkol odfiltrovat nízkoenergetické fotony v celé šíři svazku stejně a bow-tie filtry mají za úkol homogenizovat RTG svazek tak, aby jeho dávková distribuce byla více rovnoměrná (Súkupová, 2018, s. 113, 114).

Prošlé záření objektem je následně detekováno detektory. Vyžaduje se u nich rychlá odezva a dobrá detekční účinnost. Tyto požadavky splňují scintilační detektory vyrobené z pevného keramického nebo Gemstone materiálu, jejichž výhodou je přímé napojení na následující elektronické systémy (Súkupová, 2018, s. 116). Dnešní CT přístroje pracují na principu 3. generace, tedy mnoho detektorů do oblouku uspořádaných naproti rentgence v gantry. Navíc moderní přístroje obsahují takto vějířovitě uspořádaných detektorů několik řad v axiálním směru, díky čemuž je možno během jedné otáčky nabrat více řezů najednou, tzv. multi-slice CT (Seidl, 2012, 48). Jedna řada detektorů může obsahovat 800-900 detektorových jednotek, které jsou

uspořádány do 4-320 řad. Nejvyšší možný počet, tedy 320 řad detektorů umožňuje pokrýt rentgenovým svazkem až 16 cm, což může být i celý zobrazovaný objem např. zobrazení srdce za jedno otočení rentgenky s detektory kolem pacienta (IAEA, 2014, s. 257-265).

V závislosti na vzájemném rozložení rentgenky k detektorům rozlišujeme několik možností technického řešení CT. První generace tomografů fungovala na translačně rotačním principu. Akvizice dat probíhala nejprve postupným lineárním prozářením vrstvy pomocí tenkého tužkového svazku RTG záření dvěma detektory a následného pootočení rentgenky a detektorů o malý úhel a naskenování další projekce. Druhá generace je založena na stejném principu, avšak přístroj byl vybaven více (cca 30) detektory a rentgenka produkovala již úzký vějířovitý svazek ( $10^\circ$ ). V praxi se však u klasického diagnostického CT přístroje ujala generace třetí, při které dochází ke snímání jednotlivých vrstev během kontinuální rotace rentgenky (plně rotační princip) a soustavy detektorů kolem pacienta. Takto provedený náběr dat umožnil zkrátit dobu skenování jedné vrstvy na řádově subsekundy oproti předchozím generacím, kdy skenování probíhalo řádově v minutách. Čtvrtá generace CT přístrojů byla konstrukčně úplně odlišná. Systém detektorů tvořil statický kruh kolem pacienta a během akvizice dat se rotačně pohybovala pouze rentgenka (Flohr, 2013, s. 53).

Rozlišuje se také způsob akvizice dat, a to podle toho, jestli dochází k náběru vyšetřovaných vrstev postupně jedna za druhou, kdy během rotace systému rentgenka-detektor není pacient v pohybu, tzv. sekvenční skenování (označováno též jako krokové skenování) nebo dnes využívané tzv. helikální (spirální) skenování. Během rotace systému kolem pacienta projíždí patientský stůl skrze gantry v průběhu probíhající expozice. Kromě toho, že touto možností akvizice dat je možné lépe zachytit vyšetřovaný objem v plném rozsahu, dochází k urychlení náběru dat. Tomuto pak ještě přispívají přístroje, které jsou vybaveny víceřadými detektory. Tyto přístroje se označují jako multidetektorové (MDCT). Během jedné otáčky systému dojde k náběru dat z většího rozsahu daného objemu. Tímto způsobem nasbíraná data jsou následně výkonným softwarem rekonstruována do výsledných obrazů (Heřman, 2014, s. 24).

Kontinuální rotaci rentgenky s detektory u spirálního CT umožňuje tzv. Slip-Ring technologie. Tato vysokokapacitní bezdrátová technologie zajišťuje elektrické připojení rotujících komponentů přístroje se zbytkem zařízení, tzn. není potřeba žádné

kabeláže. Skládá se ze dvou částí. Stacionární část je hladká a rotující část je tvořena speciálními kartáči vyrobenými ze slitiny grafitu a stříbra (Bushong, c2008, s. 375)

Speciální případ z hlediska konstrukce přístrojů je Dual energy CT (DECT), která byla původně představena již v 80. letech minulého století (Ferda et al., 2009, s. 32). Principem těchto přístrojů je použití dvojího energetického spektra pro náběr dat. Tím je umožněno posouzení odlišné schopnosti útlumu záření různých energií různými materiály. Toto se využívá např. při analýze materiálů ve tkáních obsahujících např. jod či vápník, pomocí čehož jsou tvořeny jodové mapy. Z obrazů lze odstranit vápník či jiné materiály. Zobrazovaná oblast je vyšetřena použitím svazků s dvojí energií, svazkem s nižšími hodnotami napětí (např. 80 kV) a svazkem generovaným při vyšším napětí (140 kV). Existuje několik typů konstrukce těchto přístrojů. Každý výrobce podobně jako u IR má svůj vlastní princip DECT. Existují přístroje se dvěma systémy detektor-rentgenka při vzájemně kolmém umístění v gantry. U přístrojů s jedním zdrojem záření může být DECT vyšetření provedeno rychlým přepínáním napětí na rentgence během kontinuální rotace anebo dochází k záznamu dat na speciálním dvouvrstevném detektoru, jehož vrchní vrstva pohlcuje prošlé záření s nižšími energiemi a s vyššími energiemi až ta další. Výsledná dávka záření nepřevyšuje většinou dávku odpovídající dávce obdrženou při jedno-energetickém skenování. Pomocí DECT vyšetření je možno provádět analýzu chemického složení konkrémentů, subtrahovat kalcium a tím např. odstranit kalcifikované aterosklerotické pláty z cév nebo provést tzv. virtuální nativní vyšetření (Ferda et al., 2009, s. 32, 33).

## **2.2 Princip tvorby CT obrazu**

Na vzniku obrazu se podílí rentgenové záření, které je ve formě širokého vějířovitého svazku vyzařováno skrze vyšetřovaný objekt na soustavu detektorů, které plně pokrývá. Objekt je pak prozářen z mnoha úhlů. Vzhledem k jedné z charakteristik rentgenového záření, a tedy absorpcí po průchodu hmotou, je možno toto zeslabení svazku detekovat. Jednotlivé tkáně se vyznačují různou mírou schopnosti rentgenové záření absorbovat. Detektory zaznamenaný zeslabený svazek záření je převeden na elektrický signál (Vomáčka et al., 2015. s. 42). Výsledná matice bodů vzniká na základě superprojekce a obsahuje obrazové body tzv. volume elements- voxely (Ferda et al., 2002, s. 13).

Během vyšetření jsou tedy měřeny koeficienty zeslabení jednotlivých tkání v axiálním řezu zobrazovaného objektu (Flohr, 2013, s. 52). Míra zeslabení hmotou

prošlého rentgenového svazku se označuje jako tzv. denzita hmoty, jejíž jednotkou je Hounsfieldova jednotka (HU-Hounsfield unit). Hounsfieldova stupnice je rozdělena na 4096 stupňů, od -1024 HU do +3072 HU, kdy 0 HU odpovídá denzitě vody. Jednotlivým stupňům je pak přiřazen stupeň šedi, ze kterého je následně vytvořen výsledný obraz (Malíková, 2022, s. 21, 22).

Způsoby rekonstrukce CT obrazů prošly také velkým vývojem korelujícím s evolucí jednotlivých generací. Rozlišujeme dva druhy principů výstavby CT obrazu (Hsieh et al., 2013, s. 39).

### **2.2.1 Filtrovaná zpětná projekce**

Jednou z možností rekonstrukce dat je tzv. filtrovaná zpětná projekce (FBP-filtered back projection). Matematické postupy byly známy již mnoho let před zavedením výpočetní tomografie do praxe a na jejich vzniku se podílel rodák z České republiky J.K.A. Radon (Žižka, 2011, s. 170, 171). Při filtrované zpětné projekci dochází ke zpětnému promítnutí nahromaděných dat zeslabeného svazku do matice za použití filtrů, omezujících vznik hvězdovitých artefaktů, jenž byl typický pro klasickou zpětnou projekci (Súkupová, 2018, s. 119). Jedná se o poměrně rychlou a efektivní matematickou operaci, která má však své limity v oblasti redukce dávky pomocí snížení expozičních parametrů. Přílišné snížení dávky vede relativně k velkému nárůstu šumu ve výsledném obrazu (Žižka, 2011, s. 171).

### **2.2.2 Iterativní rekonstrukce**

Iterativní rekonstrukce jsou další možností využívanou při tvorbě CT obrazu, které se používaly již u prvních CT přístrojů v 70. letech 20. stol. Jejich nevýhodou však byla časová náročnost na rekonstrukční proces, a proto byly nahrazeny FBP. Principem IR je dokola se opakující rekonstrukční algoritmus, který dá vzniknout velmi přesnému obrazu z naměřených absorpčních koeficientů (Žižka, 2011, s. 170). V porovnání se zpětnou filtrovanou projekcí se iterativní rekonstrukce vyznačují možností snížení dávky se zajištěním dostatečné kvality obrazu. Je to způsobeno hlavně tím, že v jednotlivých iteracích je možno v průběhu procesu opravovat jednotlivé kroky tak, aby se dosáhlo co nejlepších uspokojivých výsledků. Výsledný obraz se může vyznačovat vysokým kontrastem, lepším prostorovým rozlišením či nízkou hodnotou šumu u nízko-kontrastních objektů (Súkupová, 2018, s. 120).

U FBP se za největší nevýhodu považuje vysoká hodnota šumu v rekonstruovaných obrazech, který bývá často filtrací ještě zesílen. Zatímco velkou výhodou využití IR je i to, že např. při vyšetření obézních pacientů je obraz zatížen velkým množstvím šumu z rozptýleného záření, a to i při maximálních možných akvizičních parametrech, je ho možno iterativními rekonstrukcemi výrazně eliminovat. Stejně tak i zlepšit kvalitu obrazu při nízko-dávkových vyšetřeních jako je LDCT ledvin pro vyloučení urolitiázy či HRCT plic (Žižka, 2011, s. 170-172).

Vývojem a zlepšováním iterativních technik vznikly různé typy iterativních algoritmů. Jedná se např. o statické anebo „úplné“ iterativní rekonstrukce (Súkupová, 2020).

Statické iterativní rekonstrukce jsou založeny na algoritmech, umožňujících snížení šumu a dávky až o 30-50 % aniž by došlo ke snížení kvality obrazu ve srovnání s FBP. Na tomto principu jsou založeny rekonstrukční algoritmy např. firmy General Electric (GE)- ASIR, firmy Siemens Healthcare-SAFIRE (starší verze) či iDose od Philips Healthcare. Každá metoda má jiné označení použitého stupně pro odstranění šumu v obraze. ASIR se udává v procentech, jiné pak používají škálu např. v rozmezí 1-7 (iDose) (Kaza et al., 2014, s. 11,12). Žižka (2011, s.171) ve svém článku uvádí, že ASIR je jakási hybridní forma IR, protože ke vzniku finálního obrazu používá také filtrovanou zpětnou projekci, jejíž poměr zastoupení pro zpracování dat lze uživatelsky zvolit. Existuje mnoho studií porovnávajících IR s FBP, při kterých porovnávají dávku záření s kvalitou obrazu. Jednou z nich je studie porovnávající ASIR rekonstrukci v různých stupních síly s FBP. Výsledky poukazují na schopnost snížení dávky záření v porovnání s FBP s podstatným zlepšením hodnot obrazového šumu (Prakash et al. 2010, s. 206, 207).

Druhým typem iterativních rekonstrukcí jsou „úplné“, tzv. druhá generace IR, jejichž hlavním zástupcem je Model Based Iterative Reconstruction (MBIR) od firmy GE. Jedná se o algoritmus tvorby CT obrazu bez mezikroků FBP (Žižka, 2011, s. 172). Hlavním znakem obrazu rekonstruovaného pomocí MBIR je poněkud odlišný vzhled obrazu, který je způsoben ještě větším snížením šumu oproti např. ASIR (Súkupová, 2020). Výsledkem MBIR je vyhlazený obraz s výrazně sníženým obrazovým šumem, který může být vnímán jako obraz vykazující nižší kvalitu. Nevýhodou „úplných“ IR je to, že ke zpracování dat je zapotřebí mnohonásobně delší čas ve srovnání s FBP (Kaza et al., 2014, 13). Žižka (2011, s. 176) upozorňuje, že kromě časové náročnosti existuje také situace, která může nastat - tzv. overfitting, jež má za následek zhoršení

kvality obrazu způsobenou překročením počtu jednotlivých iterací. Vliv MBIR na kvalitu obrazu za snížených dávek zpracovávali Ning et al., (2014). Účinnou strategií pro snížení radiační dávky se zachováním dostatečné obrazové kvality může být používání MBIR. Dle uvedené fantomové studie však bylo potvrzeno, že MBIR vyžadují mnohem delší dobu pro zpracování skenů a to cca 1 hodinu, přičemž klasické FBP byly rekonstruovány mnohem vyšší rychlostí, která odpovídala 15 snímků/s a ASIR 10 snímků/s oproti 0,09 snímků/s pro MBIR.

## **2.3 Základní akviziční parametry vyšetřovacích protokolů**

Pro náběr dat pomocí výpočetního tomografu a jejich následné rekonstrukce ve výsledný obraz je nutno nastavit správné parametry. Rozlišujeme primární a sekundární parametry. Primární neboli skenovací mají za úkol zajištění tzv. hrubých dat. Při rekonstrukci „raw dat“ se uplatňují tzv. sekundární neboli parametry obrazové (Ferda et al., 2002, s. 15, 16).

### **2.3.1 Proud**

Parametr, který ovlivňuje množství fotonů ve svazku RTG záření. Po připojení proudu na katodu, dojde k uvolnění elektronů, jejichž množství je závislé na velikosti napětí (Súkupová, 2018, s. 45). Výše proudu ovlivňuje ve výsledném obrazu množství šumu a velikost dávky, kterou pacient během vyšetření obdrží. Zatímco proud přímo ovlivňuje velikost dávky, míra šumu v obrazu je nepřímo úměrná množství záření. Hodnoty se udávají v mA, případně v mAs, které stanovují množství proudu za jednotku času. U dnešních přístrojů se hodnoty proudu pohybují kolem 250 mAs. Při snížení proudu až na hodnoty pod 100 mAs se jedná o tzv. low-dose techniky CT (Ferda et al., 2009, s. 15). Dle vyhlášky č. 422/2016 Sb. §76, musí být každý přístroj v ČR vybaven expoziční automatikou. U CT přístrojů se jedná o tzv. automatickou modulaci proudu (ATCM), která během skenování pacienta upravuje hodnoty proudu podle toho, v jaké části těla skenuje, tzn. oblasti břicha jsou snímány se sníženými hodnotami oproti oblasti ramen. Dle NRS je využití tohoto softwaru během CT vyšetření žádoucí (Vyhláška 422/2016 Sb; Raman et al., 2013, s. 841).

### **2.3.2 Napětí**

Hodnota napětí ovlivňuje urychlení elektronů (tzv. elektronového mraku) mezi katodou a anodou rentgenky (Vomáčka et al., 2015, s. 15). Závisí na něm pronikavost fotonů svazku RTG záření (Súkupová, 2018, s. 44). Standardně nastavené napětí na



CT rentgence je 120kV. Setkáváme se však také s hodnotami od 80kV v rámci protokolů se sníženou dávkou, nebo na druhou stranu s napětím s hodnotou až 140kV. Použitím vyššího napětí dochází k utvrzování svazku záření a tím vyšší penetraci svazku. Výhodou vyšších hodnot je menší obrazový artefakt vznikající z kovu ve skenované oblasti a nevýhodou je, že se zvyšujícím se napětím se snižuje maximální hodnota proudu. Nízkých hodnot napětí se využívá u hubených pacientů především při angiografiích, u kterých dochází k lepšímu zobrazení jodové kontrastní náplně. Zatím co u volby proudu existuje automatická modulace, u napětí je nutno vždy zvážit tělesnou konstituci pacienta (Raman et al., 2013, s. 842; Ferda et al., 2002, s. 15).

### **2.3.3 Doba rotace**

Doba rotace znamená potřebný čas k otočení soustavy rentgenka – detektory o 360°, během níž dojde k získání jednoho axiálního řezu. Dnes se jedna otočka pohybuje v rozsahu 0,25 s až 1 s. V závislosti na vyšetřovacím protokolu se volí odlišná rotační perioda. S kratší rotační periodou roste nárok na výkon rentgenky, která musí zajistit dostatečnou produkci záření pro zachování kvality výsledného obrazu (Súkupová, 2018, s. 124; Ferda et al., 2002, s. 16).

### **2.3.4 Pitch faktor**

Jedná se o parametr moderních spirálních CT přístrojů, u kterých dochází při kontinuální rotaci rentgenky k náběru dat projíždějící vyšetřované oblasti gantry. Jak moc rozevřená bude pomyslná spirála lze definovat poměrem rychlosti posunu stolu za jedno otočení zobrazovacího systému a kolimaci RTG svazku. Čím větší hodnota pitch, tím se stůl pohybuje rychleji a naopak. Pokud je hodnota  $\text{pitch} < 1$  dochází k překryvu skenovaných vrstev, zatímco při  $\text{pitch} > 1$  jsou mezi skenovanými vrstvami mezery, tedy pomyslná šroubovice je volnější. Výsledkem je rychlejší průběh vyšetření, které umožňuje vyšetřit pohybující se zobrazované objemy (Raman et al, 2013, s. 845).

### **2.3.5 Tloušťka rekonstruovaného řezu**

Je volena vždy s ohledem na požadovanou zobrazovanou oblast nebo tkáň. Pro detailnější zobrazení tkáně je volena tenčí (jemnější) vrstva. Hrubá data jsou rekonstruována do jednotlivých řezů nejčastěji v axiální, sagitální a koronární rovině. Nejtenčí zrekonstruovatelná vrstva odpovídá velikosti nejmenšího detekčního elementu, tzn. 0,5 mm. Nelze však vytvořit vrstvu tenčí než 0,5 mm. Kvalita obrazu při

tenkých rekonstrukcích je ovlivněna vyšším množstvím šumu. S tenkými vrstvami je také spojena vyšší radiační zátěž (Súkupová, 2018, s. 126).

## 2.4 Parametry obrazové kvality

Pro správnou interpretaci nálezu na CT obrazech je zapotřebí, aby skeny prezentovaly zobrazovaný objem co nejpřesněji a nejuvěrohodněji. Z toho důvodu jsou stanoveny minimální požadavky na kvalitu obrazu tak, aby při snaze snižovat radiační zátěž byla zachována minimální hodnotitelná kvalita CT obrazu (Súkupová, 2018, s. 123).

V radiologii se kvalita obrazu může charakterizovat metricky pomocí tří základních parametrů: prostorové rozlišení, kontrast a šum.

**Prostorové rozlišení** charakterizuje schopnost rozlišit v obrazu dvě sousední geometrické struktury. Prostorové rozlišení digitálních přístrojů je ovlivňováno velikostí detekční jednotky. Lze jej označit jako rozlišení při vysokém kontrastu, u kterého je základem použití tenkých vrstev pro získání jemných obrazových detailů. Vhodným nastavením akvizičních parametrů a rekonstrukčního algoritmu lze dosáhnout rozlišení struktur už od 0,4- 0,6 mm (Ferda et al., 2009, s. 38; Bushong, c2008. s. 378-379).

Při CT vyšetření je prostorové rozlišení ovlivněno skenovacími parametry. Zhoršení prostorového rozlišení způsobuje např. velikost ohniska anody, kdy s rostoucí velikostí se zhoršuje rozlišení nebo případný pohyb pacienta během expozice (Súkupová, 2018, s. 66, 123; Baxa et al., c2012, s. 22).

Prostorové rozlišení lze ovlivnit i tzv. matrix neboli maticí obrazových bodů, ze kterých je tvořen jeden axiální obraz. Standardní matrix je 512×512 bodů. Použitím jemnější matice bodů (např. až 1024× 1024) je možno dosáhnout lepší geometrické rozlišitelnosti obrazu (Ferda et al., 2002, s. 16).

**Kontrast** jako obrazový parametr umožňuje hodnotiteli rozeznat v obrazu různé hodnoty signálů určitého objektu zaznamenávaného zobrazovacím systémem. Súkupová (2018) popisuje kontrast jako rozdíl hodnot signálu ze dvou sousedních zájmových oblastí. Je závislý na lineárním součiniteli zeslabení jednotlivých tkání, případně na velikosti zobrazovaného objemu (Bushong, c2008, s. 381). Kontrast je taktéž ovlivněn citlivostí detektoru zachytit signál a zobrazit jej. Ve výsledném obrazu ho lze postprocessingem upravit (IAEA, 2014, s. 281.).

Nežádoucím obrazovým parametrem je **šum**. V praxi se nelze setkat s nulovým obrazovým šumem, protože má mnoho příčin, které nelze ovlivnit najednou. Může být

elektronický, anatomický, strukturní či kvantový a jedná se např. o nadbytečnou detekci elektronů z přístrojového vybavení nebo fotonů sekundárního záření detektory, které nepřispívají kvalitě obrazu. Velký vliv má šum při rozlišení při nízkém kontrastu. Způsobuje zhoršenou čitelnost obrazu (Súkupová, 2018, s. 77, 123).

Šum lze redukovat upravením skenovacích parametrů. Jedná se především o zvýšení množství fotonů dopadajících na detekční zařízení, tzn. zvýšení proudu (mAs). Zvětšení tloušťky rekonstruovaného řezu nebo volbou vhodného rekonstrukčního kernelu lze šum také redukovat (IAEA, 2014, s. 281).

Mimo základní veličiny jsou často pro hodnocení kvality obrazu také používané parametry **Signal to Noise Ratio (SNR)** a **Contrast to Noise Ratio (CNR)**.

CNR udává velikost signálu k okolnímu šumu za použití homogenní oblasti zájmu (ROI-region of interest) v požadovaném místě a v pozadí, společně se směrodatnou odchylkou pozadí. SNR je velmi podobný parametr, který však není závislý na homogenitě ROI v oblasti zájmu ale v ROI pozadí ano (Súkupová, 2018, s. 75-77).

## 2.5 Metody umožňující redukci dávky při CT vyšetření

CT vyšetření představuje hojně využívanou zobrazovací metodu nezbytnou pro diagnostiku onemocnění či řízení intervenčních terapeutických metod (Mayo-Smith et al., 2014, s. 657-658). Nicméně dávka, kterou pacient obdrží během CT vyšetření je považována za poměrně významnou v rámci celkové dávky z lékařského ozáření. Jedná se o následek rozšiřování indikací nebo zavádění do běžných provozů speciálnější studie či časté opakování vyšetření (Ferda et al., 2018, s. 222).

Obavy z možných pozdních účinků z lékařského ozáření započaly prvotní snahy o snižování dávek na CT začátkem 21. století (Mayo-Smith et al., 2014, s. 658). Uvádí se, že v budoucnu by mohlo být 1,5 až 2 % všech malignit příčinou provedených CT studií. Základem snižování dávek při CT vyšetření je porozumění základním parametrům přístroje tak, aby se mohl dostatečně uplatňovat princip ALARA (Raman et al., 2013, s. 840-846).

Ze základních parametrů má vliv na snížení efektivní dávky především proud na rentgence, napětí, rekonstrukční algoritmus, rekonstruovaná tloušťka řezu a faktor stoupání neboli pitch. Důležité je také správné umístění pacienta v rámci osy x, y, z a rozsah skenované oblasti.

### 2.5.1 Indikace k CT vyšetření

Kromě nastavení parametrů přístroje je vhodné klást důraz na vzdělání především indikujících lékařů, protože právě u nich je možné docílit snížení počtu neadekvátně indikovaných vyšetření, ačkoliv riziko úmrtí na potencionální onemocnění je mnohonásobně vyšší než případné úmrtí na následky vyvolané zářením.

Uvádí se existence různých nástrojů pro posouzení vhodnosti indikovaného vyšetření. Jedná se např. o radiologický počítačový systém, který posuzuje, zdali je indikované vyšetření vhodné na základě posouzení konkrétních klinických příznaků. Dále existuje systém pro zaznamenávání již provedených radiodiagnostických vyšetření u pacienta. Záznam lze převést do jakékoliv pacientovy dokumentace u různých lékařů. To umožňuje snížit množství opakovaných CT vyšetření (Mayo- Smith et al., 2014, s. 658-659).

### 2.5.2 Expozice

Jak je v kapitole 2.3 Základní akviziční parametry vyšetřovacích protokolů uvedeno, na velikosti proudu závisí kromě množství šumu také dávka záření. Platí: zvyšující se napětí (=více fotonů), vyšší radiální zátěž, ale zároveň nižší šum, tedy lepší kvalita obrazu.

**Automatická modulace proudu** (Automatic Tube Current Modulation, ATCM) je jeden z nástrojů pro redukci dávky záření z CT vyšetření. Optimalizuje hodnotu napětí pro každého pacienta dle jeho tělesné konstituce (Mayo-Smith et al., 2014, s. 659). Dochází tedy ke zvýšení hodnot proudu v oblastech, kde se očekává větší útlum záření, a naopak ke snížení proudu v místech, kde nebude záření tolik utlumeno (Raman et al., 2013, s. 841). Aby ATCM ovlivňovala napětí užitečně, je zapotřebí správně nastaveného pacienta do centračních souřadnic (Súkupová, 2018, s. 135).

ATCM funguje na několika různých principech. Prvním způsobem je modulace proudu podél dlouhé osy pacienta (osa z). Pro odhad útlumu záření slouží topogram a následně podle něj je během náběru dat automaticky regulován proud rentgenky. Modulace proudu podle osy x,y je označována jako úhlová ATCM, která ovlivňuje hodnotu proudu během rotace rentgenky přímo pro danou projekci. Všechny tři osy najednou zohledňuje tzv. kombinovaná ATCM (Raman et al., 2013, s. 841).

Techniky jednotlivých výrobních firem se liší. Stejně tak jako obchodní názvy např. GE Healthcare označuje ATCM Auto-mA 3D, Siemens CareDose 4D a Z-DOM Philips Healthcare (Mayo-Smith et al., 2014, s. 659). Jednotlivé automatické modulace

proudu jsou závislé na jiném parametru, např. Auto-mA 3D od GE operuje s indexem šumu, systém Care Dose 4D s mAs a Toshiba Medical Systém využívá k modulaci směrodatnou odchylku (Patino et al., 2015, s. 20-21).

Súkupová (2018, s. 137) uvádí, že použitím ATCM je možno redukovat dávku záření až o 70 %, nicméně problém může nastat u obézního pacienta, u kterého by sice systém vyhodnotil zvýšení proudu rentgenky pro dosažení dostatečné kvality obrazu, ale i rentgenka má své limity a mohlo by dojít k jejímu poškození. Proto dojde buď k expozici s maximální možnou hodnotou proudu, i za cenu horší kvality vyšetření, nebo může operátor zvolit alternativní nastavení parametru rotace rentgenky, kdy prodloužením času rotace dojde ke snížení zatížení rentgenky (Súkupová, 2018, s.137).

Ačkoliv u většiny výrobců se musí hodnota napětí volit manuálně, firma Siemens Healthcare má k dispozici systém Care kV, který pomocí topogramu zhodnotí míru zeslabení svazku a obsluhující asistent dostane na výběr zvolit protokol na základě klinické diagnózy (Kaza et al., 2014, s. 9).

### **2.5.3 Rekonstrukční algoritmy**

Princip rekonstrukčních algoritmů je uveden v kapitole 2.2. Princip tvorby CT obrazu. Filtrovaná zpětná projekce a iterativní rekonstrukce jsou již dostupné u všech přístrojů různých výrobců. Jejich hlavním úkolem je vylepšit vzhled finálních obrazů ve výsledku s nižší dávkou, tedy za snížených expozičních parametrů tak, aby i přes horší poměr signál/šum se obraz vyznačoval dostatečnou kvalitou k hodnocení. Jedná se o velmi užitečný nástroj spojený se snahou redukce dávky (Raman et al., 2013, s. 843).

Zatímco FBP jsou vybaveny všechny CT přístroje, nejmodernější IR kladou vysoké nároky na přístrojové vybavení a velmi často je lze použít jenom u nejnovějších přístrojů (Mayo-Smith et al., 2014, s. 661-662).

Adaptivní statická iterativní rekonstrukce od firmy GE kombinuje FBP s IR. Při použití ASIR lze nastavit míru procentuálního zastoupení jednotlivých metod v procesu rekonstrukce. Při ASIR 30 % (tj. 30 IR a 70 % FBP) je možné při CT břicha dosáhnout snížení dávky až na 50 % při zachování kvality obrazu (Patino, 2015, s. 22). Podobné hodnoty uvádí i Kaza et al. (2014), kdy za použití středních iterací je dosaženo snížení dávek kolem 30 % - 40 %.

Plně iterativní rekonstrukce od GE – MBIR jsou schopny snížit radiační zátěž při CT břicha až o 60 % - 70 %. Obrazy jsou zbarveny velkým množstvím šumu, působí

velmi uhlazeně, případně může subjektivně působit kvalitativně hůře (Kaza et al., 2014, s. 12, 13).

Je však důležité myslet také na negativa snižování expozičních parametrů s cílem redukce dávky i na to, že ačkoliv se bude obraz subjektivně zdát dostatečně hodnotitelný, může být v důsledku snížených parametrů nezobrazen nízko-kontrastní objem, tedy léze jen málo odlišitelné kvůli horší schopnosti zeslabit svazek záření od zdravé tkáně, např. některé jaterní metastáze. Mileto et al. (2019, s. 492) právě ve svém článku shromažďující nejmodernější techniky pro CT vyšetření břicha uvádí, že existuje limit pro redukci dávky v oblasti břicha přibližně kolem 25 % tak, aby byly ještě rozlišeny některé nízko-kontrastní léze.

#### **2.5.4 Centrace pacienta**

Zásadní krok během vyšetření, který má za následek správné fungování automatické modulace proudu je ideální centrace pacienta do souřadnicového systému (Kaza et al., 2014, s. 8). V posledních letech se provádělo několik studií, které zkoumaly nepřesné nastavení pacienta do gantry. Výsledky studií prokázaly, že přiblížení pacienta již o 6 cm k rentgence má za následek zvýšení dávky až o 38 %. Naopak oddálení od rentgenky způsobí navýšení obrazového šumu a zhorší spolehlivost v rámci hodnot zeslabení svazku jednotlivými tkáněmi (Saltybaeva et al., 2018, s. 641).

Velmi často právě dochází ke špatnému nastavení pacienta na lůžko do gantry CT přístroje v rámci jeho izocentra, což má za následek např. nechtěné zvýšení dávky záření. Je to způsobeno kvůli nepřesnému plánovacímu skenu, u něhož je pacient umístěný blíže rentgence, a tedy dojde ke zvětšení obrazu oproti skutečnosti. V praxi to pak znamená, že systém ATCM vyhodnotí, že se jedná o většího pacienta, a proto zvýší mA, z čehož lze usoudit, že dojde i ke zvýšení radiační zátěže (Mayo-Smith et al., 2014, s.667, 668).

Někteří výrobci CT přístrojů proto vyvinuly systém umožňující automatické polohování patientského stolu na základě naskenování tělesných proporcí pacienta pomocí 3D kamer a následného výpočtu jeho rozměrů pro přesnou centraci do izocentra (Saltybaeva et al., 2018, s. 641).

### **2.5.5 Rozsah skenování**

Během vyšetření by se mělo zamezit přímému ozáření částí těla, které není nutné primárně zobrazit. Rozsah skenování by tak měl zahrnovat jenom takovou oblast a počet potřebných fází vyšetření, nezbytně nutných pro hodnocení (Yu et al., 2009, s. 5).

### **2.5.6 Pitch faktor**

Pokud se stůl pohybuje pomaleji, tedy pitch  $<1$ , dochází k překryvu skenovaných vrstev, tzn. vícekrát je prozářena jedna oblast. Nízké hodnoty faktoru stoupání se spojují s menším obrazovým šumem, menším množstvím možných artefaktů, lepším poměrem CNR ale prokazatelně větší dávkou. Využívá se toho např. u vyšetření srdce, zejména pro omezení pohybového artefaktu. Pokud je v praxi používána ATCM, dochází modulací proudu (v tomto případě ke snížení produkce fotonů) k vyrovnání přednastavených požadovaných parametrů např. index šumu (Raman et al., 2013, s.842).

### **2.5.7 Konfigurace detektorů**

Detekční oblast je u dnešních moderních multidetektorových přístrojů složena z mnoha řad detektorů v podélné ose z. Konfigurací detektoru se označuje vlastní počet jednotlivých datových kanálů, respektive počet řad detektorů a šířce detekčních jednotek, ze kterých je složen jeden datový kanál, tj. řada detektoru (Raman et al., 2013, s. 840).

Při náběru dat je možné datové kanály používat jednotlivě nebo sloučit více kanálů do jednoho a tím získat širší datové pole. Širší vrstva je spojena s širší kolimací RTG svazku, který silně ovlivňuje dávku. Užší skenovaná vrstva společně s příslušnou kolimací svazku znamená nejenom menší množství rozptýlených fotonů, zhoršující kvalitu obrazu, ale také nižší dávku záření, kterou by pacient během vyšetření obdržel (Súkupová, 2018, s. 129).

Každý vyšetřovací protokol by tedy měl mít vhodně nastavené šíře skenovaných vrstev a kolimaci svazku záření tak, aby následné zpracování a hodnocení obrazů bylo uspokojivé co se kvality obrazu týče, tak i velikosti výsledné dávky (Raman et al., 2013, s. 841).

### **2.5.8 Filtrace**

V posledních letech byla zaznamenána technika umožňující úpravu energetického spektra záření použitím přídatného filtru. Nejčastěji se jedná o cínový filtr, který dokáže odfiltrovat fotony s nízkými hodnotami ve svazku záření. Tím omezí jejich interakci ve tkáni, ve které by nijak nepřispěly ke tvorbě obrazu. Naopak by mohly způsobit nežádáný obrazový šum, anebo se absorbovat v objemu, kterým prošly a tím zvýšily radiační zátěž (Korčáková, 2021, s. 79). Při napětích 100-120 kV, lze dosáhnout značného snížení dávek záření. Při nízko-dávkových protokolech je potřeba zabezpečit pro zajištění kvalitního vyšetření dostatečné kvantum záření, protože dochází k větší absorpci fotonů (Ferda et al., 2018, s. 222).

### **2.5.9 Virtuální nativní vyšetření**

Jedná se o novou potenciální techniku redukce dávky při CT vyšetření, která je dostupná u přístrojů s možností použití duální energie při náběru dat. Princip virtuálního nativního zobrazení je založen na využití schopnosti odečíst z kontrastní fáze vyšetření jodového syčení tkání a tím získat nativní obrazy vyšetřované oblasti (Virarkar et al., 2022, s. 294, 295). Subtrakce nejčastěji jodové kontrastní látky je umožněna díky tomu, že DECT přístroje umožňují rozlišit různé tkáně a materiály na základě rozdílnosti míry absorpce záření odlišných energií (De Cecco et al., 2010, s. 2870). Snížení radiační zátěže je způsobena vynecháním nativního vyšetření, které je v praxi rutinně používáno při zobrazení břicha před kontrastními fázemi. Následným zpracováním postkontrastních skenů dojde k zrekonstruování virtuálního nativního obrazu (Jamali et al., 2019, s. 504).



### 3 VYŠETŘENÍ OBLASTI BŘICHA VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIÍ

Vyšetření břicha pomocí výpočetní tomografie je nepostradatelnou zobrazovací metodou hojně využívanou v klinické praxi. CT břicha je místem, u něhož je rutinně používáno vícefázové skenování, což má poměrně velký vliv na výslednou celkovou radiační zátěž z vyšetření. Existuje tedy snaha v rámci radiační ochrany o snižování radiační dávky na co nejnižší dosažitelnou úroveň tak, aby nebyl omezen diagnostický přínos vyšetření. CT oblasti břicha je poměrně složitým vyšetřením. Jedná se totiž o oblast mnoha orgánů s různými ale hodně si blízkými hodnotami denzit (Ning et al., 2014, s. 1).

#### 3.1 Indikace

CT v oblasti břicha je vyšetřením vhodným pro diagnostiku nemalé řady onemocnění. Jednou z nejdůležitějších indikací v rámci gastrointestinálního traktu je detekce tumorů a jejich staging. Umožňuje detekovat jeho metastatické šíření, prorůstání do okolních struktur nebo orgánů, či postižení lymfatických uzlin. Další velmi častou indikací jsou zánětlivá onemocnění. Postprocessingovou úpravou obrazů tedy tzv. virtuální endoskopii využívá CT kolonografie a CT enterografie umožňující nahlédnout i do dutého orgánu.

Oblast jater bývá vyšetřována ultrasonograficky, nicméně CT vyšetření se vyznačuje vyšší senzitivitou i specificitou, proto bývá většinou využito pro upřesnění nálezu (Heřman et al., 2014, s. 139). CT vyšetření jater je prováděno strategií vícefázového vyšetření po aplikaci bolu kontrastní látky v arteriálních, parenchymových a pozdních skenech s časovým odstupem 3-5 minut. Vyšetření je nezbytné pro přesnou diagnostiku především tumorů jater, jak primárních, tak sekundárně metastaticky postižených (Ferda et al., 2009, s. 163). S výhodou lze využít i tzv. volumetrie posuzující objem jaterních laloků, čehož je využíváno před resekci jater a transplantací od žijících dárců, pomocí níž je posuzován zbývající objem jater a jaterního štěpu v rámci posouzení pooperační mortality (Lim et al., 2013, s. 887). Indikací pro CT žlučníku a žlučových cest je většinou podezření na tumor a možná jeho generalizace (Heřman et al., 2014, s.145).

Onemocnění slinivky břišní jsou vhodná pro detekci výpočetní tomografií. Přesněji než pomocí US, je možno detekovat pankreatitidy, přičemž akutní diagnostika by měla být stanovena během 48 hodin. Kromě klinického obrazu a laboratorního

vyšetření jsou právě indikovány ke kontrastnímu CT vyšetření umožňující posoudit edematózní a nekrotizující pankreatitidy. Pro validní zhodnocení nekrózy by měl pacient CT vyšetření podstoupit nejpozději 5. den od prvních klinických obtíží (Zazula et al., 2006, s.148). Dále je možno detekovat i chronickou pankreatitidu, cysty a tumory pankreatu u nichž má CT přínos především díky přesnému posouzení invazivního růstu tumoru do okolních tkání včetně cévních struktur, což posuzuje možnost operační léčby. Strategie vyšetření pankreatu je kontrastní v arteriální a parenchymové fázi.

Výpočetní tomografie je také volena při diagnostice tumorů a zánětlivých onemocnění v oblasti malé pánve a uropoetického systému, kde zpravidla CT následuje po US pro upřesnění US nálezu (Heřman et al., 2014, s. 118-165).

### **3.2 Příprava pacienta před vyšetřením**

V průběhu vyšetření je většinou používána kontrastní látka, a to perorálně i intravenózní aplikace kontrastní látky v průběhu vyšetření. Proto je nutno pacienta řádně připravit na její podání. Základem je odebrání alergické anamnézy, konkrétně tedy na jod. A to z toho důvodu, že v současnosti jsou využívány pro vyšetření především jodové kontrastní látky (JKL). Jsou aplikovány izoosmolální JKL, které mají menší pravděpodobnost vzniku nežádoucích účinků, jako jsou např. alergoidní a chemotoxické účinky. Jako prevence vzniku nežádoucích účinků na aplikaci JKL, je vhodné znát hodnotu glomerulární filtrace, postačí však hladina kreatininu v séru, díky kterému lze vypočítat maximální množství JKL.

Pacient by před aplikací JKL měl být na lačno, tzn. 4 hodiny před vyšetřením by neměl přijímat tuhou stravu, avšak příjem tekutin např. 100 ml/hod je žádoucí. Zvýšená hydratace během 6 hodin před vyšetřením a následně po vyšetření, slouží jako prevence před vznikem kontrastní nefropatie a měla by být zdůrazňována všem pacientům.

U rizikových pacientů (polyvalentní alergie, astma bronchiale a alergie na jod) je nutná premedikace Prednisonem 40 mg (12-18 hodin před aplikací JKL) a 20 mg (6-9 hodin před podáním JKL) (Věstník MZ ČR, 2016, s. 50-53). Případně lze v některých případech zvolit odpovídající alternativní zobrazovací metodu, při které není třeba aplikace jodové kontrastní látky, např. při detekci a posouzení možnosti resekce jaterních metastáz kolorektálního karcinomu, je možnou volbou i magnetická

rezonance nebo PET či PET/CT po aplikaci FDG (fluorodeoxyglukóza) (Legou et al., 2014, s. 506)

Břicho je oblast, ve které se nachází mnoho toorgánů, jenž se vyznačují podobnou mírou absorpce ionizujícího záření. Z toho důvodu je potřeba pro lepší přehlednost a odlišení jednotlivých struktur použít i perorálně užitou kontrastní látku. V závislosti na skenované oblasti se volí množství a čas užití KL. Kromě jodové KL je často používána také hyperdenzní baryová suspenze, kterou však nelze použít při podezření na perforaci trávicí trubice. Někdy jsou voleny i izodenzní kontrastní látky, např. čistá voda nebo roztoky cukerných alkoholů (Manitol) (Ferda et al., 2009, s.54).

Pro vyšetření břicha a malé pánve se na pracovišti FNOL přednostně volí užití 100 ml Micropaque CT naředěného v 1 l vody, nebo v případě kontraindikací užití baryového kontrastu se využije 20 ml jodové kontrastní látky ve stejném objemu vody. Takto připravený roztok se frakcionálně popíjí v průběhu 1,5- 2 hodin před vyšetřením. Při zobrazování oblasti horního břicha zaměřeno na slinivku břišní, se užije cca 10-15 minut před vyšetřením roztok 5 ml jodové KL ve 200 ml vody nebo 50 ml Micropaque CT v 0,5 l vody.

### **3.3 Průběh vyšetření**

Následující podkapitola popisuje průběh vyšetření na radiologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc. Pacient přichází do vyšetřovny řádně poučený, informovaný o průběhu vyšetření a s podepsaným informovaným souhlasem. Je mu zajištěn žilní přístup kanylou o velikosti 18-22 G, především pro intravenózní aplikaci kontrastní látky. Ta je podávána pomocí tlakového injektoru. Pacient leží na vyšetřovacím lůžku na zádech s rukama nataženými za hlavou, nohama směrem do gantry. Centruje se na mečovitý výběžek hrudní kosti a do středu vyšetřovaného objemu.

Vlastní vyšetření se zahajuje topogramem, pomocí kterého se stanoví rozsah skenování. Při vyšetření břicha a malé pánve se skenuje od vrcholů bránice po dolní okraj symfýzy a v případě vyšetření slinivky břišní či jater tzv. oblasti horního břicha se volí rozsah po lopaty kosti kyčelní.

Strategie vyšetření je většinou vícefázová. Expozice probíhá za použití automatické modulace proudu, napětí je voleno na hodnotu 120 kV. Na jednom přístroji se provádí akvizice CT dat s hodnotou pitch 992:1, na druhém je nastavena hodnota 1,375:1. Z postkontrastní parenchymové fáze jsou rekonstruovány obrazy

o šíři vrstvy 1,25 mm s 1 mm intervalem, pomocí standardního rekonstrukčního algoritmu. Studie se zpracovává rekonstrukcemi pomocí klasické filtrované zpětné projekce i pomocí iterativních rekonstrukcí.

Začíná se nativním vyšetřením za pokynů nadechnout a nedýchat pro eliminaci vzniku dýchacích artefaktů. Při kontrastní akvizici dat se aplikuje neionická kontrastní látka o objemu 70 ml (případně upravením dle váhy) rychlostí 3,3 ml/s a 30 ml fyziologického roztoku stejnou rychlostí. Koncentrace kontrastní látky by měla být v rozsahu 320-400 mg J/ml. Po aplikaci bolu KL se za 30 s skenuje 1. fáze, tedy fáze arteriální. Parenchymová fáze se skenuje 30 s po ukončení skenování fáze arteriální a metodou volby jsou pozdní skeny např. pro diagnostiku hemangiomu cca za 10 minut (Místní radiologické standardy FNOL).

Po ukončení vyšetření je pacientovi alespoň 30 minut ponechán zajištěný žilní přístup jako prevence řešení nežádoucích komplikací po aplikaci jodové kontrastní látky (Věstník MZ ČR, 2016, s. 52).

V rámci vyšetření by mělo být dodržováno použití jen tolika fází vyšetření, které jsou nezbytně nutné pro diagnostiku. V rámci snižování dávek z CT vyšetření je dle Národních radiologických standardů dokonce žádoucí provést nativní a vylučovací fázi se sníženou dávkou (Věstník MZ ČR, 2016. s. 32).

### **3.3.1 Shrnutí teoretických poznatků**

Výpočetní tomografie je neodmyslitelná zobrazovací modalita, která má nezastupitelnou roli v rámci volby zobrazovací metody při diagnostice onemocnění, a to i ve srovnání s alternativními zobrazovacími metodami např. nevyužívajícími ionizující záření. Vlivem stálého pomalého nárůstu počtů přístrojů, ale i počtů vyšetření je zaznamenáno, že se právě CT vyšetření podílí z velké části na celkové dávce, kterou populace obdrží z lékařského ozáření. Proto existuje snaha o snižování radiční dávky užitím různých metod a postupů.

Kromě lidského faktoru, kterým je především indikace k vyšetření, je také velmi důležité, aby radiologický asistent provádějící vyšetření měl dobrou znalost o technických možnostech CT přístroje tak, aby bylo možné vyšetření provést za použití co nejnižší dávky záření. Vzhledem k tomu, že již při náběru dat je možné ovlivnit jak kvalitu výsledných obrazů, tak i dávku záření, je důležité myslet právě na správné nastavení skenovacích parametrů dle požadovaného účelu vyšetření. Jedná se především o používání automatické modulace proudu, která dokáže redukovat

dávku až o 70 %. Upravením hodnoty napětí je možné dosáhnout, zvýraznění kontrastem naplněných struktur oproti okolním tkáním, a tak zlepšit obrazové vlastnosti. Důležitou roli hraje také správná centrace pacienta do izocentra gantry, protože i nepatrné přiblížení k rentgence může mít za následek poměrně velký nárůst dávky při vyšetření.

Od prvních způsobů rekonstrukce hrubých dat, byl zaznamenaný velký posun v rámci rekonstrukčních algoritmů. Kromě filtrované zpětné projekce, která i přes omezené možnosti větší redukce dávky při zachování ještě dostatečné obrazové kvality má stále své místo při rekonstrukci dat, jsou v praxi používány iterativní rekonstrukce, jejichž hlavní výhodou je právě větší možnost redukce radiačního zatížení pacienta z CT vyšetření.

Využití výpočetní tomografie v abdominální radiologii má nezastupitelnou roli. Ačkoliv existuje alternativní ultrasonografické vyšetření, jehož výhodou je rychlost provedení, a především absence ionizujícího záření, je i přesto CT nepostradatelné k detekci tumorů a vyhodnocení jejich stagingu nebo diagnostice zánětlivých onemocnění např. slinivky břišní.

# VÝZKUMNÁ ČÁST

## 4 METODIKA VÝZKUMU

### 4.1 Výzkumné cíle, otázky a hypotézy

Praktická část diplomové práce se zabývá sběrem a zpracováním dat získaných z lékařského ozáření ze dvou různých CT přístrojů ve vybrané nemocnici. Cílem práce je porovnání dávkových indexů staršího, již vyřazeného výpočetního tomografu s dávkovým indexem přístroje nového. Výstupem praktické části je tabulka srovnávající dávkové indexy z jednotlivých tomografů.

Pro dosažení cíle práce byly stanoveny výzkumné otázky a hypotézy.

**Cíl 1:** Jaký je rozdíl v dávkových indexech, které pacienti obdrželi při 1. vyšetření na starém CT a následně při 2. kontrolním vyšetření na přístroji novém?

**Hypotéza 1:** Při vyšetření na novém přístroji budou porovnávané dávkové indexy nižší.

**Cíl 2:** Má obraz z obou přístrojů srovnatelnou kvalitu?

**Hypotéza 2:** Nový přístroj bude mít výrazně lepší obrazovou kvalitu.

### 4.2 Charakteristika výzkumného vzorku

Do výzkumného souboru byli zařazeni pacienti splňující hlavní zařazující kritérium, tedy pacient, který podstoupil CT vyšetření břicha na přístroji č. 1, GE Medical System Light Speed VCT a následně na 2. přístroji, GE Medical System Revolution Apex ve Fakultní nemocnici Olomouc. Všichni pacienti byli vyšetřeni na přístroji GE Light Speed VCT pomocí protokolu zaměřeného na oblast jater nebo na oblast celého břicha včetně malé pánve s dvěma fázemi, tedy arteriální a parenchymová. Náběr dat probíhal při napětí na rentgence 120 kV ve všech fázích, hodnota proudu byla automaticky modulována použitím automatické modulace proudu. Maximální proud pro nativní vyšetření byl nastaven na 600 mA, arteriální fáze a nativní vyšetření měla maximum nastavené na 760 mA. Na přístroji GE Revolution Apex byla data naskenována při napětí 120 kV pro všechny fáze a hodnoty proudu byly automaticky regulovány funkcí Smart-mA, kdy pro nativní vyšetření bylo nastaveno rozmezí hodnot 100-740 mA, arteriální fáze 100-655 mA a parenchymová fáze 100-800 mA. Hodnota faktoru stoupání byla pro nový přístroj 0,992:1, zatímco

starší CT skenovalo s hodnotou pitch 1,375:1. Rozdíl byl také v použití rekonstrukčního algoritmu. Nový přístroj je vybaven modernějšími iterativními rekonstrukcemi tzv. ASIR-V, kdy nativní vyšetření bylo se 40 % ASIR-V, arteriální 50 % a parenchymová fáze 30 % ASIR-V. Kdežto staré CT používalo starší iterace ASIR.

Takto bylo vyhledáno 62 pacientů. Ačkoliv byl předpokládaný počet respondentů vyšší (100 pacientů) z celkového počtu dohledaných pacientů bylo aplikováním vyřazujících kritérií získán finální výzkumný soubor, který tvořilo 45 pacientů. Vyřazovací kritéria zahrnovala věk pod 18 let, nestejný počet fází a rozdílný rozsah skenování mezi zobrazovacími přístroji.

### **4.3 Metoda sběru dat**

Praktická část diplomové práce se opírá o data, která byla získána ze systému PACS a NIS, Radiologické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc. Formou retrospektivní studie byli v systému vyhledávání pacienti metodou záměrného výběru, jenž podstoupili CT vyšetření v oblasti břicha na dvou zvolených přístrojích. Prvním přístrojem bylo nyní už z provozu vyřazené CT od firmy General Electric Medical System Light Speed VCT a druhým zvoleným přístrojem byl Revolution Apex, taktéž od firmy GE Medical System, který právě nahradil starý CT přístroj v roce 2021. Sběr dat probíhal od 24.1.2023 do 9.2.2023.

#### **Vyhledání dat v archivačním systému PACS a NIS:**

Při zahájení vyhledávání vhodných pacientů, které by bylo možné zařadit do výzkumného souboru, byl získán z FNOL seznam pacientů s diagnózou pankreatitida a tumor pankreatu, od začátku roku 2020 do roku 2023. Následně bylo u každého jedince zjištěno, zda podstoupil CT vyšetření na obou přístrojích. Počet vhodných pacientů však nebyl dostatečný pro tento výzkum, a proto byla změněna vyhledávací strategie. Prozkoumání byli všichni pacienti, kteří podstoupili CT vyšetření břicha na novém přístroji od října 2021, tedy od data, kdy bylo CT GE Revolution Apex zprovozněno. U těchto pacientů pak bylo dohledáváno, zda v předešlých letech podstoupili i vyšetření na CT Light Speed VCT.

V systému PACS pak byly vyhledány parametry potřebné pro kvantitativní hodnocení výsledků, charakterizující CT vyšetření a následně zaznamenány do předem připravené tabulky vytvořené v Microsoft Excel. Jednalo se o data z dávkové tabulky, tzv. Dose Report (viz. příloha č. 4 a příloha č. 5), která je uložena v PACS pro

každé CT vyšetření. Byly zaznamenávány hodnoty objemového kermového dávkového indexu  $CTDI_{vol}$  (mGy), ze všech fází vyšetření, celková hodnota DLP (mGy.cm), hodnota napětí (kV) a typ přístroje.

Ze systému NIS byly dohledány údaje charakterizující pacienta. Do tabulky bylo zaznamenáno tedy: pohlaví, věk, hmotnost (kg) a výška (cm). Hodnota BMI byla dopočtena z výšky a hmotnosti pacienta. Veškerá data byla anonymizována. Každému pacientovi bylo přiřazeno číslo, pro označení pohlaví bylo použito označení písmeny m-muž (z angl. male), f-žena (z angl. female).

### **Data hodnotící kvalitu obrazu vyšetření**

Druhou částí výzkumu je kvalitativní analýza obrazu jednotlivých vyšetření. Vybraná CT vyšetření byla předložena čtyřem zkušeným radiologům z Radiologické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc s 13, 8, 5 a 4 lety praxe s interpretací nálezů na CT vyšetření břicha a malé pánve. Pro omezení případného rozeznání typu přístroje byly série snímků zaslepeny odstraněním všech identifikačních dat a obrazových informací. Série vyšetření byly prohlíženy ve formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) na PACS stanicích. Pro hodnocení kvality obrazu byla použita pěti bodová stupnice, tzv. Likertova škála. Pro zhodnocení kvality obrazů byla vybrána parenchymová fáze, při které je oblast jater a slinivky břišní nejlépe zhodnotitelná. Kritérii pro posouzení kvality byly především: ostrost, konturovatelnost orgánů, šum a náplň cévních struktur. Hodnota 1 byla přidělena obrazu vykazující vynikající obrazové parametry. Obraz byl ostrý, nezkreslený, nebyl přítomen rušivý obrazový šum, nebyly přítomny artefakty. Pokud byla kvalita obrazu považovaná stále za velmi dobrou, tedy obraz byl pouze méně ostrý, či byl přítomen nepatrný šum než při vynikajícím hodnocení, byl ohodnocen hodnotou 2. Dobré hodnocení, tedy hodnota 3 byla přiřazena obrazu se slušným posouzením hodnotících kritérií. Obraz, jehož kvalita byla zatížena značným šumem, vyznačovala se nízkou ostroty a konturovatelností orgánů byla ohodnocena číslem 4. Prakticky nehodnotitelný obraz by byl ohodnocen ze stupnice číslem 5.

## **4.4 Realizace výzkumu**

Po výběru tématu byla provedena rešerše na dané téma, prostudována základní literatura týkající se CT vyšetření v oblasti břicha, dále pak byla prostudována problematika ohledně radiační zátěže z CT vyšetření, zásady radiační ochrany



a novinky na poli redukce dávky při CT vyšetření. Následně mohly být stanoveny cíle práce, společně s výzkumnými otázkami a hypotézy, které budou zkoumány ve výzkumné části práce. Na základě výzkumných otázek byla stanovena kritéria, dle kterých bude pacient zařazen do výzkumného souboru.

Pro realizaci výzkumu byla zvolena Radiologická klinika Fakultní nemocnice Olomouc. Aby bylo možné naplánovaný výzkum zrealizovat na tomto pracovišti, bylo nezbytné podat žádost na vedení FNOL o poskytnutí informací pro studijní účely/sběr dat (viz. příloha č. 2 a příloha č. 3). Schválený dokument byl přiložen k Žádosti o vyjádření Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci k výzkumné části diplomové práce, kterému bylo uděleno souhlasné stanovisko k realizaci výzkumu (viz. příloha č. 1).

#### **4.5 Metody zpracování dat**

Praktická část diplomové práce byla založena na retrospektivním sběru číselných dat, která byla následně statisticky zpracována pro získání výsledků. Při sběru dat byla anonymizovaná data zaznamenávána do programu Microsoft Office-Excel a dále pak statisticky zpracována použitím programu Tibco Statistica.

V rámci statistického hodnocení demografických údajů charakterizující pacienta byla použita popisná statistika v MS Excel. Popisovány byly údaje věk, pohlaví a hodnota BMI, která byla vypočtena z hmotnosti a výšky pacienta.

Pro dosažení cílů práce a získání co nejvíce vyplývajících výsledků bylo nutné zvolit vhodné statistické metody. Proto bylo zpracování dat provedeno zkušeným statistikem, paní RNDr. Evou Reiterovou, Ph.D. Vzhledem k malému počtu pacientů ve výzkumném vzorku byly použity neparametrické metody.

Zpracování výsledku pro hypotézu ohledně dávky prezentovanou dávkovým indexem, byl použitý Wilcoxonův pořadový test pro párované hodnoty, což je neparametrický ekvivalent párového t-testu. Hlavním cílem tohoto statistického testu je zjistit signifikantnost rozdílu mezi opakovaným měřením na stejných subjektech. (Reiterová, 2016, s. 77). Wilcoxonovy testy byly provedeny vždy pro stejné fáze vyšetření mezi přístroji, tzn. porovnávány byly hodnoty  $CTDI_{vol}$  z nativního vyšetření z GE Light Speed VCT s nativním vyšetřením GE Revolution Apex a pak dále pro arteriální i parenchymovou fázi. Významnost testování probíhalo na hladině 0,05.

Pro hodnocení kvality obrazů, která byla provedena na základě subjektivního vizuálního hodnocení 4 zkušenými na sobě nezávislými lékaři, bylo použito také

Wilcoxonova testu s hladinou signifikantnosti  $p < 0,05$ . Ke zhodnocení kvality obrazu byly zvoleny série tenkých vrstev parenchymové fáze vyšetření. Použita byla tzv. Likertova škála o pěti stupních.

## 4.6 Výsledky výzkumu

### 4.6.1 Výsledky ze zpracování demografických údajů

Výsledný zkoumaný soubor byl tvořen 31 muži a 14 ženami, tedy 69 % vzorku tvořili muži a 31 % ženy. Nejstarší vyšetření bylo provedeno v roce 2011 a nejnovější v lednu roku 2023. Věkové rozložení pacientů bylo při prvním vyšetření v průměru 55,69 let a u kontrolního vyšetření 58,89 let. Nejstarší pacient podstupující první CT měl 81 let a nejmladší 19 let. Při kontrolním vyšetření měl pak nejmladší pacient 25 let a nejstarší 84 let. Průměrný rozdíl mezi věkem podstoupení prvního a následně kontrolního vyšetření je 3,2 roku. Největší rozestup mezi oběma vyšetřeními byl 6 let a nejmenší 1 rok. Co se týká věkového rozložení mezi pohlavími je dle výsledků patrné, že ženy byly v průměru o 6,74 let starší než muži. Během obou CT vyšetření měly průměrně 61,93 let, zatímco muži 55,19 let.

*Tabulka 2: Zastoupení pohlaví ve zkoumaném souboru respondentů.*

<b>Pohlaví</b>	<b>Absolutní četnost</b>	<b>Relativní četnost (procenta)</b>
<b>Muži</b>	31	69 %
<b>Ženy</b>	14	31 %
<b>Celkem</b>	45	100 %

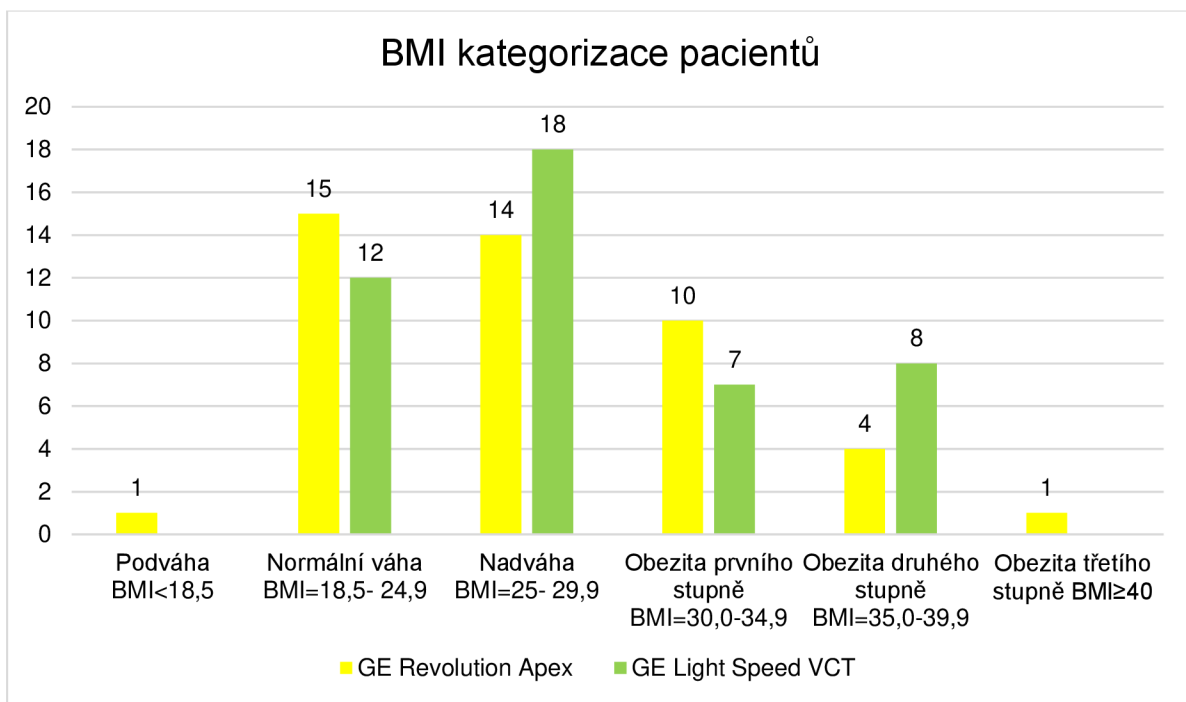
Tabulka 3: Věkové rozložení respondentů mezi přístroji.

Věk	GE Revolution Apex	GE Light Speed VCT
Průměr	58,89	55,69
Maximum	84	81
Minimum	25	19
Medián	60	56
SD	14,75	14,84

Tabulka 4: Průměrný věk při vyšetření mezi pohlavími.

Průměrný věk	GE Revolution Apex	GE Light Speed VCT
Ženy	63,34	60,21
Muži	56,74	53,65

Ze zaznamenaných údajů o výšce a hmotnosti pacienta bylo možné dopočítat hodnotu BMI, podle které lze pacienty zařadit do skupiny udávající nutriční stav pacienta. Ve zkoumaném souboru bylo nejvíce pacientů v kategorii nadváhy při prvním vyšetření a sice 40 %. Druhou, poměrně hojně zastoupenou kategorií s 26,67 % byla kategorie normální váhy. Hodnoty BMI při kontrolním vyšetření byly nejpočetnější v kategorii nadváhy a to z 33,33 %.



Obrázek 1: Počet zastoupení pacientů v jednotlivých BMI kategoriích

Tabulka 5: Rozložení hodnot BMI pacientů mezi přístroji.

BMI	GE Revolution Apex	GE Light Speed VCT
Průměr	27,76	28,01
Maximum	40,39	38,62
Minimum	16,73	19,84
Medián	26,87	27,15
SD	26,87	27,15

#### 4.6.2 Vyhodnocení zkoumaných parametrů radiační zátěže při CT vyšetření břicha

##### Hodnota objemového kermového dávkového indexu CTDI<sub>vol</sub>

Hlavním cílem této diplomové práce je porovnat radiační zátěž způsobenou výpočetní tomografií při vyšetření v oblasti břicha a zjistit, zda je radiační dávka obdržená během vyšetření z obou CT přístrojů srovnatelná. Vzhledem k tomu, že se jedná o porovnání dávkových indexů, jednoho z nejnovějších přístrojů firmy GE Medical System a na druhé straně dnes už z provozu vyřazeného CT přístroje by bylo

možné předpokládat, že právě nahrazující stroj se bude v rámci existující tendence redukce dávky z CT vyšetření vyznačovat nižšími dávkovými hodnotami. Přehled hodnot  $CTDI_{vol}$  z jednotlivých přístrojů je uveden v tabulce č. 7 pro GE Revolution Apex a tabulce č. 8, pro GE Light Speed VCT.

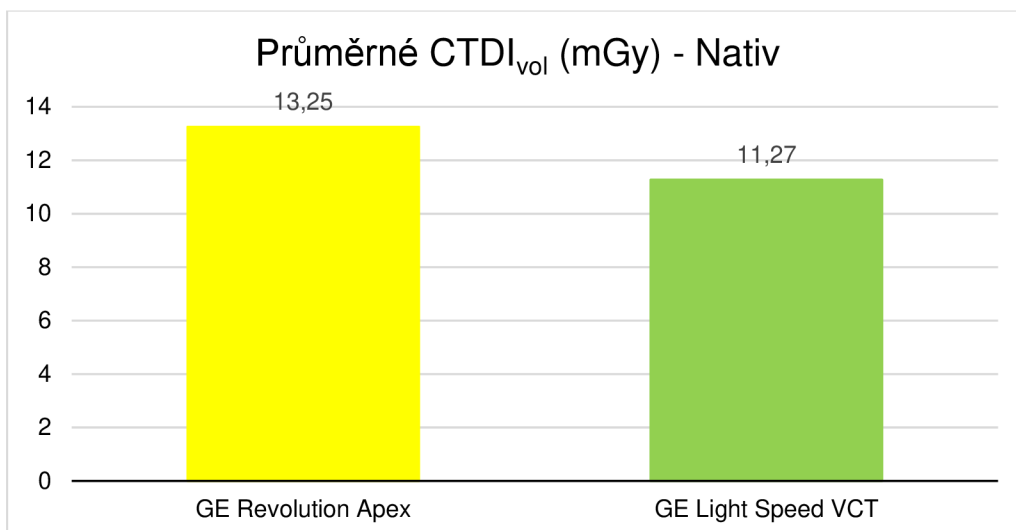
*Tabulka 6: Hodnoty  $CTDI_{vol}$  GE Revolution Apex.*

<b><math>CTDI_{vol}</math> Apex</b>	<b>Nativ</b>	<b>Arterial</b>	<b>Parenchym</b>
<b>Průměr</b>	13,25	10,68	18,81
<b>Maximum</b>	24,66	21,54	27,21
<b>Minimum</b>	5,07	4,16	8,15
<b>Medián</b>	11,43	9,12	19,76
<b>SD</b>	6,06	5,23	5,91

*Tabulka 7: Hodnoty  $CTDI_{vol}$  GE Light Speed VCT.*

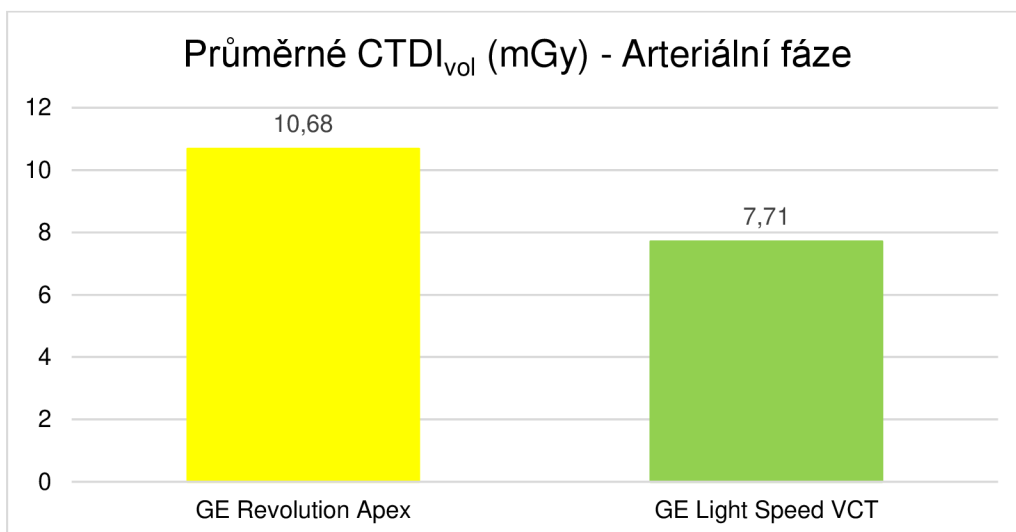
<b><math>CTDI_{vol}</math> VCT</b>	<b>Nativ</b>	<b>Arterial</b>	<b>Parenchym</b>
<b>Průměr</b>	11,27	7,71	12,76
<b>Maximum</b>	22,38	20,35	24,05
<b>Minimum</b>	3,94	3,29	4,94
<b>Medián</b>	10,58	6,35	12,28
<b>SD</b>	5,51	4,52	5,84

Při porovnání průměrných hodnot objemového kermového dávkového indexu (mGy), vždy odpovídajících fází vyšetření mezi přístroji, bylo zjištěno, že při srovnání průměrné hodnoty nativního vyšetření na novém přístroji je v průměru o 1,98 mGy vyšší, což odpovídá nárůstu radiační dávky prezentovanou dávkovým indexem o 17,57 %. Průměrná hodnota nového přístroje byla 13,25 mGy a starého CT přístroje 11,27 mGy.



Obrázek 2: Průměrné hodnoty CTDI<sub>vol</sub> pro nativní vyšetření obou přístrojů.

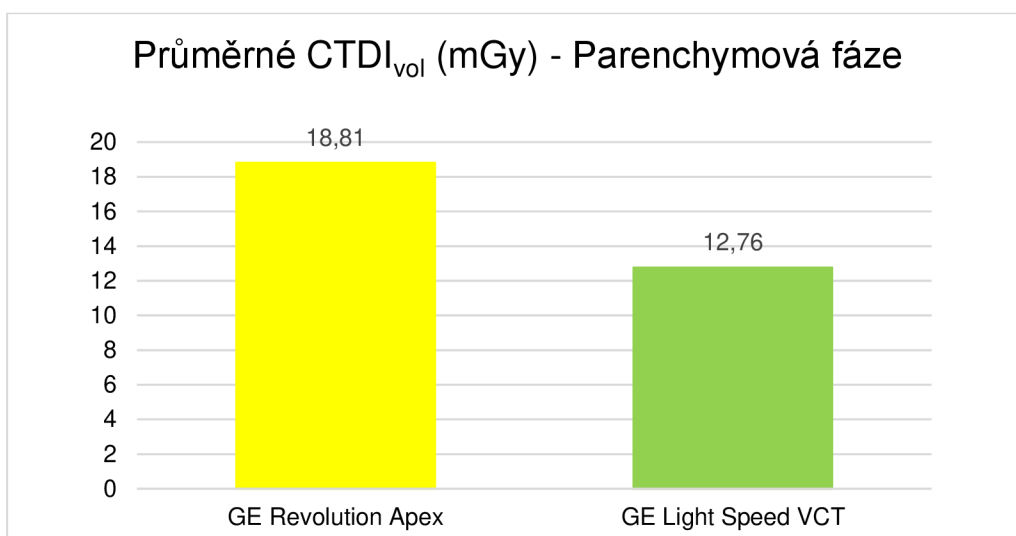
Arteriální fáze byla srovnána stejným způsobem. Průměrná hodnota CTDI<sub>vol</sub> na přístroji GE Revolution Apex byla o 2,97 mGy vyšší než u GE Light Speed VCT přístroje. Tento nárůst dávky odpovídá 38,52 %. Průměrná hodnota dávkového indexu na novém CT byla 10,68 mGy a 7,71 mGy na starém CT.



Obrázek 3: Průměrné hodnoty CTDI<sub>vol</sub> pro Arteriální fázi obou přístrojů.

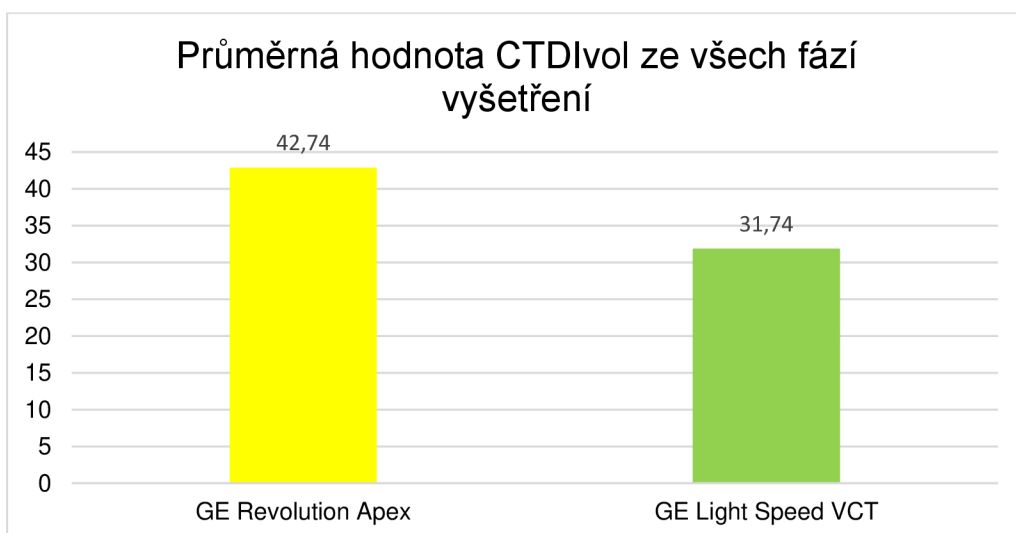
Nejvyšší průměrný dávkový nárůst byl zjištěn z parenchymové fáze vyšetření. Průměrná hodnota CTDI<sub>vol</sub> byla u nového přístroje 18,81 mGy a u nahrazeného starého CT 12,76 mGy. Z těchto hodnot je patrné, že nárůst dávkového indexu byl

47,41 %. Během vyšetření byla tedy radiční zátěž v průměru o 6,05 mGy vyšší na přístroji GE Revolution Apex než na starém GE Light Speed VCT.



Obrázek 4: Průměrné hodnoty  $CTDI_{vol}$  pro Parenchymovou fázi obou přístrojů.

Pokud bychom sečetli jednotlivé objemové kermové dávkové indexy všech fází vyšetření, bylo by možné získat průměrnou hodnotu  $CTDI_{vol}$  každého přístroje. Obrázek 5. znázorňuje rozdíl mezi hodnotami, který odpovídá 11 mGy. V případě nárůstu dávky na GE Revolution Apex se jedná o 34,66 % průměrně na celé vyšetření.



Obrázek 5: Průměrné hodnoty  $CTDI_{vol}$  ze všech fází

## OVĚŘENÍ PLATNOSTI HYPOTÉZ

Pro ověření platnosti výzkumné hypotézy cíle 1, byly vytvořeny statistické hypotézy:

**H0<sub>1a</sub>**-Hodnoty CTDI<sub>vol</sub> při nativním vyšetření u obou přístrojů jsou shodné.

**HA<sub>1a</sub>**-Mezi hodnotami CTDI<sub>vol</sub> při nativním vyšetření je signifikantní rozdíl.

**H0<sub>1b</sub>**: Hodnoty CTDI<sub>vol</sub> arteriální fáze vyšetření jsou u obou přístrojů shodné.

**HA<sub>1b</sub>**: Mezi hodnotami CTDI<sub>vol</sub> arteriální fáze vyšetření u obou přístrojů je signifikantní rozdíl.

**H0<sub>1c</sub>**: Hodnoty CTDI<sub>vol</sub> parenchymové fáze vyšetření jsou u obou přístrojů shodné.

**HA<sub>1c</sub>**: Mezi hodnotami CTDI<sub>vol</sub> parenchymové fáze vyšetření u obou přístrojů je signifikantní rozdíl.

Pro zjištění statistické významnosti rozdílů dávkových indexů CTDI<sub>vol</sub> na starém a novém přístroji a ověření platnosti uvedených hypotéz byl použit Wilcoxonův srovnávací párový test, hladina signifikance byla stanovena na 0,05. Porovnávány byly vždy odpovídající fáze vyšetření mezi přístroji.

Testováním hypotézy H0<sub>1a</sub> a HA<sub>1a</sub> byl zjištěn statisticky významný rozdíl mezi hodnotami, jelikož hodnota  $p < 0,05$ . Na základě tohoto byla vyvrácena nulová hypotéza H0<sub>1a</sub>, a tedy potvrzena hypotéza HA<sub>1a</sub>, tzn, mezi hodnotami dávkového indexu při nativním vyšetření je signifikantní rozdíl.

Hypotézy H0<sub>1b</sub> a HA<sub>1b</sub> byly zkoumány stejným testem. Zde byla také hodnota  $p < 0,05$ , byla zjištěna ještě vyšší signifikance v rozdílech hodnot CTDI<sub>vol</sub> u arteriální fáze vyšetření. Nulová hypotéza byla opět zamítnuta a přijata alternativní hypotéza.

U hodnoty CTDI<sub>vol</sub> parenchymové fáze byla zjištěna nejvyšší signifikantnost rozdílů porovnávaných hodnot. Přijata tedy byla také alternativní hypotéza HA<sub>1c</sub>.

Zkoumáním významnosti hodnot CTDI<sub>vol</sub> mezi dvěma přístroji byl u všech porovnávaných hodnot dávkových indexů všech fází vyšetření zjištěn signifikantní rozdíl. Lze tedy konstatovat, že nové CT GE Revolution Apex má statisticky signifikantně vyšší hodnoty dávkového indexu ve zkoumaném vzorku oproti GE Light Speed VCT. To je však opakem původního předpokladu, že nový CT přístroj bude způsobovat nižší radiační zatížení během vyšetření.



### 4.6.3 Výsledky hodnocení kvality obrazů

Druhým cílem práce bylo zhodnotit kvalitu obrazu vyšetření mezi přístroji GE Revolution Apex a GE Light Speed VCT a porovnat, zda mají přístroje srovnatelnou kvalitu nebo se kvalita liší. Pro zhodnocení kvality byla použita pětibodová Likertova škála.

Lepší kvalitu obrazu série tenkých vrstev parenchymové fáze, které byly určeny pro statistické zpracování, vykazuje dle průměrné hodnoty nový přístroj. Vyšetření bylo na novém přístroji posouzeno průměrně hodnotou 2,08 zatímco na starém přístroji 2,81.

Tabulka 8: Průměrné hodnoty z posouzení kvality u obou přístrojů.

Kvalita obrazu	Průměrné hodnocení
GE Revolution Apex	2,08
GE Light Speed VCT	2,81

## OVĚŘENÍ PLATNOSTI HYPOTÉZ

### Statistické hypotézy

**H<sub>0</sub>2:** Hodnocení kvality obrazu je na obou přístrojích stejné

**H<sub>A</sub>2:** Mezi hodnotami posuzující kvality obrazů mezi přístroji je signifikantní rozdíl.

Statistická významnost rozdílů v hodnocení byla posuzována Wilcoxonovým pořadovým testem pro párované hodnoty na hladině významnosti 0,05. Výsledkem byla prokázána signifikantnost mezi hodnotami posuzujícími kvalitu obrazu mezi dvěma přístroji, jelikož hodnota  $p < 0,05$ . Díky tomuto výsledku mohla být zamítnuta nulová hypotéza a přijata hypotéza alternativní. Výsledkem lze tedy stanovit, že CT GE Revolution Apex se vyznačuje vysoce signifikantně lepší kvalitou obrazu ve zkoumaných obrazových sériích, oproti starému CT GE Light Speed VCT. Tzn., že u druhého cíle, který porovnává kvalitu obrazu u dvou CT přístrojů, byla prokázána platnost výzkumné hypotézy č. 2.

## 5 DISKUZE

Cílem diplomové práce bylo porovnat radiační zátěž ze dvou přístrojů ve Fakultní nemocnici Olomouc na Radiologické klinice. Na podzim roku 2021 byl původní starý CT přístroj GE Light Speed VCT, nainstalovaný roku 2008, nahrazen novým přístrojem od stejné firmy, GE Revolution Apex. Pro zpracování výzkumné části byla zvolena oblast břicha, konkrétně CT vyšetření břicha a malé pánve a také CT jater a slinivky břišní ve dvou fázích. Ke zhodnocení radiační zátěže byly porovnávány pouze hodnoty  $CTDI_{vol}$  z jednotlivých fází vyšetřovacího protokolu, a to z důvodu rozdílných rozsahů skenování, které by mohly ovlivnit výsledky, v případě porovnávání hodnot DLP, které bývají právě velmi často voleny v různých srovnávacích studiích podobného charakteru.

Po nastudování teoretických poznatků bylo předpokládáno, že hodnota  $CTDI_{vol}$  bude u nového CT zařízení GE Revolution Apex nižší než na původním CT skeneru, GE Light Speed VCT a to díky tomu, že se jedná o nejmodernější přístroj firmy GE Healthcare. Kromě tohoto předpokladu, tomu naznačovalo možnost použití nové iterativní rekonstrukce ASIR-V. Výzkumná hypotéza ohledně předpokládaného nižšího radiačního zatížení u nového přístroje bohužel nebyla prokázána. Zpracováním zaznamenaných dat byly dokonce zjištěny vyšší naměřené absolutní hodnoty u všech fází vyšetření, jejichž významnost byla následně i statisticky potvrzena.

Kromě porovnání dávkových indexů se práce také zabývala zhodnocením obrazové kvality obou výpočetních tomografií těch samých studií, které byly použity v první části zkoumání. Výsledkem kvalitativního hodnocení obrazu bylo prokázáno, že nové CT GE Revolution Apex má ohodnocení kvality obrazů v parenchymové fázi vyšetření významně vyšší. Statistickým zpracováním došlo k potvrzení vysoce signifikantního rozdílu v hodnocení, z něhož byla prokázána platnost výzkumné hypotézy 2, která předpokládala, že obrazová kvalita vyšetření bude vykazovat lepší známky kvality na novém CT skeneru. Lze tedy konstatovat, že ačkoliv má GE Revolution Apex při parenchymové fázi vyšetření nárůst radiační zátěže v průměru o 47,41 %, má však významně vyšší obrazovou kvalitu oproti starému zařízení GE Light Speed VCT.

Během rešerše nebyla dohledána žádná podobná studie, která by porovnávala radiační zátěž či obrazové kvality při podobně odlišně nastavených expozičních parametrech dvou různých přístrojů. Zároveň vzhledem k velikému množství přístrojů

CT, nebyly dohledány ani studie s CT skenery, které byly použity v této práci. Dohledány však byly studie porovnávající radiační zátěž a zároveň obrazovou kvalitu vyšetření jednoho CT přístroje, většinou s cílem zjistit, zda snížení dávky, úpravou expozičních parametrů, převážně snížením hodnoty napětí (Xie et al., 2013) nebo změnou indexu šumu (Asemanrafat et al, 2022), společně s použitím iterativních rekonstrukcí bude mít ve výsledku vyšetření dostatečnou diagnostickou výpovědní hodnotu obrazů. Tímto tématem se zabývá i aktuální studie z roku 2022, autora Asemanrafat et al., jež studovala vliv IR na kvalitu obrazů a taktéž na dávku záření při CT vyšetření u skeneru firmy Toshiba. Výsledky ukázaly, že použitím IR se na rozdíl od filtrované zpětné projekce zlepšila objektivní kvalita obrazu a zachová se subjektivní kvalita obrazu i přes snížení radiační zátěže.

Dohledanou studií představující první klinický výzkumný experiment, porovnávající rozdílné verze adaptivních statických iterativních rekonstrukcí od firmy GE, konkrétně starší ASIR rutinně používanou v praxi a také byla používána na starším přístroji této práce s novější verzí ASIR-V (využívaná novým CT přístrojem práce), byla publikována roku 2015 autory Kwon et al.. Studie byla provedena na CT skenech oblasti břicha, která byla zvolena i pro tuto práci. Výsledky výzkumu naznačují, že použitím ASIR-V algoritmu, se může dosáhnout při použití vhodných stupňů ASIR-V uspokojivé subjektivní kvality snímků společně při nižší radiační dávce oproti původní verzi ASIR. Porovnáním s výsledky této práce by tomu mohlo odpovídat to, že u nového přístroje byly snímky subjektivně hodnoceny lépe oproti skenům ze staršího CT využívající ASIR. To, že u GE Revolution Apex byly vyhodnoceny vyšší hodnoty objemového kermového dávkového indexu prezentujícího radiační zatížení při vyšetření, může být způsobeno nesnížením dávky již v rámci primárního náběru dat jako tomu je u většiny dohledaných studií.

Pro hodnocení radiační zátěže byl pro účely této práce zvolen pouze objemový kermový dávkový index  $CTDI_{vol}$ , ačkoliv většina dohledaných prací (Asemanrafat et al., 2022; Xie et al. 2013; Prakash et al., 2010), však používala ke zhodnocení a porovnání dávky kromě  $CTDI_{vol}$  i DLP, jenž sloužil také pro výpočet efektivní dávky vynásobením konverzním faktorem, nebo některé práce (Shuman et al., 2014) pracovaly i s hodnotami SSDE, které zohledňovaly konkrétní rozměry jednotlivých pacientů.

I když je veličina  $CTDI_{vol}$  podle Věstníku MZ ČR č. 6 (2015, s. 10-11), pro hodnocení radiační zátěže z CT vyšetření dostačující, hodnota objemového kermového dávkového indexu mohla být ovlivněna velikostí pacienta. Právě vzhledem

k charakteru skenované oblasti, tedy oblasti břicha a malé pánve, která se vyznačuje poměrně velkou variabilitou, mohou být výsledky do jisté míry ovlivněny. Pro upřesnění výzkumného šetření by do příštích studií mohli být vybráni pouze jedinci určité BMI kategorie. Kategorizace pacientů na základě hodnot BMI byla zohledněna např. ve studii autora Prakash et al. (2010). Studie byla zpracována s cílem upravení techniky automatické modulace proudu pro pacienty různých váhových kategorií.

Druhou částí, kterou se zabývala výzkumná část, byla kvalitativní analýza obrazu. Tu je možno zhodnotit dvěma způsoby. Podobně jako i v této práci, v rámci posouzení obrazů ze dvou přístrojů, bylo použito subjektivního zhodnocení obrazu zkušenými radiology pomocí pětibodové Likertovy škály. Pro snížení subjektivního ohodnocení obrazů byli v rámci získání dat osloveni čtyři lékaři. Jistou limitací při této metodě hodnocení je, že i když dojde k zaslepení informací označujících daný přístroj, je při některých novějších rekonstrukčních technikách obraz rozpoznatelný, vzhledem k jeho typickému charakteru snímků (Asemanrafat et al., 2022).

Druhou možností pro posouzení obrazové kvality by bylo vhodné použít i metodu, která spočívá v kvantitativní analýze obrazů. Kvantitativní zpracování probíhá formou měření pomocí ROI (region of interest) v předem určených místech. V rámci dohledaných studií byla obrazová kvalita charakterizována průměrnými hodnotami šumu, výpočty získané poměry signálu k šumu (SNR) a kontrastu k šumu (CNR). Tento postup pro kvantitativní hodnocení obrazové kvality byl použit již v několika závěrečných pracích v předešlých letech, které se zaměřovaly na jinou vyšetřovanou oblast. Proto v rámci komplexnějšího posouzení obrazové kvality by bylo vhodné použít kombinaci obou hodnotících metod, stejně tak jako to bylo provedeno např. u dohledané studie Asemanrafat et al., (2022) či Kwon et al., (2015).

Pro možnou redukci dávky z CT vyšetření by bylo možné také využít jednu z funkcí DECT. Virtuální nativní vyšetření umožňuje nejenom urychlení vyšetření, ale také slouží ke snížení dávky při vícefázovém vyšetření. Ve srovnání s konvenčním nativním vyšetřením nebyl ve studii Mileto et al. (2012) zaznamenán statisticky významný rozdíl v hodnocení kvality obrazů za použití dvou zdrojového CT. Jiné studie zabývající se tímto tématem však zaznamenaly rozdíly v hodnotách šumu a kvalitě obrazu, ale i přesto je použití virtuálních nativních vyšetření pro CT vyšetření slinivky břišní použitelné, protože kvality virtuálních nativních obrazů jsou velmi podobné jako klasické zobrazení a zároveň významně snižuje (až o 46 %, Mileto et al., 2012) radiační zatížení ve srovnání se standardním vícefázovým protokolem. Ačkoliv se

jednalo o studie jiných výrobců, jejichž přístroje byly využity v této práci, má i GE Healthcare systémy poskytující DECT přístroje. Jejich GSI (Gemstone Spectral Imaging) fungující na principu rychlého přepínání hodnot napětí a proudu na rentgence je jednou z funkcí i novějšího přístroje GE Revolution Apex použitého v této práci. Spojení GSI a virtuálního nativního vyšetření by mohlo pravděpodobně i na tomto přístroji přispět ke snížení radiační dávky záření, která dle výsledků výzkumu této práce byla oproti starému CT významně vyšší.

Tato diplomová práce, jejíž cílem bylo porovnání dávkových indexů a obrazové kvality CT břicha ze dvou různých přístrojů, se v rámci výzkumného šetření setkala s mnoha omezeními. Z důvodu malého počtu vhodných respondentů musel být původně zamýšlený výběr pacientů se skenovanou oblastí zaměřenou pouze na slinivku břišní a játra rozšířen o pacienty, kteří podstoupili vyšetření nejenom oblasti horního břicha, ale i břicha s malou pánví. Vzhledem k tomu, že ve zkoumaném souboru jsou zahrnuti i pacienti s různým rozsahem vyšetření, nemohla být pro hodnocení radiační zátěže použita hodnota DLP, která je stejně jako  $CTDI_{vol}$  také dohledatelná v dávkovém reportu u každého vyšetření. DLP by mohlo sloužit pro výpočet efektivní dávky pomocí konverzních faktorů, a mohla by tak být přesněji zhodnocena radiační dávka při CT vyšetření pro konkrétního pacienta. Pro splnění cílů práce však byly hodnoty objemového kermového dávkového indexu dostačující.

Závěrem lze říci, že i když výsledky praktické části této práce dospěly k závěru, že hodnota dávkových indexů je signifikantně vyšší na novějším přístroji u všech fází CT vyšetření břicha ve srovnání s hodnotami vyřazeného CT přístroje, má GE Revolution Apex poměrně vysoký potenciál radiační zátěž z vyšetření snížit vzhledem k jeho technickým možnostem.

## 6 ZÁVĚR

Cílem teoretické části této diplomové práce bylo shromáždit dohledané poznatky o výpočetní tomografii, její konstrukci a principu tvorby obrazu. Obsahem práce jsou také popsány primární a sekundární parametry a jejich vliv na výslednou obrazovou kvalitu. Ve své úvodní kapitole se práce zabývá radiační ochranou v rámci lékařského ozáření.

Ve výzkumné části práce byly zkoumány radiační zátěže pacientů způsobené při CT vyšetření v oblasti břicha na přístrojích firmy GE Medical System Light Speed VCT a novým přístrojem Revolution Apex, kterým byl v roce 2021 nahrazen. Byl zkoumán soubor 45 pacientů, kteří podstoupili CT břicha na obou přístrojích ve stejném rozsahu a se stejným počtem vyšetřovacích fází. Hlavní cílem práce bylo zjistit jaký je rozdíl v dávkových indexech při prvním a následně při kontrolním vyšetření na novém přístroji. Výzkumná hypotéza č. 1, která předpokládala, že vyšetřením pacienta novým přístrojem bude spojeno s nižší radiační zátěží potvrzena nebyla. Dokonce byl zjištěn nárůst dávky ve všech porovnávaných fázích, největší pak byl zaznamenán při parenchymové fázi a to o 47,41 %, což odpovídalo průměrně 6,05 mGy.

Druhým stanoveným cílem bylo porovnat obrazovou kvalitu z obou přístrojů. Zde však výzkumná hypotéza č. 2, která předpokládala vyšší obrazovou kvalitu u ového přístroje byla potvrzena. Dle hodnocení v rámci výzkumu vykazuje GE Revolution Apex signifikantně vyšší obrazovou kvalitu oproti GE Light Speed VCT přístroji.

Na základě zjištění z této práce je patrné, že u každého indikovaného vyšetření má v rámci tendence redukce dávky velký vliv radiologický asistent společně s lékařem, jejichž úkolem je právě vždy zvolit nejvhodnější vyšetřovací protokol pro konkrétního pacienta tak, aby bylo dosaženo co nejpřínosnější vyšetření spojené s optimální obrazovou kvalitou, při dodržení principu radiační ochrany ALARA.

Pomocí retrospektivní studie, kterou se zabývala výzkumná část diplomové práce, byly splněny oba stanovené cíle. Hodnoty dávkových indexů z obou přístrojů byly porovnány a statisticky zpracovány, stejně tak jako hodnocení obrazové kvality. Podstata vyšších dávkových indexů u nového přístroje by mohla být předmětem dalšího zkoumání.

## 7 REFERENČNÍ SEZNAM

- 1) ASEMANRAFAT, Mohamadhosein, Ali CHAPARIAN, Mehrzad LOTFI et al., 2022. Impact of iterative reconstruction algorithms on image quality and radiation dose in computed tomography scan of patients with malignant pancreatic lesions. *Journal of Medical Signals & Sensors* [online]. **12**(1) [cit. 2023-05-14]. ISSN 2228-7477. Dostupné z: doi:10.4103/jmss.JMSS\_81\_20
- 2) BAXA, Jan a Jiří FERDA, c2012. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-880-3.
- 3) BUSHONG, Stewart C., c2008. *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*. 9th ed. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier, xiii, 685 s. ISBN 9780323048378.
- 4) DE CECCO, Carlo Nicola, Vitaliano BUFFA, Stefano FEDELI, et al., 2010. Dual energy CT (DECT) of the liver: conventional versus virtual unenhanced images. *European Radiology* [online]. **20**(12), 2870-2875 [cit. 2023-05-15]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-010-1874-8
- 5) FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, c2002. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén. ISBN 80-246-0567-8.
- 6) FERDA, Jiří, et al. Poznámky k současným cestám vývoje zobrazovacích technik ve výpočetní tomografii. *Ces Radiol*, 2018, 72.4: 219-227.
- 7) FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, 2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-807-2626-083.
- 8) FLOHR, Thomas, 2013. CT Systems. *Current Radiology Reports* [online]. **1**(1), 52-63 [cit. 2023-05-16]. ISSN 2167-4825. Dostupné z: doi:10.1007/s40134-012-0005-5

- 9) HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.
- 10) HSIEH, Jiang, Brian NETT, Zhou YU et al., 2013. Recent Advances in CT Image Reconstruction. *Current Radiology Reports* [online]. **1**(1), 39-51 [cit. 2023-04-01]. ISSN 2167-4825. Dostupné z: doi:10.1007/s40134-012-0003-7
- 11) HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého, 138 s. Skripta. ISBN 978-80-244-2350-0.
- 12) IAEA, 2014. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna. ISBN 978-92-0-131010-1.
- 13) JAMALI, S., N. MICHOUX, E. COCHE et al., 2019. Virtual unenhanced phase with spectral dual-energy CT: Is it an alternative to conventional true unenhanced phase for abdominal tissues?. *Diagnostic and Interventional Imaging* [online]. **100**(9), 503-511 [cit. 2023-05-15]. ISSN 22115684. Dostupné z: doi:10.1016/j.diii.2019.04.007
- 14) KAZA, Ravi K., Joel F. PLATT, Mitchell M. GOODSITT, et al., 2014. Emerging Techniques for Dose Optimization in Abdominal CT. *RadioGraphics* [online]. **34**(1), 4-17 [cit. 2023-04-01]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.341135038
- 15) KORČÁKOVÁ, Eva, et al. Cínová filtrace—jak ovlivní radiační zátěž nízkodávkové výpočetní tomografie sakroiliakálních kloubů?. *Česká radiologie/Česká radiologie*, 2021, 75.1.
- 16) KWON, Heejin, et al. The adaptive statistical iterative reconstruction-V technique for radiation dose reduction in abdominal CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *The British Journal of Radiology*, 2015, 88.1054: 20150463.
- 17) LEGOU, F., M. CHIARADIA, L. BARANES, et al., 2014. Imaging strategies before beginning treatment of colorectal liver metastases. *Diagnostic and Interventional*



- Imaging* [online]. **95**(5), 505-512 [cit. 2023-05-16]. ISSN 22115684. Dostupné z: doi:10.1016/j.diii.2014.03.007
- 18) LIM, M.C., C.H. TAN, J. CAI, et al., 2014. CT volumetry of the liver: Where does it stand in clinical practice?. *Clinical Radiology* [online]. **69**(9), 887-895 [cit. 2023-05-16]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2013.12.021
- 19) MALÍKOVÁ, Hana, 2019. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4036-5
- 20) MALÍKOVÁ, Hana, 2022. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Druhé, aktualizované vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-5190-3.
- 21) MAYO-SMITH, William W., Amy K. HARA, Mahadevappa MAHESH, et al., 2014. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* [online]. **273**(3), 657-672 [cit. 2023-04-09]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.14132328
- 22) MILETO, Achille, Luis S. GUIMARAES, Cynthia H. MCCOLLOUGH, et al., 2019. State of the Art in Abdominal CT: The Limits of Iterative Reconstruction Algorithms. *Radiology* [online]. **293**(3), 491-503 [cit. 2023-04-10]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2019191422
- 23) MILETO, Achille, Silvio MAZZIOTTI, Michele GAETA, et al., 2012. Pancreatic dual-source dual-energy CT: Is it time to discard unenhanced imaging?. *Clinical Radiology* [online]. **67**(4), 334-339 [cit. 2023-05-15]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2011.09.004
- 24) MORGAN M, Deng F, Hacking C, et al. Produkt délky dávky. Referenční článek, Radiopaedia.org (přístup 7. dubna 2023) <https://doi.org/10.53347/rID-57651>
- 25) PATINO, Manuel, et al. Iterative reconstruction techniques in abdominopelvic CT: technical concepts and clinical implementation. *American Journal of Roentgenology*, 2015, 205.1: W19-W31

- 26) PRAKASH, Priyanka, Mannudeep K. KALRA, Avinash K. KAMBADAKONE, et al., 2010. Reducing Abdominal CT Radiation Dose With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique. *Investigative Radiology* [online]. **45**(4), 202-210 [cit. 2023-05-14]. ISSN 0020-9996. Dostupné z: doi:10.1097/RLI.ob013e3181dzfeec
- 27) RAMAN, Siva P., Mahadevappa MAHESH, Robert V. BLASKO et al., 2013. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [online]. **10**(11), 840-846 [cit. 2023-04-07]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.05.032
- 28) SALTYBAEVA, Natalia, Bernhard SCHMIDT, Andreas WIMMER, et al., 2018. Precise and Automatic Patient Positioning in Computed Tomography. *Investigative Radiology* [online]. **53**(11), 641-646 [cit. 2023-04-14]. ISSN 0020-9996. Dostupné z: doi:10.1097/RLI.0000000000000482
- 29) SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
- 30) SHUMAN, William P., Keith T. CHAN, Janet M. BUSEY, et al., 2014. Standard and Reduced Radiation Dose Liver CT Images: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction versus Model-based Iterative Reconstruction—Comparison of Findings and Image Quality. *Radiology* [online]. **273**(3), 793-800 [cit. 2023-05-14]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.14140676
- 31) Stručný přehled biologických účinků záření-Oznámení a informace-Radiační ochrana-Úvod-SÚJB.Úvod-SÚJB[online].Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickyh-ucinku-zareni/>
- 32) SÚJB - Státní úřad pro jadernou bezpečnost. Hodnocení lékařského ozáření [online]. 2021 [cit. 2022-01-04]. Dostupné z: [Bulletino2021.pdf \(sujb.cz\)](#)

- 33) SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
- 34) SÚKUPOVÁ, Lucie. Diagnostická referenční úroveň jako nástroj optimalizace?. Lucie Súpová [online]. 18. 11. 2019 [cit. 2023-04-10]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/diagnosticka-referencni-uroven-jako-nastroj-optimalizace>
- 35) SÚKUPOVÁ, Lucie. Optimalizace na CT (5). Lucie Súpová [online]. 27. 1. 2020 [cit. 2023-03-05]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/optimalizace-na-ct-5/>
- 36) UNEP [United Nations Environment Programme], 2016. Ionizující záření: účinky a zdroje [online]. Přeložil Státní úřad pro jadernou bezpečnost. In: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, [cit. 2023-04-10]. ISBN 978-92-807-3600-7. Dostupné z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/dokumenty/RadiationInsidePart-Czech-Feb\\_2017-1.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/dokumenty/RadiationInsidePart-Czech-Feb_2017-1.pdf)
- 37) ÚZIS ČR, Aktuální informace č. 3/2022, Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení ČR v roce 2021, dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008421/ai-2022-03-t1-pristrojove-vybaveni-zz-2021.pdf>
- 38) Věstník MZČR č. 2/2016 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2016. [cit. 2023-04-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-2-2016/>
- 39) Věstník MZČR č. 6/2015 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2015. [cit. 2023-03-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-6-2015/>
- 40) VIRARKAR, Mayur K, Sai Swarupa R VULASALA, Anjali Verma GUPTA, et al., 2022. Virtual Non-contrast Imaging in The Abdomen and The Pelvis: An Overview. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI* [online]. **43**(4), 293-310 [cit. 2023-05-15]. ISSN 08872171. Dostupné z: doi:10.1053/j.sult.2022.03.004

- 41) VOMÁČKA, Jaroslav. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 9788024445083.
- 42) Vyhláška č. 422/2016 Sb. [online]. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016. [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: <https://zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>
- 43) XIE, Qian, Juan WU, Ying TANG, et al., 2013. Whole-Organ CT Perfusion of the Pancreas: Impact of Iterative Reconstruction on Image Quality, Perfusion Parameters and Radiation Dose in 256-Slice CT-Preliminary Findings. *PLoS ONE* [online]. **8**(11) [cit. 2023-05-14]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0080468
- 44) YU, Lifeng, Xin LIU, Shuai LENG, et al., 2009. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging in Medicine* [online]. **1**(1), 65-84 [cit. 2023-04-14]. ISSN 1755-5191. Dostupné z: doi:10.2217/iim.09.5
- 45) Zákon č. 263/2016 Sb. [online]. Atomový zákon, 2016. [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: <https://zakonyprolidi.cz/cs/2016-263>
- 46) Zákon č. 373/2011 Sb. [online]. Zákon o specifických zdravotních službách, 2011. [cit. 2023-05-03]. Dostupné z: <https://zakonyprolidi.cz/cs/2011-373>
- 47) ZAZULA, Roman, et al. Akutní pankreatitida. *Medicína pro praxi*, 2006, 2.4: 147-151.
- 48) ŽIŽKA, Jan, 2011. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?. *Česká radiologie*. **65**(3), 169-176. ISSN 1210-7883.

## 8 SEZNAM ZKRATEK

ASIR	Adaptivní statická iterativní rekonstrukce
ATCM	Automatická modulace proudu
BMI	Body mass index
CNR	Contrast to Noise Ratio
CT	z angl. computed tomography
CTDI <sub>vol</sub>	objemový dávkový index
CTDI <sub>w</sub>	vážený dávkový index
DECT	Dual Energy Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and Comunication in Medicine
DLP	Dose Lenth Product
DRÚ	Diagnostické Referenční Úrovně
FBP	Fitrovaná Zpětná Projekce
FDG	fluorodeoxyglukóza
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
G	gauge
GSI	Gemstone Spectral Imaging
HRCT	High Resolution Computed Tomography
HU	Hounsfield Unit
IAEA	International Atomic Energy Agency
IR	Iterativní Rekonstrukce
IZ	ionizující záření
JKL	jodová kontrastní látka
LAT	lateral – bočný
LDCT	Low-Dose Computed Tomography
LO	lékařské ozáření
MBIR	z angl. Model Based Iterative Reconstruction
MDCT	Multidetektorová Výpočetní Tomografie
MDRÚ	Místní Diagnostické Referenční Úrovně
NDRÚ	Národní Diagnostické Referenční Úrovně
NIS	Nemocniční informační systém
NRS	Národní Radiologické Standarty

PACS	Picture Archiving And Cominications System
PET	Pozitronová emisní tomografie
RO	radiační ochrana
ROI	Region of Interest
SNR	Signal to Noise Ratio
SSDE	Size Specific Dose Estimate
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
UNEP	United nations Environment programme
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a

## 9 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Přehled dozimetrických veličin používané pro stanovení DRÚ (Hušák, 2009, s. 73) .....	16
Tabulka 2: Zastoupení pohlaví ve zkoumaném souboru respondentů. ....	42
Tabulka 3: Věkové rozložení respondentů mezi přístroji. ....	43
Tabulka 4: Průměrný věk při vyšetření mezi pohlavími. ....	43
Tabulka 5: Rozložení hodnot BMI pacientů mezi přístroji. ....	44
Tabulka 7: Hodnoty $CTDI_{vol}$ GE Revolution Apex. ....	45
Tabulka 8: Hodnoty $CTDI_{vol}$ GE Light Speed VCT. ....	45
Tabulka 9: Průměrné hodnoty z posouzení kvality u obou přístrojů. ....	49

## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1:Počet zastoupení pacientů v jednotlivých BMI kategoriích .....	44
Obrázek 2:Průměrné hodnoty CTDI <sub>vol</sub> pro nativní vyšetření obou přístrojů. ....	46
Obrázek 3: Průměrné hodnoty CTDI <sub>vol</sub> pro Arteriální fázi obou přístrojů. ....	46
Obrázek 4: Průměrné hodnoty CTDI <sub>vol</sub> pro Parenchymovou fázi obou přístrojů.....	47
Obrázek 5: Průměrné hodnoty CTDI <sub>vol</sub> ze všech fází .....	47



## **11 SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1: Souhlasné stanovisko Etické komise FZV UPOL.....	66
Příloha 2: Žádost o poskytnutí informací pro studijní účely/ sběr dat ve FNOL (a)....	67
Příloha 3: Žádost o poskytnutí informací pro studijní účely/ sběr dat ve FNOL (b)....	68
Příloha 4: Příklad tabulky Dose report, GE Revolution Apex (Zdroj archiv FNOL) ....	69
Příloha 5: Příklad tabulky Dose report, GE Light Speed VCT (Zdroj archiv FNOL) ...	70

## 12 PŘÍLOHY



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL - 253380/FZV-2022

Vážená paní  
Bc. Markéta Miklíková

2022-11-29

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 „**Srovnání radiační zátěže při CT vyšetření v oblasti břicha**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

Genius loci ...

*Příloha 1: Souhlasné stanovisko Etické komise FZV UPOL*



### Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Bc. Markéta Miklíková  
Datum narození: 24.9.1998 Telefon: 722086068 E-mail: miklma03@upol.cz  
Kontaktní adresa: Hovorany 329, 696 12  
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:

Srovnání radiační zátěže při CT vyšetření v oblasti břicha

#### Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

ANO na pracovišti: \_\_\_\_\_ v termínu od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_  
 NE

#### Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: \_\_\_\_\_  
 NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Radiologická klinika

#### 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: 200

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: 20.12.2022 do: 30.4.2023

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: V systému PACS budou vyhledávány expoziční parametry jednotlivých CT vyšetření břicha, které budou následně zpracovány. Ve zdravotnické dokumentaci bude vyhledáno 100 pacientů splňující podmínky, 50 žen a 50 mužů. V dokumentaci budou vyhledávány a zaznamenávány následující hodnoty a parametry: pohlaví, věk, hmotnost (kg), hodnoty DLP (mGy.cm), CTDIvol (mGy), napětí (kV), expozice (mAs) a typ CT přístroje, na kterém bylo vyšetření provedeno. Pro práci nebudou potřebné žádné osobní a citlivé údaje.

Příloha 2: Žádost o poskytnutí informací pro studijní účely/ sběr dat ve FNOL(a)

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

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: \_\_\_\_\_

vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: \_\_\_\_\_ povolání: \_\_\_\_\_

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

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

jiné (specifikujte):

Za které období budou data zjišťována: \_\_\_\_\_

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat:

**Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce:** elektronicky, v tištěné formě

**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): 2.11.2022 Miklíková Markéta

Schválil (datum podpis): 2. 11. 2022

Ing. Bc. Andrea Drobilíková  
Náměstkyně lékařských oborů  
Fakultní nemocnice Olomouc

**Poznámky:**

<b>Dose Report</b>					
<b>Series</b>	<b>Type</b>	<b>Scan Range (mm)</b>	<b>CTDIvol (mGy)</b>	<b>DLP (mGy*cm)</b>	<b>Phantom cm</b>
<b>Scout</b>					
1	Scout	S150-I400	0.04	2.50	Body 32
1	Scout	S150-I400	0.05	2.51	Body 32
<b>Nativ</b>					
2	Helical	S80.856-I214.144	11.20	398.22	Body 32
<b>Kontrast</b>					
3	Helical	S80.856-I214.144	8.66	307.66	Body 32
3	Helical	S80.856-I214.144	18.95	673.69	Body 32
<b>Total Exam DLP:</b>				<b>1384.58</b>	

Příloha 4: Příklad tabulky Dose report, GE Revolution Apex (Zdroj archiv FNOL)

Patient Name: [REDACTED]

Exam no: 34703

Accession Number: [REDACTED]

25 Feb 2021

Patient ID: [REDACTED]

LightSpeed VCT

Exam Description: CT\_bricho+panev\_k.l.(I.V.+P.O.)

**Dose Report**

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	S116.000-I214.000	9.33	367.76	Body 32
3	Helical	S116.000-I214.000	5.53	218.12	Body 32
3	Helical	S116.000-I214.000	10.88	429.18	Body 32
Total Exam DLP:				1015.05	

Příloha 5: Příklad tabulky Dose report, GE Light Speed VCT (Zdroj archiv FNOL)