

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Bc. Jakub Miketta

CT angiografické vyšetření plicnice na MDCT

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Kateřina Štenclová

Olomouc 2023

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

Olomouc 04. 05. 2023

podpis _____

Chtěl bych poděkovat paní Mgr. Kateřině Štenclové za odborné vedení diplomové práce. Mé poděkování také patří paní RNDr. Evě Reiterové, Ph.D. za cennou pomoc při zpracovávání statistické části diplomové práce. V neposlední řadě bych rád poděkoval také svým kolegům radiologického oddělení Slezské nemocnice v Opavě za vstřícnost. Mé hlavní díky ale směřuje k mé manželce Tereze a synovi Erikovi za podporu, trpělivost a lásku.

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	diplomová
Téma práce:	CT angiografické vyšetření a jejich provedení na 256 řadém CT
Název práce:	CT angiografická vyšetření plicnice na MDCT
Název práce v AJ:	CT angiographic examination of the pulmonary trunk on MDCT
Datum zadání:	2021-09-30
Datum odevzdání:	2023-05-04

Vysoká škola, fakulta, ústav:

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Jakub Miketta

Vedoucí práce: Mgr. Kateřina Štenclová

Oponent práce:

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce uceluje informace o CT a zaměřuje se na vyšetření plicnice a její příčině – plicní embolii. Je zde věnována pozornost jódovým kontrastním látkám a prevenci vzniku alergických reakcím. Pro práci radiologického asistenta na CT je nutné znát expoziční a technické parametry, které jsou důležité pro tvorbu CT protokolu. V práci je krátce věnována pozornost artefaktům, které negativně ovlivňují CT obraz. Poslední kapitola v teoretické části práce klade důraz na význam radiační ochrany a dozimetrie na CT. Cílem této práce bylo prozkoumat vliv rychlosti kontrastní látky na radiační dávku pacientů při vyšetření CTAG plicnice u dvou skupin pacientů A a B. Studie měla sedm dílčích cílů. Celkové výsledky ukázaly, že rychlost podání JKL měla významný vliv na DLP ve skupině A, ale ne ve skupině B.

Abstrakt v AJ: The diploma thesis completes information about CT and focuses on the examination of the pulmonary arteries and its cause – pulmonary embolism. Attention is paid here to iodine-based

contrast agents and the prevention of allergic reactions. For the work of a radiological assistant on CT, it is necessary to know the exposure and technical parameters that are important for the creation of a CT protocol. In the thesis, attention is briefly paid to artifacts that negatively affect the CT image. The last chapter in the theoretical part of the thesis emphasizes the importance of radiation protection and CT dosimetry. The aim of this thesis was to examine the effect of the rate of contrast agent on the radiation dose during CTPE examination of the lung in two groups of patients A and B. The thesis had seven sub-objectives. Overall, the results showed that the rate of administration of contrast agent had a significant effect on DLP in group A, but not in group B.

Klíčová slova v ČJ: Počítačová tomografie, CT angiografie plicnice, MDCT, radiační dávka

Klíčová slova v AJ: Computed tomography, CT angiography of pulmonary trunk, MDCT, radiation dose

Rozsah: 71 stran/2 přílohy

Obsah

Úvod.....	8
Popis rešeršní činnosti.....	9
1. Výpočetní tomografie	11
2. Plicní embolie.....	14
3. Jodové kontrastní látky	17
4. CT angiografie plicnice.....	22
5. Parametry ovlivňující kvalitu CT vyšetření	25
6. Artefakty na CT	29
7. Radiační ochrana, dozimetrie a radiační zátěž u CT hrudníku.....	32
8. Body mass index	36
9. Sumarizace teoretické části.....	37
10. Metodika výzkumu.....	39
10.1 Výzkumné cíle a hypotézy	39
10.2 Charakteristika zkoumaného souboru.....	42
10.3 Metoda sběru dat	42
10.3.1 Postup při vyšetření CTAG plicnice u pacientů ve SNO.....	43
10.3.2 Vyhledávání a přepočítávání dat.....	45
10.4 Realizace výzkumu	45
10.5 Metoda zpracování dat	46
11. Výsledky	47
11.1 Popisná statistika	47
11.2 Vyhodnocení cílů a hypotéz.....	53
12. Diskuse	56
13. Závěr	60
14. Referenční seznam	61

14.1	Bibliografické zdroje.....	61
14.2	Elektronické zdroje.....	61
15.	Seznam použitých zkratk.....	66
16.	Seznam tabulek.....	69
17.	Seznam příloh.....	70

Úvod

CT angiografie (dále jen CTAG) je metoda, která výrazně ovlivňuje a snižuje množství provedených klasických angiografií. Stále se zvyšuje zájem u radiologů používat metody CTAG. Radiologická pracoviště jsou vybavována kvalitními a moderními počítačovými tomografy (dále jen CT) přístroji s předpokladem využití v této problematice. (Novotný et. al., 2010, s. 145 [Online])

Rostoucí incidence plicní embolie (dále jen PE) je nedílně spojena se stejně rostoucí potřebou vyšetření CTAG plicnice, což vede ke zvýšené expozici pacientů a tím i zvýšení radiačních dávek. Mnoho studií vyjádřilo obavy z této skutečnosti v posledních desetiletích, protože rizika z toho plynoucí, je obtížné předvídat. Řízení radiační expozice podle principu ALARA (As Low As Reasonably Achievable) se tak stalo stálým cílem klinického rutinního a radiologického výzkumu. Dávka záření je však úzce spojena s kvalitou obrazu a šumem obrazu. Snížení dávky záření proto není snadný úkol, protože by to mohlo vážně omezit diagnostickou informaci. Řešení tohoto dilematu se stává zvláště důležité u mladších pacientů a u těhotných žen, kde může CTAG plicnice vést ke zvýšené radiační zátěži mléčných žláz. (Brendlin et al., 2021, s. 2, [Online])

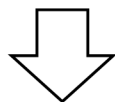
Dle Maya a Thakura lze prokázat, že diagnostický přínos plicní CTAG převažuje nad rizikem stochastických účinků. Vzhledem k velkému počtu ročně prováděných plicních CTAG vyšetření, tak i snížení efektivní dávky na jedno vyšetření povede k celkovému snížení populační dávky. (Mayo a Thakur, 2013, s. 523, [Online])

V teoretické části práce je problematika komplexně popsána a udává například (dále jen např.) přehled o diagnostickém řetězci, technických a expozičních parametrech. Práce bere v potaz důležitou roli radiologických asistentů (dále jen RA) jako nedílnou součást radiologického týmu a je jim primárně věnována.

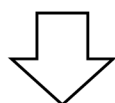
Popis rešeršní činnosti

Vyhledávací kritéria:

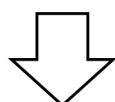
- Klíčová slova v Čj: Počítačová tomografie, CT angiografie plicnice, MDCT, radiační dávka
- Klíčová slova v Aj: Computed tomography, CT angiography of pulmonary trunk, MDCT, dose radiation
- Jazyk: anglický, český
- Období: 2010–prosinec 2022
- Další kritéria: recenzovaná periodika, články, sborníky, monografie



Databáze: Pubmed, EBSCO, Science Direct, ResearchGate, GOOGLE scholar

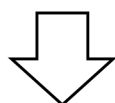


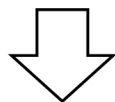
Nalezeno: 320 článků



Vyřazující kritéria:

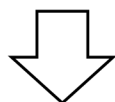
- Duplicitní články
- Diplomové/bakalářské práce
- Články netýkající se problematiky diplomové práce





Sumarizace využitých databází a dohledaných dokumentů:

- Pubmed – 12
- EBSCO – 4
- Science Direct – 8
- ResearchGate – 6
- Google scholar – 5



Pro tvorbu diplomové práce bylo použito 35 dohledaných dokumentů a 5 knižních publikací

1. Výpočetní tomografie

Během dvaceti let se CT stalo součástí standardního diagnostického řetězce a je prakticky dostupné ve všech nemocničních zařízeních v České republice (dále jen ČR). Vzhledem k rozšiřování této zobrazovací metody, je CT stále dostupnější. Jeden přístroj připadá na 60 tisíc obyvatel. (Vomáčka et al., 2015, s. 42)

CT bylo objeveno ke konci sedmdesátých let 20. století. Za vynálezce jsou považováni Godfrey Newbold Hounsfield a Allan McLeod Cormack, který nezávisle na Hounsfieldovi učinil stejný objev. Oba vědci za svůj přínos získali v roce 1979 Nobelovu cenu. (Seidl et al., 2012, s. 44-45)

Vývoj CT přístrojů lze rozdělit do pěti generací. První generace pracuje na principu, kdy rentgenové (dále jen RTG) záření je kolimováno do tužkového svazku, které dopadá na jeden protilehlý detektor. Soustava rentgenka a detektor rotují kolem objektu. U druhé generace CT je RTG záření kolimováno do tvaru vějíře. Záření po průchodu objektem je detekováno na větším počtu detektorů umístěných v jedné řadě na kružnicové výseči naproti rentgence. Vyšetření je tímto systémem tak více urychleno. Třetí generace vychází z druhé generace. RTG záření je kolimováno do tvaru vějíře s velkým počtem detektorů s větším počtem řad uložených na kruhovém oblouku, díky tomu je snímáno více řezu současně – tak zvané (dále jen tzv.) Multi-slice CT. Multidetektorové CT (dále jen MDCT) je pokračováním třetí generace CT systémů. CT čtvrté generace funguje na principu rotace pouze rentgenky kolem objektu, kdy detektory jsou umístěné stacionárně do kruhu v gantry. (Seidl et al., 2012, s. 46)

Přístroje páté generace jsou tzv. Electron Beam CT (dále jen EBCT). Tyto přístroje nemají zabudovanou rentgenku, místo tohoto komponentu obsahují „elektronové dělo“. RTG záření tedy vzniká dopadem elektronového svazku, vylétávajícího z tohoto děla na kovový terčikový prstenec anody (gantry). Uvnitř něj je umístěn objekt. Pomocí vychylovacích cívek je elektronový svazek usměřňován do požadovaného místa. V místě, kde elektronový svazek dopadne, vzniká brzdné RTG záření. (Seidl et al., 2012, s. 46)

EBCT má výhodu v rychlosti snímání, kdy je odbourána mechanická rotace. Také je zde využíváno elektromagnetického vychylování svazku, což je výhodné pro sledování dynamických dějů, jako např. gatované CT vyšetření srdce. Nevýhoda páté generace spočívá v její finanční nákladnosti a malém využití v praxi. Zde nastupuje 3. generace a z ní vycházející MDCT, která přebírá výhody EBCT, kvůli své finanční dostupnosti a výhodnosti pro standardní praxi. (Seidl et al., 2012, s. 45-46)

Konvenční CT je založeno na sekvenčním zobrazení poměrně širokých vrstev, tuto technologii nahradilo moderní MDCT, které vychází z principu tzv. helikálního neboli spirálního CT. (Vomáčka et al., 2015, s. 43). Při spirálním CT rotuje soustava rentgenka a detektory a zároveň probíhá automatický posun vyšetřovacího stolu s vyšetřovaným objektem, kdy dráha rentgenky se jeví jako spirála. (Seidl et al., 2012, s. 49) Jedná se o tzv. Pitch faktor, jež je definován jako poměr posunu stolu na jednu rotaci rentgenky a celkové kolimaci RTG svazku. (Súkupová, 2018, s.125)

U MDCT je využíváno rotace rentgenky a detektorů kolem objektu zájmu. (Vomáčka et al., 2015, s. 43) Vývoj konstrukce CT přístrojů a stále probíhající výzkum umožňuje v dnešních dnech stále zvyšovat počet řad detektorů a rychlost rotace, která je momentálně na hodnotě 0,3 sekundy za otáčku (Seidl et al., 2012, s. 48)

Z hodnot absorpce RTG záření v objektu, jsou získávána data. MDCT přístroje jsou vybaveny různým počtem datových stop, a to od 4 po 320. S větším počtem detektorových řad je tvořena větší rozbíhavost svazku, která je nutná korigovat. (Vomáčka et al., 2015, s. 43) Výhodou 256řadého CT, ve srovnání s nižšími řadami, je zkrácení skenovací doby, doby zadržení dechu, snížení množství pohybových artefaktů, rovněž podání nižšího množství jodové kontrastní látky (dále jen JKL) a nižší radiační dávky. (Sun et al., 2014, s. 1, [Online])

Přístroje s větším počtem řad od 16, 64, 256 či dokonce 320 jsou schopny pokrýt, v longitudinální rovině (osa z), větší množství diagnostické informace na jeden axiální sken. Např. 320řadý CT přístroj Toshiba Aquilion ONE zvládne pokrýt až 160 mm v jednom axiálním skenu. Takovéto širší pokrytí osy z znamená, větší náběr dat v jednom skenu. Jedním z problémů spojených se zvýšeným pokrytím široké osy z je odhadnout dávku záření. (Weir a Zhang, 2018, s. 85, [Online])

MDCT přístroje mohou být tvořeny jednou či dvěma rentgenkami. Tento typ soustav svírají s detektory úhel 90° . Oba tyto typy konstrukcí umožňují získat data s dvojitou energií záření. RTG záření je absorbováno ve tkáních s různým složením. Zeslabené záření je v detektoru registrováno a převedeno na elektrický signál, který je zpracován v počítačové jednotce. (Vomáčka et al., 2015, s. 42-43) Každý voxel, na který dopadlo RTG záření absorbuje určitou energii a dle tohoto je vytvořena mapa součinitelů zeslabení. Z této mapy, pomocí rekonstrukčního algoritmu, je vytvořen axiální řez součinitelů zeslabení pro každý voxel. Axiální řez odpovídá tzv. CT číslům. (Súkupová, 2018, s. 121)

Jak Vomáčka a kol. zmiňuje, CT následně vyjadřuje hustotu neboli denzitu v tzv. Hounsfieldových jednotkách (dále jen HU) intenzitu absorpce RTG záření. (Vomáčka et al., 2015, s. 42-43) Jednou z možností, jak zpracovat výsledný obraz v digitální formě je možnost využít globální prostorově nezávislou metodu. Metoda pouze převádí určitý signál pomocí transformace na jiný. Mezi tyto operace lze zahrnout windowing a levelling, což je postprocessing. Pomocí těchto dvou parametrů si uživatel může nastavit úroveň zobrazení stupňů šedi. Uživatel upravuje střed okna (neboli Window Level) a šířku okna (Window Width). Oknem je zamýšleno rozsah hodnot. (Súkupová, 2018, s. 83)

Škála HU jednotek se pohybuje v rozmezí od -1000 HU po +3096 HU. (Vomáčka et al., 2015, s. 42-43) Pokud odpovídá součinitel zeslabení 0 HU, tak se jedná o vodu. Hodnoty HU jsou závislé na použitém napětí. Naopak plíce mají průměrnou hodnotu -750 HU, tuk má průměrně -90 HU a např. krev má rozsah hodnot +50 až +60 HU. Hodnota -1000 HU odpovídá vzduchu. (Súkupová, 2018, s.122)

Mezi další technologie na poli CT lze zmínit spektrální zobrazování. Jedná se o zobrazení dvou odlišných energií, tzv. Dual-energy CT (dále jen DECT), kdy je využívána nižší a vyšší hodnota napětí, typicky 80 kilovoltů (dále jen kV) až 100 kV a v případě vyššího spektra 120 kV až 140 kV. Součinitelé zeslabení získávají energii ze dvou spekter, které zajistí tzv. dekompozici, což zajistí dostatečnou informaci o složení patologické tkáně, např. ledvinové kameny. Výrobci CT skenerů mají svou vlastní technologii, jak docílit dvojí energie. (Súkupová, 2018, s. 146)

2. Plicní embolie

PE zaujímá třetí místo v seznamu akutních kardiovaskulárních onemocnění hned za infarktem myokardu a cévní mozkovou příhodou. S odkazem na epidemiologické studie se incidence PE pohybuje mezi 39-115 případy na 100 000 obyvatel. (Rokyta et al., 2019, s, 157, [Online]) Celková úmrtnost na akutní PE je v rozmezí 10 % až 30 %. Tato četnost je třetí nejčastější příčinu kardiovaskulárních úmrtí a v Evropě každoročně způsobí 300 000 – 370 000 úmrtí. (Palm et al., 2020, s. 39, [Online])

Rizikové faktory PE mají širokou škálu, dělí se na tři kategorie dle závažnosti na: silné, střední a slabé rizikové faktory. K silným rizikovým faktorům lze zařadit frakturu dolních končetin, hospitalizaci pro srdeční selhání, výměna kyčelního kloubu nebo také závažné trauma. Do střední skupiny se řadí např. artroskopické operace kolene, autoimunitní onemocnění nebo také krevní transfuze. Klid na lůžku delší jak tři dny nebo diabetes mellitus se řadí ke slabým rizikovým faktorům pro PE. (Rokyta et al., 2019, s, 157-159, [Online])

PE nastává, když se tromby v hlubokém žilním řečišti uvolní od stěny žil a putují do plicního oběhu. Dochází k okluzi plicních cév a ke zhoršené výměně plynů a cirkulaci. Nejčastěji jsou postiženy dolní plicní laloky v obou plicích. Větší embolie jsou zaklíněny do hlavní plicní tepny, zatímco menší embolie uzavírají periferní tepny. Periferní PE může vést k plicnímu infarktu, který se projevuje intraalveolárním krvácením. Jak se systolický tlak v plicnici zvyšuje, zvyšuje se i zátěž pro pravou komoru, což vede k jejímu selhání. Díky tomuto stavu může nastat porucha plnění levé komory. V některých případech vzniká ischemie myokardu jako důsledek nedostatečného plnění koronárních tepen a může následovat hypotenze, synkopy, elektromechanická disociace a smrt. (Tarbox a Swaroop, 2013, s. 69, [Online])

Typické projevy PE jsou nespecifické bolesti na hrudi a dušnost, což jsou příznaky, které jsou běžné i u jiných onemocnění hrudníku. Byly vyvinuty nástroje klinické predikce, které poskytují strukturované hodnocení pacienta ve snaze zlepšit klinickou pravděpodobnost PE. Nejužitečnějším laboratorním testem je hladina D-dimeru. Specificita testu D-dimeru byla zlepšena použitím technik ELISA (enzyme-linked immuno sorbent assay). Avšak jakýkoli trombotický proces v těle zvyšuje hladinu D-dimeru; proto test D-dimerů není specifický pro průkaz PE. Mayo a Thakur zmiňují ve své práci, že pro pacienty s vysokou pravděpodobností sraženiny (např. trauma, pooperační stavy) nebo těhotné pacientky není vhodné vyšetření na PE pomocí D-dimeru provádět. (Mayo a Thakur, 2013, s. 512, [Online])

Dle Palmové a kol. jsou pro každodenní radiologickou praxi využívány metody CTAG plicnice, magnetická rezonance (dále jen MR) hrudníku a katetrizační plicní angiografie, která je zvažována u pacientů při endovaskulární léčbě. Zlatým standardem je však již zmíněné vyšetření CTAG plicnice. K dalším důležitým metodám lze zařadit rentgen hrudníku, echokardiografie, nukleární medicína, ultrazvuk, zobrazení pánve a končetin. (Palm et al., 2020, s. 38-41, [Online])

Stein a kol. ve svém výzkumu PIOPED III zmiňují, že magnetická rezonanční angiografie (dále jen MRA), byla napříč centry technicky nedostatečná u 25 % pacientů (92 pacientů z 371) Podíl technicky nevyhovujících snímků se pohyboval od 11 % do 52 % v různých centrech. Včetně pacientů s technicky neadekvátními snímky identifikovala MRA 57 % (59 ze 104) PE. Dle dostupných výsledků MRA dosahuje 78% senzitivity a 99% specificity. Autoři studie doporučují provádět MRI plicnice pouze v centrech, kde je takto prováděna běžně a také pouze u těch pacientů, kde byly kontraindikovány standardní metody. (Stein et al., 2010, s. 434, [Online])

Palmová a kol. doporučuje zvážení MRI u těhotných žen a u mladých lidí nebo také u pacientů s kontraindikací podání JKL, a to zejména po prodělání závažné alergické reakce, dále u pacientů s renální insuficiencí nebo u neléčené hypertyreózy. U těchto skupin pacientů může být nápomocna ventilační a perfuzní scintigrafie plic jako alternativa k CTAG plicnice, vzhledem k nižším radiačním dávkám a odpadnutí aplikace JKL. Samotný skiagram hrudníku má špatnou citlivost pro detekce PE, je vhodný k zjištění pneumotoraxu, výpotku, masy, pneumonie nebo plicního edému, tedy k jiným příčinám vyvolávající stejné symptomy jako PE. (Palm et al., 2020, s. 42, [Online]) Využití duplexní sonografie (dále jen DUS) je významné v algoritmu vyšetření pro trombembolickou nemoc jako celku. DUS není určen k přímo potvrzení PE. (Kincl et al., 2014, s. 21, [Online])

Kincl et al. ve své publikaci prezentuje echokardiografii jako základní vyšetřovací prvek u pacientů pro suspektní PE, a to jak v diagnostice, tak při stanovení rizika. Mezi hlavní echokardiologické známky PE lze zařadit dilataci pravé komory. (Kincl et al., 2014, s. 18, [Online])

Základní léčba v akutní fázi PE spočívá v podání oxygenoterapie a ventilace. Hypoxémie určuje závažnou PE. Tento stav může být způsobem pravolevým zkratem přes foramen ovale nebo defektem septa síní. Podávání parenterální antikoagulace v podobě nízkomolekulárního heparinu nebo fondaparinuxu subkutánní cestou, dle hmotnosti pacienta. Frakcionovaný heparin je možnost podat intravenózně. Aplikací noradrenalinu má být omezeno pro pacienty v kardiogenním šoku. Dobutamin je vhodný pro pacienty s nízkým srdečním výdejem a normálním krevním tlakem. Příčinou smrti pacienta je selhání pravé komory s následným nízkým srdečním výdejem. (Rokyta et al., 2019, s. 167, [Online])

3. Jodové kontrastní látky

„JKL jsou tvořeny jedním nebo dvěma benzenovými kruhy, na které jsou v pozici 2, 4, 6 navázány tři atomy jódu.“ (Holm, 2015, s. 142, [Online])

JKL má širokou škálu druhů. Lze je dělit na chemické struktury, na chemické a fyzikální vlastnosti, dle osmolarity, dle koncentrace jódu a schopnosti ionizace v roztoku. JKL jsou nejčastěji rozlišovány dle osmolarity, a to na vysoko- nebo nízko- osmolární. Nízko-osmolární JKL jsou kategorizovány do tří typů: 1. neionický monomér, 2. ionický dimér a 3. neionický dimer – zástupcem v této kategorii je Visipaque, což je jediná JKL, která je svým složením iso-osmolární. (Holm, 2015, s. 142, [Online])

JKL jsou nefrotropní, to znamená, že se vylučují močí. Šíří se v extracelulárním prostoru, nemetabolizují a z těla se dostávají v původní formě glomerulární filtrací. U jedinců se správnou renální funkcí se JKL v 90 % vyloučí během dvou hodin. Veškerá JKL se z těla dostane během 24 hodin. JKL pronikají přes placentu a přes poškozenou hematoencefalickou bariéru. Dle Malíkové a kol. by maximální denní dávka JKL neměla překročit 300ml/24 hodin. (Malíková et al, 2022, s. 46)

Pro rozlišení přilehlých tkání na CT snímku musí mít tkáň různou denzitu. Tyto různé denzity budou mít za následek odlišné koeficienty zeslabení, které vytvářejí obraz a ten jasně zobrazuje různé tkáně. Mnoho tkání má často velmi podobné koeficienty zeslabení. Kromě toho mohou mít např. nádory a další chorobné procesy koeficienty zeslabení velmi podobné jejich okolním tkáním. (Romans, 2011, s. 120, [Online])

Intravaskulárně podaná kontrastní látka má vysoké zeslabení rentgenového svazku, zvyšuje tedy schopnost tělesných struktur zeslabovat RTG záření. Atomové číslo jódu je 53, což je relativně vysoké atomové číslo. Atomy jódu jsou tedy zodpovědné za toto zvýšení. V CT obraze se změna projeví jako světlejší zobrazení. Správné podávání JKL může snadno poskytnout zvýšení o 40 až 75 HU od přirozeného zeslabení mezi tkáněmi, čímž se viditelně odlišují v CT obraze. (Romans, 2011, s. 121, [Online])

Zvýšení kontrastu v CT obraze se zvyšuje úměrně s koncentrací jódu. Pro dané napětí je úměrnost zvýšení kontrastu ke koncentraci jódu téměř konstantní. Např.: při použití 120 kV a zvýšením koncentrace jódu o 1 mg/ml poskytne přibližně zvýšení kontrastu o 26 HU. (Bae, 2010, s. 33, [Online])

Při nižším napětí se však tato proporcionalita zvyšuje a vede k silnějšímu zvýšení kontrastu na koncentraci jódu. Vztah mezi zvýšením kontrastu a koncentrací jódu se bude mezi skenery také lišit, ale obvykle se pohybuje v rozmezí 25 až 30 HU na mg jódu ml při 100 kV až 120 kV. (Bae, 2010, s. 33, [Online])

Po periferní intravenózní aplikaci JKL, tak látka cestuje do pravého srdce, plicního oběhu a levého srdce, než se nakonec dostane do centrálního arteriálního systému. Její oběh v těle je regulován kardiovaskulárním systémem. JKL se rychle redistribuuje z cév do intersticiálních prostor orgánů, protože JKL se skládají z relativně malých vysoce difuzních molekul. Transport JKL je převážně omezený tokem a mnohem méně omezený difuzí. Dobře prokrvené orgány jsou zejména ledviny, slezina a játra. Vykazují vysoké zvýšení kontrastu během počáteční cirkulace JKL do orgánů. Jak JKL cirkuluje v těle, tak je ředěná krví a bolus se rozptyluje. (Bae, 2010, s. 34–35, [Online])

Některé léky jsou relativně kontraindikovány s iontovými kontrastními látkami, protože budou krystalizovat a tvořit sraženiny, včetně cimetidinu, diazepam, difenhydraminu, ethanolu, meperidinu, papaverinu, prometazinu a protaminsulfátu. Je zřejmé, že některé z těchto léků jsou předepisovány pro profylaxi nebo zvládnání nežádoucích reakcí, a proto se doporučuje opatrnost, zejména pokud jde o podávání stejnou intravenózní linkou. Neiontové kontrastní látky tuto nekompatibilitu nesdílejí. (Currie, 2019, s. 192-193, [Online])

Přístup k pacientům, kteří se chystají podstoupit kontrastní vyšetření, má čtyři obecné cíle: 1. zajistit, aby podání JKL bylo vhodné pro daného pacienta a jeho indikaci; 2. vyvážit pravděpodobné nežádoucí příhody s přínosem vyšetření; 3. podání JKL má podporovat efektivnost a přesnost k diagnóze a léčbě; 4. být připraven k léčbě reakce, pokud by k ní došlo. (American College Of Radiology, 2022, s. 5, [Online])

K dosažení těchto cílů závisí na získání vhodné a adekvátní anamnézy u každého pacienta, dále také závisí na zvažování rizik a přínosů, náležitou přípravu pacienta k vyšetření, na vybavení k poskytování léčby při nežádoucí reakci a zajištění erudovaného personálu pro léčbu závažných reakcí. (American College Of Radiology, 2022, s. 5, [Online])

K rizikovým skupinám při podání JKL patří pacienti mladší 15 let a starší 70 let, dále diabetici, lidé léčící se s kardiovaskulárními onemocněními, astmatici, alergici, pacienti s poruchami vylučovacího systému a pacienti, kteří jsou klinicky nestabilní. (Malíková et al, 2022, s. 46)

Před každou aplikací JKL je třeba zajistit, aby pacient byl informován o výkonu a podepsal informovaný souhlas. (Malíková et al, 2022, s. 46) Dle zákona 372/2011 Sb. O zdravotních službách, podle § 28 odstavce 1, lze pacientovi poskytnout jen ty služby, ze kterými svobodně souhlasí a s informovaným souhlasem. Rovněž dle § 56c odstavce 2, pacient může svůj předchozí informovaný souhlas kdykoliv odvolat, a to i během péče. Nutné je tuto skutečnost ale zanést do zdravotnické dokumentace tohoto pacienta. (Zákon č. 372/2011 Sb.)

Informovaný souhlas v radiologii je tvořen tak, aby měl více variant pro různou modalitu a výkon. Je nutné, aby obsahoval typ výkonu, provedení, možnost vzniku komplikací či rizika. Dokument musí obsahovat možnost alternativy k prováděnému vyšetření. Rizika po podání JKL jsou součástí informovaného souhlasu a v případě pacienta ženy, ve fertilním věku, informovaný souhlas obsahuje dotaz, zda je či není těhotná. (Nekula et al., 2014, s. 14)

Anamnéza pacienta je důležitá pro zjištění, jestli je pacient alergický a zda je nutné podat antialergickou premedikaci. Důležitá je správná hydratace. (Malíková et al, 2022, s. 46) Před každou aplikací JKL je důležité mít k dispozici hodnotu odhadované rychlosti glomerulární filtrace (dále jen eGFR), která je nejlepším ukazatelem renální funkce. Pokud není dostupný parametr eGFR, je vhodné mít alespoň hodnotu kreatininu v séru. (Národní radiologické standardy, 2016, s. 51, [Online])

Jednou z možností, jak zjistit hodnotu eGFR je využít výpočtovou metodu. Mezi hlavní proměnné lze zařadit kreatinin v séru. Další proměnné pro výpočet je věk, hmotnost a pohlaví. Chyby, které mohou vzniknout při výpočtu eGFR jsou zapříčiněny stanovenou hladinou kreatininu. Kreatinin je ovlivněn svalovou hmotností, nutriční, nebo také Jaffého pozitivním chromogenem. V dnešní době je používán výpočet eGFR podle rovnice Lund-Malmö a CKD-EPI. Výhoda Lund-Malmö metody spočívá v jejím odvození od evropské populace a možnosti použití na děti, jejichž kreatinin je v rozmezí 45–545 $\mu\text{mol/l}$. Výhodou CKD-EPI jsou přesnější hodnoty u osob v počátečních stádiích chronických onemocnění ledvin. (Valentová et al, 2014, s. 21, [Online])

Kontrastní nefropatie (dále jen KN) způsobuje zhoršení funkce ledvin po podání JKL, kde byla vyloučena jiná příčina nefropatie. Dochází k zvýšení sérového kreatininu o více jak 25 % či 44 $\mu\text{mol/l}$ během 48 hodin oproti původní hladině před podáním JKL. Výskyt u jedinců bez rizikových faktorů je stanovena až na 25 %. U jedinců s normálními hodnotami kreatininu je riziko 0 až 10 %. (Národní radiologické standardy, 2016, s. 51, [Online])

U osob, které mají riziko vzniku KN je hodnota eGFR nižší než 60 ml/min/1,73 m² při intraarteriálním podání JKL a hodnota eGFR nižší než 45 ml/min/1,73 m² při i.v. podání JKL, a to, pokud má pacient přidružené další onemocnění nebo skutečnosti, jako např.: diabetická nefropatie, dehydratace, městnavé srdeční selhání a nízká ejekční frakce, věk nad 70 let. (Národní radiologické standardy, 2016, s. 51, [Online]) Normální hladina eGFR je stanovena dle Národních radiologických standardů na > 60 ml/min/1,73 m², eventuálně < 100 $\mu\text{mol/l}$ kreatinu v séru. (Národní radiologické standardy, 2016, s. 53, [Online])

Aby se předešlo možným komplikacím, měla by být zajištěna spolupráce pacienta, kdykoli je to možné. Komunikace s pacientem před vyšetřením a během aplikace JKL může snížit riziko extravazace kontrastní látky. Pokud pacient udává bolest nebo pocit otoku v místě vpichu, aplikace by měla být přerušena. JKL by měla být podávána automatickým injektorem přes flexibilní plastovou kanylu. Kromě toho by rychlost průtoku měla odpovídat tloušťce použitého katétru. Katétr 22 Gauge (dále jen G) mohou tolerovat průtoky až 5 ml/s, pro průtoky 3 ml/s nebo vyšší je výhodnější katétr 20G nebo větší. Pokud je třeba použít perifernější místo venepunkce (např. ruky nebo zápěstí), je třeba snížit průtoky, pokud je to možné (např. 1–2 ml/s). (American College Of Radiology, 2022, s. 15, [Online])

Pečlivá příprava tlakového injektoru je nezbytná pro minimalizaci rizika extravazace nebo vzduchové embolie. K odstranění vzduchu z tlakové stříkačky a hadičky by měly být použity standardní postupy. Tlakový injektor by měl být orientován tak, aby konus s hadičkou směřoval dolů. (American College Of Radiology, 2022, s. 15, [Online])

Pro potvrzení správného i.v. umístění zavedeného katétru lze provést několik manévřů. Je možné pohledem zkontrolovat zpětný tok krve do hadičky, zpětný tok není vždy zaznamenán, a to ani ve správně umístěné i.v. kanyle. Další verifikaci je možné provést testovacím proplachem fyziologickým roztokem. (American College Of Radiology, 2022, s. 15, [Online])

Pokud se během kteréhokoli z těchto ověřovacích technik zjistí, že místo vpichu je bolestivé, je třeba vyhledat alternativní místo vpichu. Po celou dobu vyšetření je komunikace s pacientem a RA zajištěna pomocí interkomu. RA může pacienta sledovat pomocí monitorovacího zařízení. (American College Of Radiology, 2022, s. 15-16, [Online])

Nežádoucí reakce na JKL je možné rozdělit do akutních, pozdních a velmi pozdních. Akutní reakce vznikají náhle do jedné hodiny po podání JKL. Příznaky se mohou lišit. Pokud jsou příznaky klinicky významné a nabývají na intenzitě, je nutná rychlá intervenční pomoc. Stav pacienta může být tak závažný, že je nutné provést kardiopulmonální resuscitaci (dále jen KPR). (Národní radiologické standardy, 2016, s. 50, [Online])

Je nutné, aby pacient měl zajištěnou i.v. kanylu během vyšetření a také 30 minut po vyšetření (pro případné řešení alergické reakce). ARO tým musí být dostupný na telefonu. Na vyšetřovně, kde se podávají kontrastní látky, musí být pomůcky pro KPR, pomůcky pro ARO tým a defibrilátor. Personál radiologického oddělení musí být pravidelně školen v KPR. (Malíková et al, 2022, s. 47)

Alergoidní reakce jsou podobné alergické reakci. Není závislá na množství podané kontrastní látky. Do těla je uvolněn histamin a serotonin. Reakce mírného stupně se projeví urtikou, mírným bronchospasmem a lehkým poklesem tlaku. (Národní radiologické standardy, 2016, s. 50, [Online]) V případě střední a těžké alergoidní reakce je bezprostředně nutné zavolat resuscitační tým, zajistit dýchací cesty, v případě hypotenzního pacienta elevovat dolní končetiny, dále použít kyslíkovou masku s průtokem 6 až 10 l/min, i.v. aplikovat infuzi fyziologického roztoku či Ringerova roztoku. (Malíková et al, 2022, s. 47-48)

Chemotoxické reakce ovlivňují přímo určitý orgán, zejména zde lze zařadit kontrastní nefropatii, kardiotoxicitu a pulmonální reakce. Závisí na množství podané kontrastní látky. Symptomy jsou: náhlé pocity horka, nauzea a zvracení. Hydratace a nižší množství JKL je prevence chemotoxických reakcí. (Národní radiologické standardy, 2016, s. 50, [Online])

Pozdní reakce vznikají za hodinu až jeden týden po podání JKL. Může jít o zvracení, bolesti hlavy, kožní reakci. Velice častým projevem je urtika s manifestací za 3 až 48 hodin po aplikaci JKL. Velmi pozdní reakce se vyznačují zejména vznikem tyreotoxikózy. (Malíková et al, 2022, s. 47)

4. CT angiografie plicnice

V současnosti je metodou první volby CTAG plicnice u pacientů s podezřením na PE. Toto doporučení je založeno na vysoké senzitivitě a specifitě pro PE a další klinicky důležité stavy, které napodobují PE (např. srdeční selhání, pneumonie, pneumotorax). Nedávné vylepšení technologie CT zkrátila akviziční časy na méně než 2 sekundy, což poskytuje určitý komfort u pacientů, kteří trpí dušností. Rychlé skenovací časy také umožňují použití menších objemů JKL, čímž se snižuje riziko poškození ledvin. Všechny zmíněné zlepšení zvyšují atraktivitu CT u těžce nemocných pacientů. CT také poskytuje dobrou kvalitu obrazu s minimálním diskomfortem pro pacienta. (Mayo a Thakur, 2013, s. 512, [Online])

Vysokou specifitu a senzitivitu pro potvrzení PE zmiňují také ve své studii od Albrechta a kol., v práci popisují výhodnost této metody vzhledem k technickému vývoji v radiologii, např.: vysoký pitch faktor, nízké hodnoty kV při akvizici, využívání iterativní rekonstrukce (dále jen IR) nebo také DECT, která zlepšuje kvalitu obrazu a přidává na diagnostické hodnotě. (Albrech et al., 2017, s. 495 [Online])

Využití v diagnostice PE má také DECT, kde jsou získávány dva simultánní nebo téměř simultánní soubory dat na různých úrovních energie RTG záření. Radiační dávka, související s DECT, zůstává na stejné úrovni jako u standardního monoenergetického svazku. (Albrech et al., 2017, s. 499 [Online])

Autoři Albrecht a kol., zmiňují ve své publikaci nárůst počtů vyšetření CTAG plicních tepen, což přispívá k nárůstům kolektivní dávky v lidské populaci. Dle autorů i přes zvyšující se čísla diagnostikovaných PE je úmrtnost v podstatě konstantní. (Albrech et al., 2017, s. 495 [Online])

Základním cílem v zobrazení CTAG plicnice je zajistit dostatečnou náplň JKL. Ideální je minimálním množstvím JKL v horní duté žíle, kvůli tvorbě proužkovému artefaktu. Rovněž radiační dávka by měla být na nejnižší možné úrovni. Kvůli redukci pohybových artefaktů by doba snímání měla být co nejkratší. (Albrech et al., 2017, s. 495 [Online])

Dle Albrechta a kol., habitus pacienta má vliv na podané množství JKL, taktéž radiační dávka vychází z velikosti pacienta. (Albrech et al., 2017, s. 495 [Online]) Palmová a kol. ve své publikaci zase podotýkají, že aplikovaný objem JKL se má typicky pohybovat v rozmezí 50 až 100 ml. Rychlost podání JKL je 4 až 5 ml/s společně s aplikací fyziologického roztoku stejnou rychlostí (Palm et al., 2020, s. 39, [Online]) Podávaný objem JKL je závislý na CT přístroji. U přístroje s vícero řady detektorů je možné podávat větší rychlostí menší množství JKL. (Moore et al., 2018, s. 230, [Online])

Správné načasování vyšetření je důležité, lze jej zajistit pomocí smart bolus trackeru v oblasti zájmu (region of interest, dále jen ROI) do truncu pulmonalis nebo do hlavních větvích plicních tepen. (Albrech et al., 2017, s. 495 [Online]) Obvyklá hranice pro spuštění skenování je 100 HU od hodnoty stanovené ROI. (Palm et al., 2020, s. 39, [Online])

Samotné skenování se provádí v kaudokraniálním směru, aby se omezily pohybové artefakty v plicních bazích na počátku skenování. Pacient je buď v inspiračním zadržení dechu nebo v klidové expirační poloze. (Palm et al., 2020, s. 39, [Online]). Dle autorů Leitmana a McDermotta, z hlediska artefaktů průtoku JKL nebo naplněných plicních tepen nehraje roli směr skenování, pokud je skenovací čas kratší než 5 sekund. Tento časový údaj se týká novějších CT skenerů. (Leitmann a McDermott, 2019, s. 38, [Online]). Před samotným vyšetřením je třeba pacienta poučit o správném dýchání, aby se omezilo vzniku Valsalvového manévru během akvizice dat. Mohl by vznikat artefakt s přechodným přerušением toku kontrastu. Použití EKG není nutné. Proud a napětí se volí automaticky, pokud je aktivována automatická modulace proudu (dále jen ATCM). (Palm et al., 2020, s. 39, [Online])

Paže pacienta by měly být umístěny nad hlavou, kdykoli to bude možné, a to i v emergentních případech, aby se zlepšila kvalita obrazu a zredukovala radiační dávka. V situaci, kdy pacient není schopen ruce umístit nad hlavu, je možné, aby pacientovi paže byly umístěny před břichem, a ne po stranách těla. Následně by měla být provedena žilní fáze na dolní končetiny. Vzhledem ale k dodatečné radiační dávce a množství JKL se tento postup v současnosti nedoporučuje. (Palm et al., 2020, s. 39-40, [Online])

Širokopásmové skenery pokrývají větší délku samotného skenu při každé rotaci a umožňují menší počet výskytu pohybových artefaktů. Vysoký pitch faktor blížící se k hodnotě 2 v helikálním režimu CT skeneru za pomoci dvou zdrojů také výrazně napomáhá snížit potřebnou délku zadržetí dechu a tím i pohyb. Takové nastavení CT přístroje vede k lepší kvalitě obrazu spolu s nižšími dávkami záření a kontrastu. V závislosti na hmotnosti pacienta lze použít techniky s nízkým napětím (70 nebo 80 kV), které také snižují dávky záření a kontrastu v důsledku zvýšené absorpce rentgenového záření jódem při nižším napětí rentgenky. Ještě více snížit dávku záření umožňují iterativní rekonstrukční algoritmy. (Palm et al., 2020, s. 39-40, [Online])

5. Parametry ovlivňující kvalitu CT vyšetření

V této části práce jsou popsány parametry, které ovlivňují kvalitu vyšetření. Pozornost je věnována této problematice z důvodu tvorby či úpravy CT vyšetřovacích protokolů.

Mezi základní parametry, které ovlivňují CT skenování lze zařadit: konfiguraci detektoru, proud a napětí na rentgence, rekonstrukční algoritmy, polohování pacienta, rozsah skenování tzv. Field of View (dále jen FoV), tloušťku řezů a pitch faktor. (Raman et al., 2013, s. 840, [Online]) Súkupová ve své knize zmiňuje další parametry, které mají vliv na kvalitu obrazu, a to doba rotace rentgenky, využití ATCM. Novější CT přístroje disponují funkcí automatické modulace napětí (Súkupová, 2018, s, 124-138).

Zvýšením proudu – miliampérů (dále jen mA) nebo součinu proudu z rentgenky a doby skenování (dále jen mAs) vede ke: zlepšení kvality obrazu, snížení šumu v obrazu a zvýšení radiační dávky pro pacienta. Proud v rentgence lze upravovat ručně, ovšem většina uživatelů preferuje ATCM. Software pro ATCM nese různé názvy, dle výrobců, např. u CT skenerů Philips je Dose-Right, u Siemens CARE Dose 4D. Princip ATCM spočívá v automatickém zvyšování mAs u tkání s vyšší atenuací RTG záření a naopak. Typické oblasti pro využití ATCM jsou ramena a kyčle. Program zde zvyšuje mAs k dosažení kvalitních řezů a redukci artefaktů. Habitus pacienta hraje velkou roli v použití ATCM. U štíhlých či dětských pacientů je důležitá poloha, to znamená (dále jen tzn.) správné umístění v izocentru RTG svazku. (Raman et al., 2013, s. 841-842, [Online])

Snížením kV může být účinným prostředkem ke snížení dávky záření během vyšetření. Obecně platí, že dávka záření se mění s druhou mocninou kV tzn. snížením 120 kV na 100 kV se dávka zredukuje o 33 %, dalším snížením kV na 80 kV se může docílit snížení dávky o 65 %. (Raman et al., 2013, s. 842, [Online]). Tato metoda je ale doprovázena zvýšením obrazového šumu. Snížení napětí vede ke zvýraznění kontrastního média, tedy jódu ve tkáních. To vše díky zvýšenému množství interakcí tzv. fotoefektu. Albrecht a kol. se odkazují na několik studií zabývajících se množstvím napětí na rentgence. Studie porovnávaly hodnoty 120 kV a 100 kV, kdy nastavení při 100 kV vedlo ke snížení radiační dávky o 33 % a lepšímu zobrazení JKL než u hodnoty 120 kV. (Albrecht et al., 2017, s. 501 [Online])

Konfigurace detektorů je termín zahrnující počet datových kanálů používaných v ose z. Např. konfigurace detektoru 64x0,5 mm. Kde hodnota 64 znamená počet datových kanálů v ose z, z nichž každý má efektivní tloušťku 0,5 mm. Efektivní tloušťka detektoru představuje nejmenší možnou tloušťku rekonstruovaného řezu. Součinem počtu detektorů a efektivní tloušťkou řádku detektoru je vypočítána hodnota ekvivalentní kolimace paprsku. V uvedeném příkladu v textu je hodnota kolimace 32 mm. (Raman et al., 2013, s. 841, [Online]) Přístroje s větším počtem řad od 16, 64, 256 či dokonce 320 jsou schopny pokrýt v longitudinální rovině (osa z) větší množství diagnostické informace na jeden axiální sken. Např. 320řadý CT přístroj Toshiba Aquilion ONE zvládne pokrýt až 160 mm v jednom axiálním skenu. Takové pokrytí osy z znamená větší náběh dat v jednom skenu. Jedním z problémů spojených se zvýšeným pokrytím široké osy z je odhadnout dávku záření. (Weir a Zhang, 2018, s. 85, [Online])

CT rekonstrukční algoritmy obrazu tradičně používají filtrovanou zpětnou projekci (dále jen FBP). Matematické algoritmy, které jsou základem FBP, předpokládají „nepřesný“ vztah mezi projekčními daty získanými na CT a daty zobrazenými na ve finálním snímku. Výsledkem je, že FBP odstraňuje z konečného snímku velmi málo šumu. Nutné je použití vyšších dávek záření na prováděných studiích, kvůli zachování diagnostické kvality obrazu. Výrobci CT skenerů jako náhradu za FBP nabízejí iterativní rekonstrukci (dále jen IR), která je v dnešní době více dostupná díky lepším algoritmům a používanému hardwaru. (Raman et al., 2013, s. 843, [Online]) IR je metoda, která za pomoci korekční smyčky snižuje šum v obraze a získává požadovanou kvalitu obrazu i s nižší dávkou záření. (Súkupová, 2018, s. 120)

Rekonstrukční algoritmus/kernel je využíván pro rekonstrukci surových dat tzv. raw data. Jedná se o filtr aplikovaný na raw data, kvůli kompenzaci artefaktů vznikajících při zpětné projekci. Kernel ovlivňuje vyhlazení a detaily v obraze. Vyhlazující filtr redukuje množství šumu za cenu nižšího kontrastu. Kernel zvýrazňující detaily dokáže zostřit hrany, ale také zvýraznit šum v obraze. (Súkupová, 2018, s. 130-131)

Poloha pacienta v izocentru gantry má význam kvůli šumu v obraze a povrchové dávce pro pacienta. Špatná poloha pacienta má vliv i na práci softwaru ATCM, který se pokouší dorovnat šum zvýšením mAs. RA musí dbát i na umístění polštáře do svazku záření. Polštář elevuje hlavu pacienta a může způsobit, že povrchová část blíže ke gantry bude nad izocentrem skeneru. Chyba v umístění nemusí být okamžitě patrná, protože nemusí dojít k dramatické změně objemového CTDI (dále jen $CTDI_{vol}$). Zvýšená povrchová dávka, na části těla nad izocentrem CT skeneru může být vyvážená sníženou dávkou na část těla pod izocentrem a $CTDI_{vol}$ se může zdát nezměněný, ačkoli části těla dostaly výrazně zvýšenou dávku na kůži. Je doporučováno pravidelné školení RA v této problematice a rovněž je doporučováno vypínat ATCM v každém případě, kdy je obtížné správně polohovat pacienta v izocentru skeneru. (Raman et al., 2013, s. 843-844, [Online])

U mnoha CT vyšetření nemusí být významné snížení rozsahu skenování možné ani žádoucí. Nicméně rozsah skenování by měl být snížen na potřebné minimum pro jakékoli vyšetření, zejména při zobrazování struktur, jako je srdce, pro které není nutné zvětšovat rozsah skenování. Bylo prokázáno, při použití malého rozsahu skenování, tzn. od vrcholu oblouku aorty ke spodní části srdce, při vyšetření CTAG plicnice, že radiační dávka je zredukována o 48 % a to bez ztráty citlivosti. (Raman et al., 2013, s. 84, [Online])

Je-li matice menší, znamená to, že výsledný obraz bude mít horší prostorové rozlišení a hůře budou detekovány detaily v obraze. Velikost pixelu lze zjistit výpočtem $FoV/\text{počet pixelů}$ v daném rozměru. (Súkupová, 2018, s. 81)

Tloušťka řezu má vliv na kvalitu snímků. Menší tloušťka zrekonstruovaného řezu znamená méně detekovaných RTG fotonů. Pokud je ve výsledném obraze málo fotonů, tak je obraz tvořen větším množstvím šumu. Tenčí řезы mají výhodu v tom, že v obraze je zastoupeno méně artefaktů částečného objemu. (Súkupová, 2018, s. 126-127)

Při použití většího pitch faktoru při skenování se zajistí rychlejší pohyb stolu, a tím i kratší doba skenování. Dochází ale ke sníženému množství fotonových interakcí v důsledku rychlejšího pohybu stolu. Nižší množství fotonů znamená vyšší šum a horší rozlišení při nízkém kontrastu. Díky menšímu počtu fotonů je radiační dávka pro pacienta nižší. Nízký pitch faktor naopak způsobí vyšší radiační dávku. Autorka upozorňuje, že tento předpoklad platí, pokud se neupraví žádný jiný expoziční parametr. Toho však nelze docílit, pokud je aktivní ATMC, které výslednou expozici dorovná. (Súkupová, 2018, s. 125)

Doba rotace rentgenky je parametr, který dle nastavení dokáže vyšetření prodloužit nebo naopak zkrátit. Pojem je definován jako čas, který rentgenka potřebuje, aby provedla rotaci o 360°. Doba rotace se pohybuje okolo 0,25 s až 1 s. Nižší hodnota tohoto parametru zajistí využití většího množství RTG fotonů, redukuje šum v obraze a má pozitivní vliv na rozlišení při nižším kontrastu. Tato volba však prodlužuje dobu skenování. (Súkupová, 2018, s. 124)

Je žádoucí využívání co nejkratší doby rotace rentgenky. Je tím zajištěna kratší doba samotného vyšetření za dostatečné kvality obrazu, protože je v tak krátkém čase vyprodukováno dostatečné množství RTG fotonů. Kratší časy mají využití při podávání i.v. JKL. Doba rotace musí být přizpůsobena rychlosti aplikace JKL. Nicméně kratší doba rotace vede k větším technickým nárokům na CT skener. (Súkupová, 2018, s. 124)

6. Artefakty na CT

Jeden ze základních CT parametrů mající vliv na vznik artefaktů v CT obraze je skenovací čas. Doba skenu na jedno nadechnutí by se měla pohybovat kolem 15 s a méně. Pohyb pacienta během skenování má za následek vznik pohybových artefaktů. Pohybové artefakty jsou často řešeny u dětí či traumatických pacientů. (Súkupová, 2018, s. 123)

Kovové předměty v oblasti zájmu vytvářejí tzv. pruhové artefakty, ty se tvoří kvůli densitě kovu, která přesahuje škálu HU. Novější CT skenery si dokážou poradit s těmito artefakty díky rozšíření HU stupnice, čímž snižují dopad kovu na výsledný obraz. Nejlepším způsobem, jak snížit pruhový artefakt, je odstranit kov z FoV. Pokud je kov v těle pacienta, je zde možnost zvýšit napětí. (Romans, 2011, s. 77, [Online])

Out-of-field artefakty, tedy artefakty mimo pole, jsou způsobené anatomickými oblastmi, které nejsou zachycené ve FoV. K těmto artefaktům dochází díky zeslabení a tvrdnutí svazku. (Romans, 2011, s. 77-78, [Online]) Algoritmus filtrované zpětné projekce předpokládá, že všechny projekce mají stejnou tvrdost paprsku. Fotony s nižší energií jsou absorbovány anebo zeslabovány ve tkáni s vysokou hustotou, přičemž fotony s vyšší energií pokračují dál, čímž paprsek tvrdne. (Triche et al., 2019, s. 6, [Online]) Jedná se o tzv. Beam hardening artefakt. Pro redukci tohoto artefaktu je nutné zvýšit hladinu kV, snížit tloušťku řezu. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 75, [Online])

Běžným klinickým příkladem je situace, kdy se zobrazení těla musí provádět s pažemi podél těla. Artefakt se projeví pruhy a stíny v oblasti zájmu. (Romans, 2011, s. 77-78, [Online])

Prstencové artefakty se vyskytují u skenerů třetí generace a objevují se na obrázku jako prstenec nebo soustředné prstence se středem na rotační ose. Jsou způsobeny nedokonalými detekčními prvky – buď vadnými, nebo jednoduše nekalibrovanými. V některých případech mohou RA eliminovat kruhové artefakty překalibrováním skeneru. Pokud kalibrace nebude úspěšná, je třeba problém nahlásit servisnímu technikovi k opravě. (Romans, 2011, s. 78, [Online])

V neposlední řadě za vznik a tvorbu artefaktů by mohl být zodpovědný zastaralý hardware a software CT přístroje. Chyby mohou nastávat také v konfiguraci parametrů vyšetřovacích protokolů, kdy nejsou parametry dostatečně optimalizované, např. mAs a kV či počet snímků. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 75, [Online])

Vizuální šum je nežádoucí informace, která zhoršuje vizuální účinek obrazu. Šum v CT snímcích může objevit z různých příčin např. matematickým výpočtem nebo kvůli kolísání koeficientů zeslabení mezi jednotlivými voxely. Vizuální šum ovlivňuje vizuální kvalitu zejména u objektů s nízkým kontrastem. Existují různé důvody vzniku šumu v CT obrazech. Jedním z důležitých faktorů je radiační dávka, která ovlivňuje kvalitu CT snímků z hlediska šumu. Radiační dávka, která má hlavní vliv na vznikání šumu v obraze, může být snížena za podmínky, že kvalita diagnostického obrazu by neměla být ovlivněna na tolik, že by obraz byl nečitelný. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 76, [Online])

Existují čtyři hlavní skupiny šumu, které jsou rozděleny podle jejich zdroje vzniku. První náhodný šum, který může vznikat při detekci konečného počtu RTG kvant v projekci. Jeví se jako fluktuace denzity v obraze. Vznik v obraze je náhodný a nepředvídatelný. Dalším je statistický šum, energie RTG záření je přenášena ve formě jednotlivých částí energií, kterým se říká kvanta. Končený počet kvant RTG záření je detekováno detektorem. Počet detekovaných RTG kvant se může lišit v důsledku statistické fluktuace. Statistický šum neboli kvantový šum se může objevit v CT obraze kvůli fluktuaci při detekci konečného počtu kvant. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 76, [Online])

Třetí šum, tzv. elektronický šum vzniká v elektronických obvodech CT skeneru. Nejnovější CT přístroje jsou ale dobře navrženy, aby tento typ šumu redukovali na co nejmenší možnou úroveň. Poslední typ šum, dle autorů Diwikara a Kumara, jsou tzv. Roundoff chyby, které vznikají při převádění a zpracování analogových signálů na digitální. Po zpracování jsou digitální signály odeslány do digitálních systémů k rekonstrukci obrazu. V digitálních počítačích existují digitální obvody pro zpracování diskretních signálů. Vzhledem k omezenému počtu bitů pro uložení diskretních signálu v počítačovém systému není matematický výpočet možný bez zaokrouhlování, proto chyby roundoff, tedy zaokrouhlovací chyby. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 76, [Online])

Pro redukci šumu v CT jsou důležité tyto komponenty. Mezi hlavní součástí CT patří detektory, které mají hlavní vliv na vzniku šumu, zde závisí na jejich výkonu – geometrické a absorpční účinnosti. Další důležitý komponentem CT jsou kolimátory, přesněji pre- a postkolimátory, které pomáhají zamezit zbytečné dávce záření pro pacienta. Zvětšením šířky kolimace detektoru lze zlepšit kvalitu CT obrazu. Postkolimátor je nastaven mezi pacientem a detektorem a pomáhá redukovat rozptýlené záření. Změnou hodnoty tloušťky řezu se mění počet rentgenových paprsků vstupujících na každý detektor. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 76, [Online])

CT má vysokou kontrastní citlivost, která se používá k rozlišení měkkých tkání v lidském těle. Tato charakteristika je ovlivněna šumem, který poškozuje vizualizaci obrazu. struktury s nízkým kontrastem. Před denoizací obrazu je třeba rozlišit typy zdrojového šumu a obecné vlastnosti šumu v CT obrazech. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 76, [Online])

Cílem je snížit stávající šum a zachovat klinické detaily tak, aby bylo možné CT obrázky účinně používat pro diagnostické účely. Tradiční vyhlazovací a zesilovací filtry jsou nejpopulárnější filtry pro redukci šumu v digitálních obrazech, ale pro účinné snížení šumu jsou často nedostatečné, zejména při vysokém šumu. Autoři zdůrazňují, že znalosti o CT obrazech a šumu může pomoci vylepšit přesnost odstraňování šumu. Přesto je však odstraňování šumu z medicínských obrazů stále výzvou. (Diwikar a Kumara, 2018, s. 77, [Online])

7. Radiační ochrana, dozimetrie a radiační zátěž u CT hrudníku

Při provádění lékařského ozáření (dále jen LO) na CT vyšetřovně, je povinností RA zajistit, aby v místnosti nebyli osoby, které se přímo nepodílejí na LO. K dalším povinnostem RA patří zajistit dodržování radiační ochrany a bezpečnost práce na pracovišti. Účastní-li se vyšetření osoba, která se přímo nepodílí na LO a pomáhá osobě ozařované, je nutné, aby RA vybavil tuto osobu všemi ochrannými pomůckami – a to ochrannou olověnou zástěrou a ochranným krčním límcem. (Věstník MZČR částka 2/2016, 2016, s. 11, [Online])

Většina rozptýleného záření je interní, a proto nemůže být externě odstíněna. Rozptýlené dávky jsou podstatně menší než dávka pro orgány a tkáně v oblasti zájmu. Vzhledem k tomu, že se dávky pacientům v průběhu let snižovaly, klesala i dávka v důsledku rozptýleného záření, ta v dnešní době představuje v mnoha případech zanedbatelnou úroveň. (Hiles et al., 2022, s. 355, [Online])

Biologické riziko z radiační expozice je klasifikováno do dvou kategorií: deterministických a stochastických účinků. Deterministické účinky nastávají poté, co dávka absorbovaná orgánem překročí práh, což vede ke ztrátě nebo ohrožení funkčnosti orgánu. Vznik deterministických účinků vyžadují radiační expozice přibližně o dva řády (> 2 Gy) vyšší než ty z CTAG plicnice (typicky < 50 mGy). S výjimkou vícefázových skenů nelze takové úrovně dávky dodat při vyšetření CTAG plicnice. Stochastické účinky odkazují na pravděpodobnost vzniku potenciální rakoviny nebo dědičných účinků, ke kterým může dojít v důsledku vystavení expozice. (Mayo a Thakur, 2013, s. 523, [Online])

Dle Mayo a Thakura, jsou dvě hlavní rizika, vycházející z vyšetření CTAG plicnice, a to toxicita JKL a stochastické karcinogenní účinky plynoucí z RTG expozice. Ve srovnání s jednou RTG expozicí vyžaduje CT vyšetření provedení 800 až 1400 RTG expozic kolem pacienta. Radiační dávka je tedy o 100 až 400krát vyšší. (Mayo a Thakur, 2013, s. 522-523, [Online])

Vzhledem k tomu, že v současné době většina CT skenerů pořizují surová data spíše pomocí helikálního než axiálního skenování, byla zavedena objemová $CTDI_{vol}$. (Tsalafoutas et

al., 2020, s. 2, [Online]) Hodnota je vyjádřena v mGy. (Durand a Mahadevappa, 2012, s. 669, [Online])

Súkupová ve své publikaci vysvětluje pojem $CTDI_{vol}$ jako dávkový výstup ze zdroje záření pro daný referenční fantom, tedy i pro referenčního pacienta. V praxi to znamená, že $CTDI_{vol}$ je kvantifikovaná hodnota, kterou by daný referenční pacient obdržel, ale nesděluje obsluze informace o tom, jaké ozáření získá během vyšetření obézní či dětský pacient – tj. dávka na orgány těchto pacientů nebude stejná. (Súkupová, 2018, s. 157)

Pro napodobení rozptylových vlastností lidských tkání jsou používány fantomy. Standardní fantom o velikosti průměru 32 cm je využíván jako simulace těla. Fantom o průměru 16 cm obvykle napodobuje hlavu dospělého nebo dětské tělo a fantom s průměrem 10 cm lze přiřadit k simulování dětské hlavy. (Durand a Mahadevappa, 2012, s. 669, [Online])

Jeden z dalších základních parametrů k hodnocení dávky při CT vyšetření je tzv. Dose length product neboli DLP, který je vyjadřován v $mGy \cdot cm$. DLP je normalizován pro délku skenování a je tedy odhadem celkové absorbované dávky. Parametr DLP se rovná $CTDI_{vol}$ vynásobený délkou skenované oblasti ve výše uvedených jednotkách. (Durand a Mahadevappa, 2012, s. 669, [Online])

Nicméně je důležité si uvědomit, že měření $CTDI_{vol}$ a DLP nejsou ekvivalentní k efektivní dávce (dále jen E) a nelze je ve všech případech aditivně kombinovat. (Durand a Mahadevappa, 2012, s. 669, [Online])

Je dobře známo, že pro kvantifikaci rizika rakoviny vyvolaného zářením z různých modalit a částečného tělesného ozáření je E. (Tsalafoutas et al., 2020, s. 2, [Online]) E umožňuje zahrnout stochastické riziko a umožňuje srovnání rizika mezi lékařskými zobrazovacími vyšetřeními a jinými zdroji radiační expozice (např. přírodní pozadí, cestování letadlem). (Mayo a Thakur, 2013, s. 524, [Online]) E vzniká sumou ekvivalentních dávek vážených tkáňovým váhovým faktorem přes všechny orgány. (Súkupová, 2018, s. 160)

Pro klinické prostředí byl vyvinut zjednodušený postup výpočtu E. Pomocí tohoto vzorce lze odhadnout efektivní dávku vynásobením DLP a konverzním faktorem (dále jen k-faktor). Specifické k-faktory jsou pro oblast těla: pro hlavu a krk, hrudník, břicho a pánev a končetiny. Ty byly stanoveny pomocí simulace Monte Carlo u referenčních subjektů. Tkáňové váhové faktory radiosenzitivity použité k výpočtu efektivní dávky se v průběhu času mění, jak jsou získávány další znalosti. Dobrým příkladem je změna tkáňového váhového faktoru gonád

z 0,2 na 0,08. (Mayo a Thakur, 2013, s. 524, [Online]) Tkáňový váhový faktor plic a prsní tkáň je 0,12. (Súkupová, 2018, s. 160)

Vzhledem k průměrům a jednotlivým tvarům fantomů, který mají tvar spíše kruhovitý, což neodpovídá skutečnému tvaru pacienta. Profil pacienta se více podobá oválu. Na základě této skutečnosti, byl zaveden tzv. efektivní průměr pacienta. Pro výpočet je nutné mít k dispozici laterální (dále jen LAT) průměr pacienta při plánovacím skenu a také je nutností mít předozadní (dále jen AP) průměr. AP i LAT průměr lze změřit z axiální vrstvy CT skenu. Vzorec pro výpočet je odmocnina ze součinu AP a LAT průměru. Výsledná hodnota dopomůže ke správnému výběru k-faktoru. (Súkupová, 2018, s. 157-159)

Je-li efektivní průměr pacienta menší než průměr fantomů o průměrech 32 cm a 16 cm, má k-faktor hodnotu větší než 1. Z toho plyne, že hodnota $CTDI_{vol}$ může dávku podhodnocovat, a to až o 168 % u velmi malých pacientů. Pokud je efektivní průměr pacienta naopak větší, tak má k-faktor hodnotu menší než 1, a to hodnota $CTDI_{vol}$ dávku nadhodnocuje o 80 % u velmi velkých pacientů. (Súkupová, 2019, s. 159)

Parametr $CTDI_{vol}$ upravený na efektivní průměr pacienta nese název Size-Specific Dose Estimate (dále jen SSDE). SSDE kvantifikuje dávku při CT vyšetření v konkrétním průměru. (Súkupová, 2018, s. 159)

V praxi ovlivňuje dávku absorbovanou v orgánech velké množství faktorů, jejich výčet popisuje tabulka 1. Tyto parametry činí výpočet obtížným a plných nejistot a předpokladů. (Mayo a Thakur, 2013, s. 524, [Online])

Tabulka 1 popisuje faktory ovlivňující dávku na orgánech (Mayo a Thakur, 2013, s. 524, [Online]).

Faktory související s pacientem	Faktory ovlivněné technologií redukci dávky	Atributy vyšetřovacího protokolu	Fyzikální atributy CT skeneru
Pohyby orgánů (plíce, srdce, střeva)	Modulace napětí na rentgence	Kolimace paprsku	Změna potenciálu rentgenky během expozice
Pozice a velikost orgánů	Snížení periferní dávky	kV, mA, rotace rentgenky, pitch faktor	Vlastní filtrace rentgenky
Habitus pacienta v supinační poloze	Dynamická kolimace v ose z	Helikální, axiální, cone-beam skenování	Kvalita svazku (předfiltrace)
Implantáty		Index šum/mAs	
Pohlaví a věk		Kontrastní látky, poloha, hustota	

Citlivost pacientů na záření se liší podle věku a pohlaví. Nejnáchylnější jsou děti, které mají vyšší procento znova se replikující tkáně a delší očekávanou délku života k projevení se stochastických karcinogenních účinků. Riziko klesá s přibývajícím věkem a nad 80 let je velmi nízké. Až do věku 60 let jsou ženy citlivější na záření než muži ve stejném věku. Ačkoli je tento účinek u žen do 50 let částečně ovlivňován prsní tkání, nad tento věk je prsní tkáň relativně na záření necitlivá. Nejrizikovějšími hrudními orgány u mužů i žen je kostní dřeň a plicní parenchym. (Mayo a Thakur, 2013, s. 524, [Online])

Dávky z CT vyšetření lze stanovit pomocí počítačových softwarů, např. ImPact CT nebo ImpactDose. Do programů lze vložit typ použitého skeneru, skenovací parametry a délku skenu. Programy mohou požadovat také referenční hodnotu $CTDI_{vol}$ nebo míry pacienta. (Súkupová, 2018, s. 169)

8. Body mass index

Neboli Index tělesné hmotnosti (dále jen BMI) je v současnosti používanou metrikou pro definování antropometrických charakteristik výšky/váhy u dospělých a pro jejich zařazení do skupin. Běžná interpretace je, že představuje ukazatel tuku jedince. Také se často používá jako rizikový faktor pro vývoj nebo prevalenci několika zdravotních problémů a široce se používá při stanovení politik veřejného zdraví. (Nuttall, 2015, s. 117, [Online])

BMI se osvědčilo v populaci založených studiích díky svému širokému přijetí v definování specifických kategorií tělesné hmotnosti jako zdravotního problému. Nicméně je stále jasnější, že BMI je poměrně slabým indikátorem procenta tělesného tuku. Důležitější je, že BMI také nezachycuje informace o množství tuku na různých částech těla. To souvisí nejen s nežádoucími zdravotními problémy, ale i se sociálními problémy. (Nuttall, 2015, s. 117, [Online])

V roce 1993 svolala Světová zdravotnická organizace vypracovala jednotné kategorie BMI. Výsledky byly zveřejněny v roce 1995 ve zprávě. Byly stanoveny čtyři kategorie: podváha, normální váha, nadváha a obezita. Pokud měl jedinec BMI v rozmezí 15 až 19,9, byl považován za podváhu, normální váhu představovalo BMI v rozmezí 20 až 24,9, nadváha byla při BMI v rozmezí 25 až 29,9 a obezita byla při BMI 30 a více. (Nuttall, 2015, s. 119, [Online])

9. Sumarizace teoretické části

Vzhledem k výsledkům studia odborné vědecké literatury z teoretické části diplomové práce, se CTAG plicnice jeví jako zlatý standard pro vyšetření PE. V posledních letech se CT stalo nedílnou součástí každé nemocnice, je tedy standardem každého radiodiagnostického oddělení. Vyšetření pro PE je dostupné a rychlé.

Pro správné pochopení a uchopení tématu je v práci věnována pozornost technické stránce věci, která je důležitá pro RA. Práce shrnuje generační postup v CT technologii a následně se dostává k základním i pokročilým CT parametrům, které ovlivňují kvalitu snímků. Tyto kapitoly jsou určeny pro vstup k úpravám technickým a expozičním parametrům, otevírají tak možnost pro tvorbu či změnu samotného vyšetřovacího protokolu.

Nemalá pozornost je věnována samotné PE. PE je jedno z akutních kardiovaskulárních onemocnění a je pro něj určen diagnostický postup/řetězec k potvrzení či vyloučení embolu v plicnici a jejich větvích.

V kapitole JKL se práce věnuje technice použití a optimalizaci vyšetřovacího CT protokolu z hlediska expozičních parametrů tak, aby vznikl co nejlepší CT obraz s dostatečně výraznou kontrastní látkou v obraze. Důraz je kladen i na popis nežádoucích reakcí organismu a na zvládání situací, kdy je nutné stabilizovat zdravotní stav pacienta.

Práce obsahuje poznatky, jak by měl RA postupovat při přípravě před samotným vyšetřením. Anamnéza, komunikace a zpětná vazba s pacientem jsou základními pilíři k úspěšnému zvládnutí vyšetření.

Pro úplnost je v práci okrajově věnována pozornost uměle vzniklým chybám v obraze – neboli artefaktům. Je-li to možné, je nutné všechny cizí předměty odstranit z oblasti zájmu, anebo různými technikami artefakty redukovat. Pro hodnocení PE je důležité, aby byl CT obraz co nejméně zatížen vnějšími vlivy.

Vzhledem ke stále rostoucímu počtu vyšetření CTAG plicnice, roste kolektivní dávka pro populaci, a tudíž se zvyšuje riziko vzniku stochastických účinků. Přesto, že je přínos z vyšetření vyšší než jeho rizika, je žádoucí optimalizovat protokol pro CTAG plicnice, dle principu ALARA.

K uvedeným závěrům teoretické části diplomové práce je možno položit výzkumné otázky:

- Má vliv rychlost podání JKL na celkovou radiační zátěž pacientů při vyšetření CTAG plicnice?
- Jaký je rozdíl u radiační zátěže pacienta při volbě dvou různých k-faktorů hrudníku při CTAG plicnice?
- Má BMI význam v zohledňování radiační zátěže u pacientů při vyšetření CTAG plicnice?

10. Metodika výzkumu

Šetření k diplomové práci bylo provedeno formou retrospektivního kvantitativního výzkumu. Data, která byla shromažďována a následně analyzována, byla zajištěna z obrazového archivačního systému pro komunikaci (dále jen PACS) a z radiologického informačního systému (dále jen RIS) ze Slezské nemocnice v Opavě (dále jen SNO) u pacientů podstupující CTAG vyšetření plicnice na místním radiodiagnostickém oddělení.

Výzkum byl schválený Etickou komisí Univerzity Palackého v Olomouci. Kladné stanovisko s výzkumem diplomové práce bylo uděleno ve SNO.

10.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Cílem výzkumné části diplomové práce zjistit vliv radiační zátěže u zkoumaného vzorku pacientů na základě rychlosti podání JKL při vyšetření CTAG plicnice. V práci jsou porovnávány dvě skupiny pacientů, kterým byla podána JKL různou rychlostí a na základě této skutečnosti byl zjišťován vliv rychlosti JKL na radiační zátěž, která plyne ze sestaveného CT protokolu určený pro zmíněné vyšetření.

Ve skupině A se nacházeli pacienti, kterým byla podána $JKL \geq 4$ ml/s, což je standardní rychlost podání JKL pro CTAG plicnice a ve skupině B se nacházeli pacienti s rychlostí podání $JKL < 4$ ml/s.

Data pacientů byla čerpána z protokolu dávky za vyšetření, který je automaticky generován CT přístrojem do systému PACS. Data, která byla získána výpočtem (BMI, SSDE) anebo měřením (LAT průměr), sloužili k upřesnění radiační zátěže a porovnání mezi dalšími proměnnými.

Hodnoceny byly také parametry $CTDI_{vol}$, DLP a E na základě k-faktoru, dle publikace Comparison of patient effective doses from multiple CT examinations based on different calculation methods od Avramové-cholakové et al. a dle publikace Body Size-Specific Effective Dose Conversion Coefficients For CT Scans od Romanyukhové.

Dle stanoveného hlavního cíle, byli vytvořeny následující dílčí cíle diplomové práce.

Cíl 1: Zjistit, jaký vliv má rychlost podání JKL na radiační zátěž pacienta při vyšetření CTAG plicnice u skupiny pacientů A. Kdy A byla skupina, která dostala standardní rychlost podání JKL.

Statistické hypotézy k cíli:

H1₀: Rychlost podání JKL nemá vliv na radiační zátěž u skupiny A při vyšetření CTAG plicnice.

H1₁: Rychlost podání JKL má vliv na radiační zátěž u skupiny A při vyšetření CTAG plicnice.

Cíl 2: Zjistit, jaký vliv má rychlost podání JKL na radiační zátěž pacienta při vyšetření CTAG plicnice u skupiny pacientů B. Kdy B byla skupina, která dostala rychlost menší, než je standard.

Statistické hypotézy k cíli:

H2₀: Rychlost podání JKL nemá vliv na radiační zátěž u skupiny B při vyšetření CTAG plicnice.

H2₁: Rychlost podání JKL má vliv na radiační zátěž u skupiny B při vyšetření CTAG plicnice.

Cíl 3: Zjistit, zda u skupiny B a u druhé skupiny A, se mění hodnota DLP při vyšetření CTAG plicnice.

Statistické hypotézy k cíli:

H3₀: Hodnota DLP se nebude lišit mezi oběma skupinami pacientů.

H3₁: Hodnota DLP se bude lišit mezi oběma skupinami pacientů.

Cíl 4: Zjistit, zda u skupiny B a u druhé skupiny A, se mění hodnota $CTDI_{vol}$ při vyšetření CTAG plicnice.

Statistické hypotézy k cíli:

H4₀: Hodnota $CTDI_{vol}$ se nebude lišit mezi oběma skupinami pacientů

H4₁: Hodnota $CTDI_{vol}$ se bude lišit mezi oběma skupinami pacientů.

Cíl 5: Zjistit, zda u první skupiny B a u druhé skupiny A, se mění hodnota E při vyšetření CTAG plicnice.

Statistické hypotézy k cíli:

H5₀: Hodnota E se nebude lišit mezi oběma skupinami pacientů

H5₁: Hodnota E se bude lišit mezi oběma skupinami pacientů.

Cíl 6: Zjistit, zda má BMI pacientů vliv na celkovou hodnotu DLP u pacientů při vyšetření CTAG plicnice.

Statistické hypotézy k cíli:

H6₀: Hodnota BMI má vliv na celkovou hodnotou DLP za vyšetření CTAG plicnice.

H6₁: Hodnota BMI nemá vliv na celkovou hodnotou DLP za vyšetření CTAG plicnice.

Cíl 7: Zjistit, jaký je rozdíl u E pacienta při volbě dvou různých k-faktorů hrudníku při CTAG plicnice.

Statistické hypotézy k cíli:

H7₀: Rozdíl v radiační zátěži pacienta při volbě dvou různých k-faktorů pro hrudník při CTAG plicnice není statisticky významný.

H7₁: Rozdíl v radiační zátěži pacienta při volbě dvou různých k-faktorů pro hrudník při CTAG plicnice je statisticky významný.

10.2 Charakteristika zkoumaného souboru

Zkoumaný soubor tvořili pacienti, kteří absolvovali vyšetření CTAG plicnice ve SNO na radiologickém oddělení na 256řadém CT Philips iCT v časovém období 1.8.2022 až 30.11.2022. Každý pacient podstoupil vyšetření s řádnou přípravou, dle místní radiologických standardů včetně řádně vyplněného a podepsaného informovaného souhlasu a s žádankou od indikujícího lékaře, který zhodnotil přínos a rizika pro pacienta vzhledem k požadovanému vyšetření.

Pacienti, kteří nebyli zařazeni do výzkumu byli ti, kteří měli alergii na JKL a nebyla u nich provedena řádná premedikace. Vyřazeni byli také ti pacienti, kteří nebyli schopni, dle svého aktuálního stavu vyšetření podstoupit.

10.3 Metoda sběru dat

Data byla sbírána z archívu radiologického oddělení SNO skrz systém PACS, který je provozován společností MariePacs – Webvision. Pro zajištění potřebných dat byl použit protokol o radiační dávce ukládající se z každého vyšetření do systému PACS.

10.3.1 Postup při vyšetření CTAG plicnice u pacientů ve SNO

Pacient, který přichází na pracoviště radiologie ve SNO má tištěnou žádanku na požadované vyšetření podepsanou indikujícím lékařem a rovněž je tentýž lékařem poučen skrz informovaný souhlas, který je následně pacientem i lékařem podepsaná.

Pacient přichází na CT vyšetřovnu v doprovodu sanitáře vzhledem k akutní povaze vyšetření. Pacient má zavedenou funkční i.v. kanylu o minimální velikosti 20G. Po příjezdu RA zkontroluje totožnost pacienta dotazem: „Jak se jmenujete?“, popřípadě zkontroluje nemocniční identifikační pásek na zápěstí s iniciály pacienta. RA ověřuje informace z informovaného souhlasu a prověřuje tak pravost informací, zejména zjišťuje alergii na JKL. RA rovněž v nemocničním systému hledá informaci o hodnotě kreatininu v séru, pakliže byl pacientovi odebrán a nejedná se o případ z vitální indikace, kdy odběry nejsou nutné. Dle zjištěných informací je podána odpovídající JKL. RA vybírá z Iomeron 350 nebo Visipaque 320.

Dle stavu pacienta jsou sundány z hrudníku veškeré předměty, které by mohli způsobit artefakty na výsledném obraze a znehodnotit tak diagnostickou informaci. Pacient je umístěn na CT vyšetřovací stůl a jsou mu nataženy paže nad hlavu, pokud tento manévr není možný, jsou paže polohovány na hrudník, aby byl zachován objem připomínající válec podobný fantomu.

Následně RA zkontroluje i.v. kanylu pacienta proplachem 10 ml injekční stříkačkou naplněnou fyziologickým roztokem. RA zkontroluje nepřítomnost vzduchu v hadičce spojující automatický injektor s i.v. vstupem pacienta. Dále RA edukuje pacienta o průběhu vyšetření a aplikaci JKL. RA odchází do CT ovladovny, kde zvolí příslušný CT vyšetřovací protokol.

Tabulka 2 je CT protokol používaný pro CTAG plicních tepen na radiodiagnostickém pracovišti ve SNO.

CT angiografie plicních tepen	
Strategie vyšetření	s JKL i.v.
Příprava nemocného	nalačno a standardní příprava před JKL
Uložení nemocného	vleže na zádech, ruce nad hlavou
Povely nemocnému	Nadechnout a nedýchat!
Rozsah vyšetření	horní hrudní apertura až po bránice
Plánovací skeny	AP + LAT
Napětí [kV]	80 (120 u silně obézních osob)
Kolimace	AUTO
Doba rotace	0,5 s
Pitch factor	0,807 – 0,815
Tloušťka rekonstruované vrstvy	0,4 – 0,8 mm a 2 mm (kernel pro CTAG s potlačením rozhraní)
Objem JKL (+ proplach FR)	50 – 80 ml dle doby trvání skenu (+ min. 30 ml FR)
Rychlost aplikace KL	minim. 4 ml/s (400 mgI/ml); minim. 4,5 ml/s (350 mgI/ml)
Zpoždění	plicní arteriální fáze, ad Bolus Tracking

V protokolu CTAG plicnice RA provádí předozadní i boční plánovací sken, a to kvůli použití ATCM – v případě firmy Philips se tato možnost nachází pod názvem iDose. RA dbá na uložení pacienta do izocentra v gantry pro homogenní rozložení dávky a zajištění kvality CT snímků.

RA po provedení plánovacích skenů zvolí požadovanou FoV, dle místních standardů – od apexu plic po kostofrenické úhly. Rovněž vybere vhodnou vrstvu pro axiální sken lokátoru. Lokátor umístí do oblasti truncu pulmonalis. Po provedení lokátoru RA umístí automatickou ROI do truncu pulmonalis a zvýší práh neboli trashold o 100 HU kvůli JKL pro automatické spuštění skenu. Samotné vyšetření začíná s 2s zpožděním, poté CT spouští cyklus skenů po 1s, dokud JKL nepřekročí stanovený trashold. Po překročení hranice nastává nejkratší možné zpoždění pro automatické nastavení vyšetřovacího stolu do výchozí polohy pro okamžitý začátek skenování. Směr skenování je kranio-kaudální. Přístroj instruuje pacienta, aby se nadechl a nedýchal.

Po vyšetření je pacient dotázán na aktuální stav a následně zaslán na ambulanci, která pacienta přijímala.

10.3.2 Vyhledávání a přepočítávání dat

K vyhledávání dat byl použit dávkový protokol z CT vyšetření, kde jsou dostupné hodnoty DLP a $CTDI_{vol}$. K výpočtu SSDE, byl použit vzorec, $SSDE = CTDI_{vol} \times k\text{-faktor } f$. Hodnota k-faktoru f vychází z dokumentu Report of AAPM Task Group 204 (tabulka 1B, 2011, s. 10-11).

Pro výpočet E byl použit vzorec, $E = DLP \times k\text{-faktor } k_1$ pro hrudník s hodnotou 0,027. Hodnota k_1 vychází z dokumentu Comparison of patient effective doses from multiple CT examinations based on different calculation methods (tabulka 2, 2022, s. 75, [Online]). Hodnota k_1 je porovnávána s hodnotou $k_2 = 0,021$ z dokumentu Body Size-Specific Effective Dose Conversion Coefficients For CT Scans (tabulka 1, 2017, s. 429, [Online]).

Hodnota BMI je vypočítána dle vzorce, $BMI = \frac{Výška [metry]}{Váha^2 [kilogramy]}$

10.4 Realizace výzkumu

Po zpracování teoretické části na vybrané téma diplomové práce a z poznatků odborné vědecké literatury, byl zvolen cíl práce a následné dílčí cíle. Celé šetření je kvantitativní retrospektivní výzkum s následnou analýzou sbíraných dat, které splňovali stanovené podmínky výzkumu. Data byla sbírána ve SNO na základě schválení vedení nemocnice.

10.5 Metoda zpracování dat

Získána data byla anonymizovaná, není možné vyhledat, dle sbíraných dat, konkrétního pacienta. Data byla zpracovávána přes balíček Microsoft office v programu Excel a dále v programu STATISTICA PRO.

Popisná statistika byla zpracována z dostupných nasbíraných dat, a to z těchto parametrů: věk, výška, váha, BMI, DLP, $CTDI_{vol}$, JKL, LAT a SSDE.

11. Výsledky

11.1 Popisná statistika

Do výzkumu bylo zařazeno 50 pacientů, kteří podstoupili vyšetření CTAG plicnice. Skupiny A i B bylo rozděleni rovnoměrně po 25 lidech. Do skupiny A bylo zařazeno 11 žen a 14 mužů. Skupina B se skládala ze 17 žen a 8 mužů.

Tabulka 3 ukazuje rozložení pohlaví mezi skupinami A a B.

	Skupina A	Skupina B
Ženy	11	17
Muži	14	8
Celkem	25	25

Na věk pacientů mezi jednotlivými skupinami A i B poukazuje tabulka 4, která přehledně rozděluje obě skupiny. Ve skupině A byla hodnota modu a mediánu na 62 letech. Nejmladší pacient byl ve věku 35 let a nejstarší 81 let. Průměrný věk ve skupině A byl 61,4 let. Skupina B měla svého nejmladšího pacienta, kterému bylo 18 let. Nejstarší pacient byl 87 let starý. Medián nabýval hodnoty 69 let a modus 70 let. Průměrný věk ve skupině B byl 60,2 let.

Tabulka 4 vypovídá o věkové struktuře zkoumaného vzorku pacientů mezi skupinami A a B.

[v letech]	Skupina A	Skupina B
Min	35	18
Max	81	87
Medián	62	69
Modus	62	70
Průměr	61,4	60,2

Součástí sběru dat byly také hodnoty výšky u jednotlivých skupin A a B. Průměrná výška u skupiny A byla 1,71. Modus byl 1,64 m a medián 1,7 m. Nevyšší hodnota výšky byla 2 m a nejnižší 1,5 m. U skupiny B byl průměr 1,68 m. Modus 1,6 m, medián měl o 0,05 vyšší hodnotu než modus. Maximální výška pacientů u skupiny B byla 1,95 m a nejnižší 1,5 m.

Tabulka 5 vypočítává výšce pacientů ve skupině A a B.

[v metrech]	Skupina A	Skupina B
Min	1,5	1,5
Max	2	1,95
Medián	1,7	1,65
Modus	1,64	1,6
Průměr	1,71	1,68

Tabulka 6 přehledně rozděluje obě skupiny podle hodnoty BMI. Skupina A měla nejmenší hodnotu BMI v celém zkoumaném vzorku pacientů, kdy byl daný jedinec v normě. Maximální hodnota byla vypočítána na hodnotu 39, což značilo obezitu. Medián byl stanoven na hodnu 31 a modus na hodnotu 24. Průměrná hodnota BMI ve skupině A byla 29. Skupina B byla v průměrné hodnotě BMI horší o jeden bod. Minimální hodnota ve skupině byla stanovena na 23 BMI, naopak maximální hodnota dosahovala 50 BMI bodů. Mediánová hodnota byla 30, modus naopak byl vypočítán na hodnotu 33.

Tabulka 6 vyobrazuje hodnoty BMI mezi skupinami A a B.

	Skupina A	Skupina B
Min	20	23
Max	39	50
Medián	31	30
Modus	24	33
Průměr	29	30

V tabulce 7 bylo popisnou statistikou zjištěno, že u skupiny A má minimální DLP hodnotu vyšší o 59,2 mGy*cm v porovnání se skupinou B. Rovněž maximální hodnota u skupiny A je v rozdílu vyšší o 94,9 mGy*cm než u skupiny B. Mediánová hodnota byla stanovena u skupiny A na 742,8 mGy*cm a u skupiny B na 687,3 mGy*cm. Modus nebyl vyhodnocován – žádná hodnota se v celém souboru neopakovala.

Tabulka 7 zobrazuje celkové hodnoty DLP za celé vyšetření u obou skupin pacientů.

[mGy*cm]	Skupina A	Skupina B
Min	367,1	307,9
Max	1170	1075,1
Medián	742,8	687,3
Modus	---	---
Průměr	717,2	685,3

Rovněž hodnota $CTDI_{vol}$ byla zpracovávána do níže uvedené tabulky 8, kde je patrné, že skupina A měla větší průměrnou zátěž než skupina B. Nejmenší hodnota $CTDI_{vol}$ byla stanovena na 10,2 mGy za samotný CT sken. V porovnání se skupinou B je to o 2,1 mGy více. Maximální hodnota u skupiny A byla 30,7 mGy. Skupina B měla velice obdobnou hodnotu 30,2 mGy. Medián hodnot se shodoval u obou skupin na hodnotě 17,9 mGy.

Tabulka 8 je přehled hodnoty $CTDI_{vol}$ za samotný sken u skupin A a B.

[mGy]	Skupina A	Skupina B
Min	10,2	8,1
Max	30,7	30,2
Medián	17,9	17,9
Modus	29,3	18,7
Průměr	19,6	18,1

LAT průměr u skupiny A dosahoval minima 33 cm. Obdobně na to byla i skupina B, kde minimální hodnota LAT byla 32 cm. Maxima dosáhli obě skupiny A i B, a to hodnoty 45 cm. Rovněž modus u obou skupin byl stejný. Medián u skupiny A byl na hodnotě 39 cm a u skupiny B na 40 cm. Průměrně LAT u skupiny A dosahoval 38,9 cm a u skupiny B 40,1 cm.

Tabulka 9 ukazuje hodnoty LAT průměrů u obou skupin.

[cm]	Skupina A	Skupina B
Min	33	32
Max	45	45
Medián	39	40
Modus	45	45
Průměr	38,9	40,1

Po přepočtu dle výše uvedeného vzorce, byly vypočítány data, která odpovídají přesnější radiační zátěži pacienta po absolvování vyšetření CTAG plicnice. Ze zjištěných dat, byla provedena popisná statistiky, kde skupina A měla minimální hodnotu 12,7 mGy a minimum u skupiny B byl stanoven na 10 mGy. Naopak maxima dosáhla skupina A, a to až do hodnoty 30,8 mGy. Skupina B měla hodnotu stanovenou na 26,4 mGy. Medián u skupiny A byl 20,4 mGy a u skupiny B 17,8 mGy. Hodnota modu nebylo možné zjistit, žádné dvě hodnoty nebyly ve vzorcích stejné. Průměrná hodnota 20,3 mGy SSDE byla zjištěna u skupiny A a u skupiny B se tato průměrná hodnota vypočítala na 17,9 mGy.

Tabulka 10 popisuje hodnoty SSDE, což odpovídá součinu $CTDI_{vol}$ za samotný sken a LAT průměrů u pacientů ze skupiny A i B.

[mGy]	Skupina A	Skupina B
Min	12,7	10
Max	30,8	26,4
Medián	20,4	17,8
Modus	---	---
Průměr	20,3	17,9

Dle popisné statistiky, v níže uvedené tabulce 11, u skupiny A bylo provedeno průměrně 4,3 smart bolus trackerů před tím, než se spustilo samotné vyšetření. U skupiny B bylo průměrně provedeno 4,5 smart bolus trackerů. Minimálně 2 smart bolus trackery bylo třeba provést pro spuštění vyšetření u obou skupin. Naopak maximální počet u skupina A bylo 8 smart bolus trackerů a u skupiny B to bylo 11. Modus a medián nabývaly stejných hodnot, které byly zaneseny v tabulce 11. U skupiny B se mírně lišil modus o 3.

Tabulka 11 ukazuje na počty provedených smart bolus trackerů – počty axiálních skemů, než bylo dosaženo požadovaného trasholdu nastavené denzity pro spuštění samotného vyšetření.

[počet]	Skupina A	Skupina B
Min	2	2
Max	8	11
Medián	4	4
Modus	4	3
Průměr	4,3	4,5

V tabulka 12 poskytuje informace o rychlosti podání JKL mezi skupinami A a B. Kdy A má hodnoty blízké k 4 ml/s. Skupina B má širší rozsah hodnot, s průměrem a mediánem kolem 3,2 ml/s, což je nižší než v skupině A. Skupina B také má nejčastěji hodnotu 3 ml/s, zatímco v skupině A je nejčastější hodnota 4 ml/s. Celkově lze říci, že skupina A má více stabilní a homogenní hodnoty, zatímco skupina B má větší variabilitu v hodnotách.

Tabulka 12 přehledně popisuje rychlost podání JKL u obou skupin.

[ml/s]	Skupina A	Skupina B
Min	4	2,8
Max	4,5	3,5
Medián	4	3,2
Modus	4	3
Průměr	4,2	3,2

Tabulka 13 rozděluje skupiny A a B v hodnotách $CTDI_{vol}$ za bolus tracker. Skupina A, reprezentovala vyšší rychlost podání, průměrně tedy obdržela 3,9 mGy. Radiační zátěže ve sledovaném parametru $CTDI_{vol}$ byla tedy nižší o 0,5 mGy než skupiny B. Minimální hodnota u skupiny A byla 1,8 mGy a u skupiny B 2,7 mGy. Naopak maximum u skupiny A bylo na 6,4 mGy, tak u skupiny B na 10,8 mGy. Medián a modus měli u obou skupin stejnou hodnotu 3,6 mGy kromě modu 2,7 mGy u skupiny B.

Tabulka 13 popisuje hodnoty $CTDI_{vol}$ za smart bolus tracker u skupin A a B.

[mGy]	Skupina A	Skupina B
Min	1,8	2,7
Max	6,4	10,8
Medián	3,6	3,6
Modus	3,6	2,7
Průměr	3,9	4,4

11.2 Vyhodnocení cílů a hypotéz

Nejprve bylo nutné provést statistické testování, zda jsou data parametrická či neparametrická. Pro zjišťování byly použity normativní testy, kvůli nižšímu počtu vzorku. Obě skupiny byly po 25 pacientech. Dohromady tedy čítal vzorek 50 lidí.

Proměnné – DLP za celkové vyšetření, $CTDI_{vol}$ za samotný sken, E s k-faktorem dle studie Avramovové-Cholakové, E s k-faktorem dle studie Romanyuhkové a BMI index, vykazovali normální rozložení dat, proto byly použity parametrické metody. Pouze proměnná rychlost podání JKL nevykazovala normální rozložení četností, proto byla použita neparametrická korelace.

Cíl číslo 1 měl za úkol zjišťovat jaký vliv má rychlost podání JKL na radiační zátěž pacienta u skupiny A. Vzhledem k položenému cíli bylo nutné stanovit nulovou a alternativní hypotézu. K zjištění výsledku byl použit Spearmanův korelační test. Dle nasbíraných dat v proměnných jako jsou rychlost podání a DLP za celkové vyšetření, tak Spearmanova korelace byla negativní o hodnotě $-0,446990$. Hodnota p byla stanovena, že je menší než $0,05$. U skupiny A bylo možné říct, že rychlost podání JKL má vliv na radiační zátěž DLP za celé vyšetření.

Cílem číslo 2, této studie, bylo zjistit vliv rychlosti podání JKL na radiační zátěž pacientů ve skupině B. Na základě provedeného Spearmanova korelačního testu bylo zjištěno, že rychlost podání JKL nemá vliv na radiační zátěž DLP za celkové vyšetření u skupiny B, protože hodnota korelace byla malá ($0,276329$) a hodnota p byla větší než $0,05$.

U cíle číslo 3 bylo zjišťováno, zda se u skupin A a B mění hodnota DLP při vyšetření CTAG plicnice. Byly stanoveny hypotézy H_{10} a H_{11} , kdy se nulová hypotéza potvrdila. Byl proveden Studentův t -test. Kdy hladina t , byla stanovena na $0,502913$. Hladina p odpovídala $0,617325$. Mohlo být tedy řečeno, že mezi skupinami pacientů není signifikantní rozdíl v parametru DLP, protože hladina p je větší než $0,05$.

U cíle 4 bylo zjišťováno, zda se u skupin A a B mění hodnota $CTDI_{vol}$ při vyšetření CTAG plicnice. Byly položeny hypotézy H_{20} a H_{21} , kdy byla rovněž nulová hypotéza potvrzena. Byl použit Studentův t -test, hladina t byla stanovena na $0,807053$. Hodnota p měla hodnotu $0,423617$. Výsledky byly vyhodnoceny v prospěch nulové hypotézy a taktéž mezi skupinami pacientů nebyl signifikantní rozdíl v parametru $CTDI_{vol}$. Hladina p byla větší než $0,05$.

Cílem číslo 5 bylo zkoumat změny hodnoty E u pacientů ze skupin A a B při vyšetření CTAG plicnice. Byly stanoveny dvě hypotézy H_{30} a H_{31} . Při tomto výzkumu byl použit Studentův t -test k posouzení statistické významnosti rozdílu mezi skupinami. Hladina t byla určena na $0,636309$ a hodnota p byla $0,527597$. Výsledky ukázaly, že neexistuje signifikantní rozdíl v parametrech E mezi skupinami pacientů, a nulová hypotéza byla potvrzena s hladinou p větší než $0,05$.

Cíl číslo 6 spočíval ve zjišťování vlivu BMI na celkovou hodnotu DLP u pacientů obou skupin na vyšetření CTAG plicnice. Statistické hypotézy H_{40} a H_{41} byly stanoveny u toho cíle. Na základě nasbíraných dat byl u obou skupin proveden Pearsonův korelační test pro metrická data, kdy bylo zjišťováno, zda data spolu vzájemně korelují. U skupiny A byla hodnota Pearsonovy korelace stanovena na $0,529621$, což značilo pozitivní korelaci mezi BMI a DLP

za celkové vyšetření. U skupiny B byla hodnota Pearsonovy korelace určena na 0,598063. Taktéž hodnoty BMI a DLP spolu pozitivně korelovali. Vzhledem k výsledkům bylo možné říct, že hypotéza H_{41} byla zamítnuta a nulová hypotéza H_{40} potvrzena. Hodnota BMI měla vliv na celkovou hodnotu DLP za vyšetření CTAG plicnice u obou skupin, jelikož hodnota p byla menší než 0,05.

V cíli číslo 7 bylo zjišťováno jaký je rozdíl u hodnoty E při volbě dvou různých k-faktorů hrudníku u obou skupin. Samozřejmostí bylo stanovení se nulové a alternativní hypotézy. K zjištění výsledků byl použit Studentův t -test. Porovnávali se hodnoty E ze studií Avramové-Cholakové a Romanyuhkové. Hodnota t u skupiny A byla 15,32507 a hodnota p byla stanovena na 0,001 a rovněž u skupiny B se hodnota t pohybovala na 15,91474 a hodnota p na 0,001. Dle výsledku u obou skupin by se dalo říct, že byl zde velmi významný statistický rozdíl při volbě dvou různých k-faktorů hrudníku při vyšetření CTAG plicnice.

12. Diskuse

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv radiační zátěže u pacientů podstupujících vyšetření CTAG plicnice na základě rychlosti podání JKL. Práce se zaměřovala na porovnání dvou skupin pacientů, kterým byla podána JKL různou rychlostí, s cílem zjistit vliv rychlosti podání JKL na množství radiační zátěže vycházející z použitého CT protokolu pro dané vyšetření.

Po dokončení teoretické části bylo možné provést sumarizaci získaných poznatků týkající se přímo i nepřímo zkoumané problematiky. Vzhledem k získaným závěrům z teoretické části bylo umožněno si položit výzkumné otázky. Na základě výzkumných otázek a hlavního cíle, bylo možné sestavit 7 dílčích cílů, které sloužili jako doplnění hlavního cíle. Mezi nejdůležitější dílčí cíle patřili cíle číslo 1 a 2.

Dílčí cíl číslo 1 a 2 se zabýval skutečností, že rychlost podání JKL u skupiny A i B, byla rozdílná. Skupina A obdržela standardní rychlost podání JKL, kdežto skupina B obdržela menší rychlost podání JKL, než je standard. Na základě této skutečnosti byl zkoumán vliv rychlosti podání JKL na radiační zátěž pacienta. U této skupiny A se skutečně potvrdila alternativní hypotéza – tedy, že standardní rychlost má vliv na radiační zátěž. Kdežto u skupiny B se potvrdila nulová hypotéza, tedy že rychlost nemá vliv na radiační zátěž.

K přihlédnutí k popisné statistice, viz Tabulka 7, bylo zjištěno, že průměrné DLP je u skupiny A vyšší i přesto, že byla JKL podána standardně, tedy rychleji v porovnání se skupinou B.

Zde bylo očekávání diametrálně rozličné, bylo předpokládáno, že čím rychleji by JKL byla podána, tím nižší radiační dávku by pacient obdržel. Na tento předpoklad bylo vsazeno parametrem – počet smart bolus trackerů.

K další interpretaci výsledků sloužila Tabulka 11. Tabulka ukazuje na průměrný počet smart bolus trackerů u skupiny A na hodnotu 4,3. Právě zde, v porovnání se skupinou B, byla hodnota nižší pouze o 0,2 počtu. Skupina B měla tedy 4,5 smart bolus trackerů než se spustilo samotné vyšetření. Zde bylo očekáváno, že skupina A bude mít mnohem nižší počty smart bolus trackerů než skupina B, a to vzhledem k tomu, že skupina A obdržela rychlost podání JKL mnohem rychleji než skupina B, jak o tom ostatně popisuje Tabulka 12.

Dále Tabulka 6, která poskytuje informace o průměrném BMI. Obě skupiny spadají svými hodnoty 29 a 30 do nadváhy a obezity. Skupina A hodnotou BMI 29 byla zařazena ještě do kategorie nadváhy, kdežto B spadalo do skupiny obézních. I z téhle proměnné by se dalo očekávat, že skupina B bude mít větší radiční zátěž, ovšem vše vyvrací Tabulka 7, která staví skupinu B, jako skupinu s nižším DLP.

Celkově se dalo říct, že skupina A i přes rychlejší podání JKL obdržela větší dávku záření na základě parametru DLP, i přesto, že měla nižší průměr smart bolus trackerů před spuštěním samotného skenu.

Pouze na základě výsledků z cíle 1 mohou být výsledky interpretovány tak, že u skupiny A by bylo výhodnější podat JKL pomaleji vzhledem k vyššímu DLP, než tomu tak bylo u skupiny B. Vezmeme-li v potaz ale i další dostupná data, tak je možné tuto skutečnost si vysvětlit tím, že každý vyšetřovaný pacient měl jiný rozsah skenování. Oblast skenování byla vybíraná na celý rozsah plic a není možné, aby jedinci měli stejný rozsah plicní tkáně. Pro upřesnění výsledků a dalších zjištění by bylo nutné navýšení počtů pacientů, tak aby výsledky byly více relevantnější.

Obecně je však velice žádoucí podávat při CTAG vyšetření s vyšší rychlostí podání, a to kvůli lepšímu nasycení požadované oblasti zájmu. Toto má velmi významnou roli při diagnostice patologických lézí. Při nižší rychlosti podání JKL může být patologie méně výrazná a radiolog nemusí nález interpretovat správně, popřípadě může se dožadovat opakovaného provedení vyšetření z důvodu špatné náplně JKL. Vzhledem k získaným výsledkům by se mělo přesto preferovat rychlejší podání JKL při vyšetřeních typu CTAG k získání co nejlepších možných výsledků.

Další cíle, přesněji cíle 3 až 5 se týkaly hodnot parametrů získaných během vyšetření CTAG plicnice u pacientů ze skupin A a B. U cíle 3 se zkoumala hodnota DLP, u cíle 4 hodnota $CTDI_{vol}$ a u cíle 5 hodnota E. Pro všechny tři cíle byla stanovena nulová hypotéza, která byla potvrzena výsledky t-testů. Tím byl potvrzen fakt, že mezi skupinami pacientů nebyl signifikantní rozdíl v hodnotách těchto parametrů.

V této práci byl zkoumán vliv BMI na celkovou hodnotu DLP u pacientů obou skupin na vyšetření CTAG plicnice. Výsledky ukázaly pozitivní korelaci mezi hodnotami BMI a DLP u obou skupin, což znamená, že pacienti s vyšším BMI měli tendenci mít také vyšší hodnotu DLP. Tato pozitivní korelace byla statisticky významná, což znamená, že šance, že se jedná o náhodný výsledek, byla velmi nízká.

Tyto výsledky mají význam pro klinickou praxi, jelikož DLP je mírou radiační zátěže pacienta a jeho vyšší hodnota může být spojena s větším rizikem zdravotních komplikací v budoucnu. Zároveň je však třeba brát v úvahu, že tato studie byla provedena pouze na pacientech vyšetřených CTAG plicnice a nelze tedy přímo aplikovat výsledky na pacienty vyšetřené jinými typy CT.

Další možnou limitací tohoto cíle je skutečnost, že nebyla zohledněna možnost jiných faktorů, které mohou ovlivňovat hodnoty BMI a DLP, jako např. zdravotní stav. Proto by bylo vhodné provést další výzkumy, které by zahrnovaly více faktorů a mohly by tak poskytnout komplexnější a přesnější informace o vlivu BMI na hodnoty DLP.

Vzhledem k tomu, že byla potvrzena alternativní hypotéza H_{41} , která říkala, že hodnota BMI má vliv na celkovou hodnotu DLP, může být doporučeno, aby se lékaři a RA při vyšetření CTAG plicnice zaměřili na pacienty s vyšším BMI a přijali opatření ke snížení jejich radiační zátěže. To by mohlo být například dosaženo změnou parametrů vyšetření, jako je např. snížení dávky záření, změna techniky vyšetření nebo využití alternativních zobrazovacích metod.

V této práci byly porovnávány hodnoty efektivní dávky E při volbě dvou různých k-faktorů hrudníku u dvou skupin pacientů podstupujících vyšetření CTAG plicnice. Pro zjištění statistického rozdílu byl použit Studentův t-test a výsledky ukazují, že mezi oběma skupinami byl významný rozdíl při volbě různých k-faktorů hrudníku.

Hodnota t-testu pro skupinu A byla 15,32507 s hodnotou p rovna 0,001 a pro skupinu B byla hodnota t-testu 15,91474 s hodnotou p rovna 0,001. Tyto výsledky naznačují, že rozdíl v E mezi oběma skupinami je statisticky významný. Tato informace je důležitá pro posouzení správnosti volby k-faktoru hrudníku a optimalizaci radiační dávky u pacientů podstupujících vyšetření CTAG plicnice.

Je třeba poznamenat, že v této práci byly použity pouze hodnoty E ze dvou různých studií Avramové-Cholakové a Romanyuhkové. Další studie by mohly být provedeny, aby se ověřilo, zda jsou tyto výsledky obecně platné pro všechny pacienty podstupující CTAG plicnice. Nicméně, zjištění statisticky významného rozdílu v efektivní dávce E mezi dvěma

skupinami ukazuje, že volba k-faktoru hrudníku může mít významný vliv na výslednou interpretaci radiační dávky při CTAG plicnice a je důležité toto brát v úvahu při optimalizování radiačních dávek pro pacienty. Důležitost správné volby k-faktoru je klíčová k co nejpřesnější prezentaci E pro pacienta. K-faktor může být upraven na míru pro dané pracoviště, k určení nejpřesnější možné radiační dávky pro pacienty.

Nejvíce obdobná studie zabývající se podobnou problematikou – vlivu rychlosti podání JKL společně s určitými hladinami napětí na výslednou dávku, byla od autorů Knollmann, Chuové a Langa.

Výzkum porovnával účinnost tří různých protokolů CT angiografie plic v diagnostice plicní embolie. Z výsledků vyplynulo, že použití 120 kV napětí a rychlosti podání 5 ml/s JKL dosahuje nejvyšší diagnostické spolehlivosti (84 %) oproti 120 kV a rychlosti 4 ml/s (65 %) a 100 kV a rychlosti 4 ml/s (65 %). Nicméně použití protokolu 100 kV umožnilo snížit dávku záření při zachování diagnostické spolehlivosti a při stejném nebo vyšší atenuace plicní tepny. Snížením napětí na 100 kV tak umožňovalo dosáhnout diagnostické jistoty při nižší radiační expozici. (Knollmann, Chuová a Lang, 2022, s. 91, [Online])

V neposlední řadě byly nalezeny odborné publikace týkající se vlivu rychlosti podání JKL na vznik alergických reakcí.

Tímto se zabývala studie od Parka a kol., kde zjistili, že při rychlostech injekce 2,5 nebo 3 ml/s o dávce 1,5 ml/kg byla míra akutních alergických reakcí nižší než při dávce 2 ml/kg při rychlostech podání JKL 3 nebo 4 ml/s. (Park et al, 2019, s. 566, [Online])

Byla nalezena např. publikace od Ody a kol., kde byly popisovány pouze principy podání JKL při CTAG koronárních tepen. Oda a kol. popisovali rychlost průtoku JKL u koronárního CTAG, kdy doporučovali průtok >4 ml/s, aby bylo dosaženo dostatečného zvýšení arteriálního kontrastu. Při těchto rychlostech podání autoři doporučují dbát na riziko kontrastní extravazace v důsledku vysokého průtoku. (Oda et al, 2018, s. 26, [Online])

Celkově výzkum v této práci byl proveden na základě daného protokolu – viz výše Tabulka 2, což mohlo být limitující v předmětu zkoumání, a to např. na základě pouze jedné výše hodnoty napětí 90 kV. Nasbíraná data tedy nemohla být porovnána s jinou hladinou napětí.

Předmětem dalšího výzkumu by mohlo být zkoumání dalšího vlivu rychlosti podání JKL na kvalitu vyšetření a porovnávat více proměnných např. poměr signálu se šumem v obraze, hladinu HU v cílové tkáni apod.

13. Závěr

Tato diplomová práce měla za cíl zkoumat vliv rychlosti podání JKL na radiační zátěž a další parametry u pacientů podstupujících vyšetření CTAG plicnice. Byly použity parametrické i neparametrické metody analýzy dat a testování hypotéz. Výsledky ukázaly, že rychlost podání JKL měla vliv na radiační zátěž u skupiny A, ale ne u skupiny B. Mezi oběma skupinami nebyl nalezen signifikantní rozdíl v parametrech DLP a $CTDI_{vol}$. Stejně tak neexistoval signifikantní rozdíl v parametru E mezi skupinami. Celkově lze tedy říct, že rychlost podání JKL může ovlivnit radiační zátěž, ale další parametry se v tomto ohledu nemění. Je nutné také přihlídnout k popisné statistice, aby výsledky mohli být správně interpretovány.

Hodnoty k-faktorů byly vybrány z aktuálních studií, které se touto problematikou porovnávají. Úmyslně v této práci byl vybrán takový cíl zkoumání, aby vyjádřil, že velmi záleží na volbě k-faktoru při přepočtu radiační dávky. Je nutné na toto vždy brát zřetel. Výhodné je mít na pracovišti k dispozici originální software na výpočet radiační dávky pro pacienta k určení co nejpřesnější dávky a zároveň získání obecného přehledu, jak velkou dávku pacienti obdrží při daném vyšetření. Pokud takovéto programy pro výčet patientské dávky nejsou dostupné na pracovišti, tak radiologický fyzik může cíleně vytvořit k-faktory na různé typy vyšetření, co nejpřesnější možné určení radiační dávky ve formě E.

Do práce byl zakomponován vliv BMI na celkovou dávku z vyšetření, kde bylo jasně potvrzeno, že BMI hraje roli ve velikosti obdržené radiační dávky. Na BMI by mělo být dbáno, a to z důvodu volby vhodného vyšetřovacího protokolu, či úpravě expozičních parametrů při skenování. Při ignorování této proměnné by např. hrozilo snížení kvality vyšetření a nutnosti opakování celé procedury.

Diplomová práce spojuje teoretickou a výzkumnou část a vytváří tím uchopitelný celek, který by mohl odbornou veřejnost, a to zejména RA, podněcovat k provádění dalších navazujících obdobných výzkumů na příbuzná témata. Práce může inspirovat k další tvorbě odborného obsahu a podporovat rychlý vývoj radiologie a oboru radiologické asistence, který je momentálně na vzestupu.

Vzhledem k popularizaci a enormnímu trendu související s umělou inteligencí, by mohl další výzkum být opřený právě o tuto technologickou vymoženost, která má v radiologii dokonalé uplatnění. Může tak zvýšit produktivitu všech pracovníků ve zdravotnictví. V dnešní době je na zdravotnický personál kladena větší zátěž než v minulých letech.

14. Referenční seznam

14.1 Bibliografické zdroje

1. MALÍKOVÁ, Hana, et al., 2022. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Druhé doplněné vydání. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-5344-0.
2. NEKULA, Josef, et al., 2014. *Klinická radiologie: skriptum*. První vydání. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, ISBN 978-80-7464-564-8.
3. SEIDL, Zdeněk, et al., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. První vydání. Praha: Grada, ISBN 978-80-247-4108-6.
4. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. První vydání. Praha: Grada, ISBN 978-80-247-2842-1.
5. VOMAČKA, Jaroslav, KOZÁK, Jiří a NEKULA, Josef, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, ISBN 978-80-244-4508-3.

14.2 Elektronické zdroje

1. ALBRECHT, H. et al., 2017. State-of-the-Art Pulmonary CT Angiography for Acute Pulmonary Embolism. *American Journal of Roentgenology* [online]. **208**(3), 495-504 [cit. 27-07-2022]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.16.17202.
2. AAPM report No. 204, Size-Specific Dose Estimates in Pediatric and Adult Body CT Examinations, American Association of Physicists in Medicine, 2011, ISBN 978-1-936366-08- 8.
3. AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2022. *ACR Manual on Contrast Media* [Online]. Pravidelně doplňované vydání. USA: American College of Radiology. ISBN: 978-1-55903-012-0. Dostupné z: https://www.acr.org/-/media/acr/files/clinical-resources/contrast_media.pdf.
4. AVRAMOVA-CHOLAKOVA, Simona, Iliya DYAKOV, Hristomir YORDANOV a James O'SULLIVAN, 2022. Comparison of patient effective doses from multiple CT examinations based on different calculation

- methods. *Physica Medica* [online]. **99**, 73-84 [cit. 17-02-2023]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2022.05.014
5. BAE, T., Kyongtae, 2010. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. *Radiology* [Online]. **256**(1), 32-61 [cit. 22-09-2022]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.10090908.
 6. BRENDLIN, Andreas S. et al. 2021. Diagnostic Performance of a Contrast-Enhanced Ultra-Low-Dose High-Pitch CT Protocol with Reduced Scan Range for Detection of Pulmonary Embolisms. *Diagnostics* [online]. 11(7) [cit. 27-12-2021]. ISSN 2075-4418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics11071251
 7. CURRIE, Geoffrey, M, 2019. Pharmacology, Part 5: CT and MRI Contrast Media. *Journal of Nuclear Medicine Technology* [online]. **47**(3), 189-202 [cit. 04-11-2022]. ISSN 0091-4916. Dostupné z: doi:10.2967/jnmt.118.220012
 8. ČESKÁ REPUBLIKA. Zákon č. 372/2011 Sb., Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování. [cit. 10-11-2022]. ISSN 1211-1244. Dostupný z: <http://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-372/znění-20220201>.
 9. ČESKÁ REPUBLIKA. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Národní radiologické standardy – Výpočetní tomografie. In: Věstník MZČR. 2016, částka 2, s. 3-58. ISSN 1211-0868. Dostupné z.: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/Věstník%20MZ%20ČR%202-2016.cz>
 10. DIWAKAR, Manoj a Manoj KUMAR, 2018. A review on CT image noise and its denoising. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. **42**, 73-88 [cit. 15-04-2023]. ISSN 17468094. Dostupné z: doi:10.1016/j.bspc.2018.01.010
 11. DURAND, Daniel J. a MAHESH, Mahadevappa. 2012. Understanding CT Dose Display. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 9(9), 669-671 [cit. 19-12-2022]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2012.06.003.
 12. HILES, P., et al. 2022. European consensus on patient contact shielding. *Radiography* [online]. 28(2), 353-359 [cit. 18-12-2022]. ISSN 10788174. Dostupné z: doi:10.1016/j.radi.2021.12.003.
 13. HOLM, František, 2015, Jodové kontrastní látky a alergie na jód: mýty a fakta. *Interv Akut Kardiol* [Online] **14**(4), 142–143 [cit. 08-11-2022]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/kar/2015/04/01.pdf>.
 14. INDRA, Tomáš, 2014. Plicní embolie – stále podceňovaná diagnóza v ambulanci praxi. *Interní medicína pro praxi* [Online]. **16**(5) 184-188 [cit. 27-05-2022]. ISSN 1803-5256. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2014/05/03.pdf>.

15. KINCL, Vladimír, DROZDOVÁ, Adéla, PANOVSKEÝ, Roman, et al., 2014. Zobrazovací metody v diagnostice a stratifikace rizika akutní plicní embolie. *Interv Akut Kardiol* [Online]. **13**(1): 17-22 [cit. 26-08-2022]. ISSN 1803-5302. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/kar/2014/01/05.pdf>.
16. KNOLLMANN, Friedrich, Lisa CHU a Jordan Ashton LANG, 2022. CT Angiography for the Detection of Pulmonary Embolism: Role of Tube Voltage and Contrast Injection Rate on Diagnostic Confidence. *Academic Radiology* [online]. **29**, S91-S97 [cit. 12-04-2023]. ISSN 10766332. Dostupné z: doi:10.1016/j.acra.2021.01.020.
17. LEITMAN, Ellen M. a Shaunagh MCDERMOTT, 2019. Pulmonary arteries: imaging of pulmonary embolism and beyond. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* [online]. **9**(S1), S37-S58 [cit. 19-11-2022]. ISSN 22233652. Dostupné z: doi:10.21037/cdt.2018.08.05.
18. MAYO, John a THAKUR, Yogesh, 2013. Pulmonary CT Angiography as First-Line Imaging for PE: Image Quality and Radiation Dose Considerations. *American Journal of Roentgenology* [online]. **200**(3), 522-528 [cit. 27-07-2022]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.12.9928.
19. MOORE, Alastair J. E., Jason WACHSMANN, Murthy R. CHAMARTHY, Lloyd PANJIKARAN, Yuki TANABE a Prabhakar RAJIAH, 2018. Imaging of acute pulmonary embolism: an update. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* [online]. **8**(3), 225-243 [cit. 10-09-2022]. ISSN 22233652. Dostupné z: doi:10.21037/cdt.2017.12.01
20. NOVOTNÝ, Jiří, PEREGRIN, H., Jan a KAUTZNEROVÁ, Dana, 2010. CT angiografie – podmínky pro kvalitní vyšetření. *Česká radiologie* [Online]. **64**(2), 145-157 [cit. 27-03-2022]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1002_145_157.pdf
21. NUTTALL, Frank Q, 2015. Body Mass Index. *Nutrition Today* [online]. **50**(3), 117-128 [cit. 21-02-2023]. ISSN 0029-666X. Dostupné z: doi:10.1097/NT.0000000000000092.
22. ODA, Seitaro, et al., 2018. Basic Concepts of Contrast Injection Protocols for Coronary Computed Tomography Angiography. *Current Cardiology Reviews* [online]. **15**(1), 24-29 [cit. 12-04-2023]. ISSN 1573403X. Dostupné z: doi:10.2174/1573403X14666180918102031.

23. PALM, Viktoria, RENGIER, Fabian, RAJIAH, Prabhakar, HEUSSEL, Claus, Peter a PARTOVI, Sasan, 2020. Acute Pulmonary Embolism: Imaging Techniques, Findings, Endovascular Treatment and Differential Diagnoses. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* [Online]. **192**(01), 38-49 [cit. 26-08-2022]. ISSN 1438-9029. Dostupné z doi: 10.1055/a-0900-4200.
24. PARK, Hyo Jung, et al, 2019. Relationship between Lower Dose and Injection Speed of Iodinated Contrast Material for CT and Acute Hypersensitivity Reactions: An Observational Study. *Radiology* [online]. **293**(3), 565-572 [cit. 12-04-2023]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2019190829.
25. RAMAN, P., Siva 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. 08-09-2022]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.05.032.
26. ROMANYUKHA, Anna, Les FOLIO, Stephanie LAMART, Steven L. SIMON a Choonsik LEE. BODY SIZE-SPECIFIC EFFECTIVE DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR CT SCANS, 2017. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **172**(4), 428-437 [cit. 18-02-2023]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncv511
27. ROKYTA, Richard, HUTYRA, Martin a JANSKA, Pavel, 2020. Doporučené postupy Evropské kardiologické společnosti (ESC) pro diagnostiku a léčbu akutní plicní embolie, verze 2019. Stručný přehled vypracovaný Českou kardiologickou společností. *Cor et Vasa* [Online]. **62**(2), 154-182 [cit. 27-07-2022]. ISSN 00108650. Dostupné z: doi:10.33678/cor.2020.016.
28. ROMANS, Lois E., 2011. *Computed Tomography for Technologist: A Comprehensive Text* [Online]. 1. vydání. USA: Wolters Kluwer Health Lippincott Williams & Wilkins [cit. 10-09-2022] ISBN 978-0-7817-7751-3. Dostupné z: <https://radktob.files.wordpress.com/2017/05/computed20tomography20for20technologists20a20comprehensive20text20by20lois20e-20romans202010.pdf>
29. STEIN, Paul, D., CHENEVERT, Thomas, L., FOWLER, Sarah, E., et al., 2010. Gadolinium-Enhanced Magnetic Resonance Angiography for Pulmonary Embolism. *Annals of Internal Medicine* [Online]. **152**(7), [cit. 26-08-2022]. ISSN 0003-4819. Dostupné z: doi: 10-7326/0003-4819-152-7-201004060-00008.

30. SUN, Chunjuan, et. al., 2014. Assessment of the Coronary Venous System Using 256-Slice Computed Tomography. *PLoS ONE* [Online]. **9**(8) [cit. 26-07-2022]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0104246.
31. TARBOX, K., Abigail and SWAROOP, Mamta. 2013. Pulmonary Embolism. *International Journal of Critical Illness and Injury Science* [Online]. **3**(1): 69-72 [cit. 17-08-2022]. ISSN 2229-5151. Dostupné z: doi: 10.4103/2229-5151.109427.
32. TRICHE, Benjamin L, et al. 2019. Recognizing and Minimizing Artifacts at CT, MRI, US, and Molecular Imaging. *RadioGraphics* [online]. 39(4), 1017-1018 [cit. 28-12-2022]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.2019180022
33. TSALAFOUTAS, Ioannis A., et al. 2020. Radiation dose monitoring in computed tomography: Status, options and limitations. *Physica Medica* [Online]. 79, 1-15 [cit. 14-12-2022]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2020.08.020.
34. VALENTOVÁ, H., et al., 2014. Srovnání šesti rutinních metod pro stanovení kreatininu od různých výrobců a následné srovnání odhadů glomerulární filtrace podle rovnic MDRD, Lund-Malmö a CKD-EPI ve vazbě na naměřené hodnoty kreatininu. *Labor aktuell* [Online]. **01**(14), 20-26, [cit. 18-11-2022]. ISSN 1214-7672. Dostupné z: <https://www.labor-aktuell.cz/srovnani-sesti-rutinnich-metod-pro-stanoveni-kreatininu-od-ruznych-vyrobcu-a-nasledne-srovnani-odhadu-glomerularni-filtraceb>.
35. WEIR, J., Victor a ZHANG, Jie, 2018. Radiation Dose Measurements in a 256-Slice Computed Tomography Scanner. *J Med Phys* [Online]. **43**(2), 85-92, [cit. 07-08-2022]. ISSN 1998-3913. Dostupné z: doi: 10.4103/jmp.JMP_129_17. Dostupné z: https://www.jmp.org.in/temp/JMedPhys43285-2273893_061858.pdf

15. Seznam použitých zkratek

ALARA	As Low As Reasonably Achievable – Tak nízko jak je rozumně dosažitelné
AP	předozaďní
ARO	Anesteziologicko-resuscitační oddělní
ATCM	automatická modulace proudu
CT	výpočetní tomograf
CTAG	angiografie za pomocí CT přístroje
CTDI	kermový index výpočetní tomografie
CTDI _{vol}	objemový CTDI
ČR	Česká republika
BMI	body mass index
DECT	Dual energy výpočetní tomograf
DLP	Dose length product
DUS	duplexní sonografie
E	efektivní dávka
EBCT	Electron beam CT
eGFR	odhadovaná rychlost glomerulární filtrace
EKG	elektrokardiografie
FoV	Field of View
FBP	filtrovaná zpěťná projekce
G	Gauge
HU	Hunsfieldovy jednotky
i.v.	intravenózní
JKL	jódová kontrastní látka
KN	kontrastní nefropatie

KPR	kardiopulmonální resuscitace
kV	kilovolty
LAT	laterální
LO	lékařské ozáření
mA	miliampéry
mAs	miliampéry za sekundu
mg	miligram
mGy	miliGray
mGy*cm	miliGray na centimetr
ml	mililitr
ml/s	mililitr za sekundu
mm	milimetry
MDCT	multidetektorový výpočetní tomografie
MR	magnetická rezonance
MRA	magnetická rezonanční angiografie
MRI	zobrazení magnetickou rezonancí
MSCT	multislíce výpočetní tomografie
Např.	například
PACS	archivační a komunikační systém
PE	plicní embolie
RA	radiologický asistent
RIS	radiologický informační systém
ROI	region of interest, oblast zájmu
RTG	rentgenové
SSDE	Size-Specific Dose Estimate
SNO	Slezská nemocnice v Opavě
Tzv.	tak zvaně

Tzn.

to znamená

16. Seznam tabulek

Tabulka 1 faktory ovlivňující dávku na orgánech.....	35
Tabulka 2 CT protokol pro CTAG plicních tepen ve SNO.	44
Tabulka 3 ukazuje rozložení pohlaví mezi skupinami A a B.	47
Tabulka 4 věková struktura zkoumaného vzorku pacientů mezi skupinami A a B.	47
Tabulka 5 výška pacientů ve skupině A a B.....	48
Tabulka 6 hodnoty BMI mezi skupinami A a B	48
Tabulka 7 celkové hodnoty DLP za celé vyšetření u obou skupin pacientů.	49
Tabulka 8 hodnoty $CTDI_{vol}$ za samotný sken u skupin A a B.....	49
Tabulka 9 hodnoty LAT průměrů u obou skupin.....	50
Tabulka 10 hodnoty SSDE u pacientů ze skupiny A i B.....	51
Tabulka 11 smart bolus tracker	52
Tabulka 12 rychlost podání JKL u obou skupin	52
Tabulka 13 hodnoty $CTDI_{vol}$ za smart bolus tracker u skupin A a B.	53

17. Seznam příloh



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci

UPOL - 136527/1070-2022

Vážený pan
Bc. Jakub Miketta

2022-06-17

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**CT angiografická vyšetření a jejich provedení na 256 řadém CT**“, 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

Olomoucká 470/86, Předměstí, 746 01 Opava

ŽÁDOST O SBĚR DAT V SNO K ZÁVĚREČNÝM PRACÍM

Jméno, příjmení, titul žadatele:	Jakub Miketta, Bc.	
Bydliště žadatele:	Na Nivě 17, 746 01 Opava	
Název VŠ:	Univerzita Palackého v Olomouci	
Adresa VŠ:	Hněvotínská 31 779 00 Olomouc	
Studijní obor:	Zobrazovací technologie v radiodiagnostice	
Název práce:	CT angiografická vyšetření a jejich provedení na 256 řadém CT	
Typ závěrečné práce: zaškrtněte	Absolventská práce <input type="checkbox"/> Bakalářská práce <input type="checkbox"/> Diplomová práce <input checked="" type="checkbox"/> Dizertační práce <input type="checkbox"/> Rigorózní práce <input type="checkbox"/> Jiné, doplň:	
Stručný popis průzkumného/výzkumného záměru práce:	Práce se bude zabývat retrospektivním pohledem nad obdrženou radiační dávkou u pacientů s vyšetřením CTAG plicnice.	
Vedoucí práce/konsultant:	Mgr. Kateřina Štenclová	
Datum:	Podpis žadatele:	Podpis vedoucího/konsultanta práce:
Vyjádření SNO:	Souhlasím <input checked="" type="checkbox"/> Nesouhlasím <input type="checkbox"/>	Podpis a razítko schvalovatele za SNO: Slezská nemocnice v Opavě <small>náměstkyně pro ovatelskou péči</small> <small>Olomoucká 470/86, 746 01 OPAVA</small>
Zdůvodnění nesouhlasu:	/	

Přílohy:

Dotazník, osnova otázek pro rozhovor, jiní soubor pro sběr dat.

Doklad o zaplacení poplatku

Prohlášení žadatele: Učeluji souhlas se zpracováním osobních údajů za účelem zajištění místního šetření v SNO. Osobní údaje budou zpracovávány po dobu výkonu činnosti uchazeče podle této směrnice a po jejím skončení s nimi bude naloženo dle platné právní úpravy, zejm. zákona č. 499/2004 Sb., o archivnictví a spisové službě a o změně některých zákonů a Nařízení Evropského parlamentu a Rady (EU) 2016/679 ze dne 27. 4. 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (Nařízení GDPR).

V obchodním rejstříku, uvedeného u Krajského soudu v Ostravě, zapsáno v oddíle Pr., vložka 924.
 IČO: 47813750 DIČ: CZ47813750
 Tel.: + 420 553 766 101 Fax: 553 766 884
 E-mail: sekretariat@nemocnice.opava.cz http://www.nemocnice.opava.cz/
 ID datové schránky: q2ak7ru Elektronická adresa podatelny: sno@po-msk.cz
 KB, a.s. Opava Č.ú.: 19-0633950217/0100 IBAN: CZ210100000190633950217 SWIF: (BIC) KOMBCZPPXXX