

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav radiologických metod

Bc. Zuzana Kratochvilová

Zobrazování plicní embolie pomocí výpočetní tomografie

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Veronika Křenková

Olomouc 2023

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

Olomouc 18. května 2023

Bc. Zuzana Kratochvilová

Ráda bych poděkovala paní MUDr. Veronice Křenkové za odborné vedení diplomové práce, její rady a připomínky.

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	Diplomová práce
Téma práce:	Zobrazování plicní embolie pomocí CT angiografie
Název práce:	Zobrazování plicní embolie pomocí výpočetní tomografie
Název práce v AJ:	Imaging of pulmonary embolism by computed tomography
Datum zadání:	2020-01-28
Datum odevzdání:	2023-05-18
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor práce:	Kratochvilová Zuzana Bc.
Vedoucí práce:	MUDr. Veronika Křenková
Oponent práce:	MUDr. Kateřina Strojilová

Abstrakt v ČJ:

Tato diplomová práce se zabývá zobrazováním plicní embolie pomocí CT angiografie. Teoretická část této práce popisuje onemocnění plicní embolie, princip metody výpočetní tomografie a popisuje možnosti snížení radiační zátěže pacientů při CT vyšetření. Výzkumná část této práce se zabývá porovnáním radiační zátěže při vyšetření CTA plicnice na dvou různých přístrojích. Výzkumný soubor tvořilo 176 pacientů, kteří podstoupili vyšetření CTA plicnice ve Svitavské nemocnici na přístrojích GE Healthcare Brightspeed Edge 16 v období 1.7.2020 do 28.1.2021 a Canon Aqilion SP Prime 80 v období od 1.5.2022 do 31.8.2022.

Abstrakt v AJ:

The diploma thesis deals with imaging of pulmonary embolism using CT angiography. The theoretical part of this thesis describes the disease of pulmonary embolism, the principle of the computed tomography and describes the possibilities of reducing the radiation dose of patients during CT examinations. The research part of this thesis deals with comparison of radiation dose during CT pulmonary angiography on two different devices. The research group consisted of 176 patients

who underwent a CT pulmonary angiography in the Svitavská nemocnice on device GE Healthcare Brightspeed Edge 16 in the period from 1.7.2020 to 28.1.2021 and device Canon Aqilion SP Prime 80 in the period from 1.5.2022 to 31.8.2022.

Klíčová slova v ČJ: plicní embolie, CT angiografie, výpočetní tomografie, CTPA, radiační zátěž

Klíčová slova v AJ: pulmonary embolism, CT angiography, computed tomography, CTPA, radiation dose

Rozsah: 68 stran / 3 přílohy

Obsah

ÚVOD	8
1 Rešeršní činnost.....	9
2 Plicní embolie	11
2.1 Anatomie truncus pulmonalis	11
2.2 Etiologie	12
2.3 Patologie	12
2.4 Klinické projevy	13
2.5 Diagnostika plicní embolie	14
3 Výpočetní tomografie.....	16
3.1 Princip CT	16
3.1.1 Stupnice denzity	16
3.1.2 Multidetektorová výpočetní tomografie – MDCT.....	16
3.2 CT angiografie plicních tepen	17
3.2.1 Skenovací a expoziční parametry.....	17
3.2.2 Obrazové parametry.....	19
3.2.3 Contrast-to-noise ratio – CNR a Signal-to-noise ratio – SNR	20
3.3 Možnosti redukce dávky dle použité metody rekonstrukce	20
3.4 Možnosti redukce dávky dle nastavení expozičních parametrů	21
3.4.1 Automatická modulace proudu – ATCM.....	22
3.4.2 Automatická modulace napětí	23
4 Kontrastní látky.....	24
4.1. Ionická a neionická kontrastní látka	24
4.2 Vlastnosti jodových kontrastních látek	24
4.3 Způsob a parametry podání kontrastní látky	25
4.3.1 Parametry pro podání kontrastní látky.....	25
4.4 Nežádoucí reakce na jodovou kontrastní látku	26
4.4.1 Akutní nerenální nežádoucí reakce	26
4.4.2 Pozdní nerenální nežádoucí reakce	26
4.4.3 Velmi pozdní nerenální nežádoucí reakce.....	27
4.4.4 Renální nežádoucí reakce.....	27
4.5 Příprava pacienta na CT angiografii plicních tepen.....	27

5	Radiační ochrana a její veličiny	29
5.1	Organizace radiální ochrany ve světě a v České republice.....	29
5.2	Interakce ionizujícího záření s prostředím.....	30
5.3	Interakce fotonů s prostředím	30
5.4	Veličiny.....	31
6	Dozimetrické veličiny pro CT	33
7	Výzkumná část	35
7.1.	Výzkumné cíle a hypotézy	35
7.2	Charakteristika souboru	37
7.3	Metoda sběru dat	37
7.4	Realizace výzkumu	39
7.5	Metoda zpracování dat.....	40
8	Výsledky	41
8.1	Demografické složení výzkumného souboru.....	41
8.2	Ověření hypotézy č. 1	43
8.3	Ověření hypotézy č. 2	44
8.4	Ověření hypotézy č. 3	44
8.5	Ověření hypotézy č. 4	45
8.6	Ověření hypotézy č. 5	47
8.7	Ověření hypotézy č. 6	48
8.8	Ověření hypotézy č. 7	49
9	DISKUSE	50
10	ZÁVĚR.....	56
	REFERENČNÍ SEZNAM	57
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	62
	SEZNAM TABULEK	64
	SEZNAM GRAFŮ	64
	SEZNAM PŘÍLOH	65

ÚVOD

V poslední době dochází k zvyšování radiační zátěže obyvatelstva, která pochází z lékařského ozáření. Jednou z hlavních složek zdroje radiační zátěže z lékařského ozáření je vyšetření pomocí výpočetní tomografie, tato složka tvoří více než dvě třetiny. (Žižka et al., 2014, s. 259)

Plicní embolie patří ke třem nejčastějším onemocněním kardiovaskulárního systému. První volbou pro diagnostiku tohoto onemocnění je vyšetření pomocí výpočetní tomografie a bohužel dochází k ordinaci vyšetření i přesto, že pacient nesplňuje kritéria pro indikaci tohoto vyšetření. Používá se například jako metoda první volby v případě diferenciální diagnózy dušnosti, aniž by byla pacientovi odebrána pravděpodobnost před testem, ať už při odběru krve pro hodnotu D-dimerů nebo stanovení speciálně určených skóre. (Čtvrtlík et al., 2019, s. 190)

CT přístroje využívají k zobrazování ionizujícího záření, které potenciálně může způsobit rakovinu. Riziko vyvolané u jednotlivého pacienta je velmi obtížné změřit, ale studie mezi různými zdravotnickými zařízeními odhadla, že u jedné z 330 žen podstupující CT angiografii plic ve věku 20 let se může vyskytnout rakovina indukovaná ionizujícím zářením. Radiační riziko u vyšetření CT angiografie plic je velmi důležité u pacientů s plicní embolií bez ohrožení na životě a u mladých jedinců, zejména u mladých žen, které jsou více senzitivní na vystavení se ionizujícímu záření kvůli vyššímu množství prsní tkáně v ozařovaném poli. (Nagpal et al. 2020, s. 1; Al-Rammah et al. 2016, s. 1445)

Bylo vymyšleno několik možných postupů pro minimalizaci radiační zátěže u CT angiografie plic. K těmto postupům patří použití nízkého napětí, použití iterativních rekonstrukcí pro snížení šumu v obraze anebo užití high-pitch protokolů u vysokorychlostních CT přístrojů. Některé studie uvádějí, že tyto postupy vedly ke snížení radiační dávky na méně než 2 mSv. (Aldosari et al. 2019, s. 54)

Tato diplomová práce se ve své teoretické části bude zabývat možnostmi snížení radiační zátěže při vyšetření plicní embolie pomocí výpočetní tomografie. Praktická část je zaměřena na porovnání radiační zátěže dvou CT přístrojů na oddělení Radiodiagnostiky ve Svitavské nemocnici člena uskupení Nemocnice Pardubického kraje a.s.

1 Rešeršní činnost

Rešeršní činnost byla provedena v databázích Medvik a Pubmed.

V databázi Medvik byly použita tato klíčová slova – plicní embolie, CT angiografie, výpočetní tomografie, angiografie, angiografie plic, plicní angiografie, CTPA. Klíčová slova byla vyhledávána kdekoli v textu práce. Bylo využito Booleovských operátorů ve dvou kombinacích vyhledávání. První byla kombinace plicní embolie a CT angiografie, pomocí operátoru AND. Bylo dohledáno 30 článků a dle obsahu v abstraktu práce došlo k výběru 6 článků v českém jazyce a 3 článků v jazyce anglickém. Druhým bylo spojení plicní embolie a výpočetní tomografie operátorem AND, databáze dohledala 65 článků. Byl vybrán 1 článek, který v předchozím vyhledávání nebyl, ale byl vyřazen pro nedostupný plný text práce.

Pro vyhledávání v databázi PUBMED bylo využito těchto klíčových slov – pulmonary embolism, computed tomography, CTPA, CT, radiation dose. Také bylo využito Booleovských operátorů. Klíčová slova byla vyhledávána v názvu nebo abstraktu. Pomocí operátoru OR bylo zkombinováno computed tomography, CTPA a CT. Poté bylo přidáno pomocí operátoru AND pulmonary embolism a radiation dose. Databáze dohledala 52 článků, ze kterých bylo následně vybráno 12 článků.

Po provedení rešeršní činnosti byly vybrány tyto základní 3 výzkumné články:

- Al-Rammah TY, Alohalay A, Albatsh K. Reducing computed tomography radiation dose in diagnosing pulmonary embolism. *Pak J Med Sci.* 2016;32(6):1444-1448. Dostupné z: doi:10.12669/pjms.326.11347
- Nagpal P, Priya S, Eskandari A, et al. Factors Affecting Radiation Dose in Computed Tomography Angiograms for Pulmonary Embolism: A Retrospective Cohort Study. *J Clin Imaging Sci.* 2020;10:74. Published 2020 Nov 13. Dostupné z: doi:10.25259/JCIS_168_2020
- Aldosari S, Jansen S, Sun Z. Optimization of computed tomography pulmonary angiography protocols using 3D printed model with simulation of pulmonary embolism. *Quant Imaging Med Surg.* 2019;9(1):53-62. Dostupné z: doi:10.21037/qims.2018.09.15

V průběhu zpracování byly dohledány 3 články. K vypracování diplomové práce bylo celkově použito 15 článků. Z toho 7 článků v českém jazyce a 8 v jazyce anglickém.

2 Plicní embolie

Plicní embolii (dále PE) lze definovat jako obstrukci plicního cévního řečiště, obvykle je způsobená trombem ze vzdáleného místa krevního řečiště. (Brown et al., 2009, s. 438)

PE je považována za třetí nejčastější příčinu akutního kardiovaskulárního onemocnění za akutním infarktem myokardu a cévní mozkovou příhodou. (Stein, 2016, s. 18) Mortalita a morbidita je při výskytu plicní embolie poměrně vysoká. (Al-Rammah et al., 2016, s. 1444) Nemoc je úzce spjata s onemocněním hlubokou žilní trombózou dolních končetin, kdy více než 95 % případů PE je způsobeno právě tímto onemocněním. Ve zbylých 5 % se jedná o trombózu žil malé pánve, v. cava superior a v. cava inferior a pravé části srdce. (Šteiner et al., 2007, str. 29)

Čtvrtlík et al. (2019, s. 190) ve své studii uvádí, že roční incidence v ČR je mezi 100 až 200 případy na 100 000 obyvatel a CT angiografie plicnice je metodou první volby pro diagnostiku, aniž by pacient splňoval pravděpodobnost před testem pro přítomnost plicní embolie pomocí speciálně určených skóre nebo stanovení hodnoty D-dimerů v krvi. Kodým (2019, s. 15) ve své studii z téhož roku udává incidenci PE v ČR 60 až 100 případů na 100 000 obyvatel. Dále uvádí, že neléčená PE dosahuje téměř 30 % mortality a přiměřeně léčená dosahuje 8 % 30denní mortality. Klinická data indikují, že PE většinou postihuje věkovou skupinu v rozmezí 60 až 70 let, avšak data z provedených pitev poukazují na ještě větší incidenci ve věkové skupině 70 až 80 let. (Buk et al., 2021, s. 51)

Dle Zdravotnické ročenky ČR z roku 2019 došlo v důsledku onemocnění PE k hospitalizaci 8608 pacientů, z toho 4035 mužů a 4573 žen.

2.1 Anatomie truncus pulmonalis

Truncus pulmonalis

Truncus pulmonalis vede neokysličenou krev z pravé komory srdeční do plicní cirkulace. Tepna je přibližně 5 cm dlouhá s průměrem 3 cm. Odstupuje z pravé komory srdeční dorsokraniálně a směrem vlevo pod oblouk aorty, kde se nachází bifurkace truncu a rozdělení truncu na a. pulmonalis dextra a a. pulmonalis sinistra. (Uflacker et al., 2007, s. 231)

A. pulmonalis dextra

A. pulmonalis dextra je delší větví truncus pulmonalis. Prochází za aorta ascendens a za v. cava superior, do pravé plíce přichází v jejím hilu obvykle před bronchus principalis dexter a dále pokračuje pod ním. Tato tepna se dále dělí na dvě větve. Horní větev přivádí krev do lobus superior a lobus medius pravé plíce, dolní větev přivádí krev do lobus inferior pravé plíce. Následně se tepny dělí dle bronchů. (Čihák, 2016, s. 77)

A. pulmonalis sinistra

A. pulmonalis sinistra po výstupu z truncus pulmonalis směřuje vlevo pod arcus aortae a před bronchus principalis sinister. Na základě dělení levé plíce na laloky se dělí i a. pulmonalis sinistra, a to na horní a dolní větev, které přichází k hilu nad bronchy. Následné dělení této tepny dle příslušných bronchů. (Čihák, 2016, s. 77)

2.2 Etiologie

Rizikové faktory lze rozdělit na faktory s vysokou a nízkou mírou rizika. Tyto faktory jsou důležité pro odhad klinické pravděpodobnosti. Mezi faktory s vysokou mírou pro vznik žilního tromboembolismu patří operační zákroky, zejména ortopedické na dolních končetinách. Dále těhotenství ve vysokém věku, operace císařským řezem, preeklampsie, malignity v oblasti břicha a pánve, zlomeniny dolních končetin a imobilizace na lůžku v průběhu hospitalizace nebo následné péče. Mezi faktory s nízkou rizikovostí patří kardiovaskulární onemocnění jako vrozená srdeční vada, městnavé srdeční selhání, hypertenze, centrální žilní vstup a povrchová žilní trombóza. Mezi další patří užívání hormonální antikoncepce, malignity, neurologické postižení, poruchy srážlivosti krve, obezita, zánětlivé střevní onemocnění, nefrotický syndrom, dialýza, myeloproliferativní poruchy a Behcetův syndrom. (Brown et al., 2009, s. 440)

2.3 Patologie

Roztříštěný trombus z hluboké žilní trombózy je nesen postupně skrze velké žíly a pravou stranu srdce, než doputuje do plicního cévního řečiště. V závislosti na velikosti embolu dojde k zachycení a následně vzniku obstrukce v aa. pulmonalis dextra et sinistra, bifurkaci hlavní plicní tepny nebo v menších plicních tepnách.

Běžně se jedná o více embolů, které se objevují postupně nebo současně jako roj menších embolů z jednoho velkého zdroje. (Kumar et al., 2014, s. 127)

Dle velikosti embolu lze rozlišit čtyři základní typy embolizace.

1. Masivní PE, která se vyskytuje až u 10 % případů. Embolus je vytvořen jako odlitek velké žíly a dosahuje i několik desítek centimetrů, který se následně stočí a vytvoří tak klubko. Toto klubko poté úplně ucpe truncus pulmonalis nebo oboustranně hlavní plicní tepny. Klinicky se masivní PE projevuje náhlým vzestupem tlaku před obstrukcí a cor pulmonale acutum, a následně náhlým úmrtím. (Šteiner et al., 2007, s. 29)
2. U submasivní PE dochází k uzávěru 60 a více procent plicního řečiště. Může se jednat o jeden větší embolus nebo vícero menších trombů. Submasivní PE vede k těžkému šokovému stavu, která je velmi podobný akutnímu infarktu myokardu. (Šteiner et al., 2007, s. 29-30)
3. U drobné PE dochází k zachycení embolů ve středních a menších plicních tepnách. Ve většině případů se jedná o vícečetnou embolizaci. Důsledky jsou méně značné, nedochází k výraznému nárůstu tlaku v pulmonálním řečišti a snížení prokrvení plicního parenchymu, protože za obstrukcí je kyslík dodáván bronchiálními tepnami a kolaterálami. (Šteiner et al., 2007, s. 30)
4. Sukcesivní embolizace se vyskytuje přibližně u 3 % postižených PE. Jedná se o chronickou nemoc, kdy dochází k opakovaným výskytům PE a je charakterizována pomalým rozvojem pulmonální hypertenze a cor pulmonale. Označuje se jako chronická trombembolická nemoc. (Šteiner et al., 2007, s.30)

2.4 Klinické projevy

U pacientů s hlubokou žilní trombozou se akutní PE může projevit mnoha způsoby. Fyzikální vyšetření není ani sensitivní a ani specifické pro tuto chorobu. Symptomy mohou být různé, u mladých pacientů lze nalézt subtilnější nález oproti starším pacientům či pacientům s dalšími onemocněními. (Brown et al., 2009, s. 444)

Nejčastějšími symptomy pro PE jsou akutní nástup dušnosti, vertigo, úzkost, kašel a mohou se objevit palpitace. Embolus může způsobit plicní infarkt, který může vyústit v hemoptýzu a bolest na hrudi. Pacienti s masivní embolií nebo slabou

kardiopulmonální rezervou mohou být postiženi synkopou či náhlou smrtí. (Brown et al., 2009, s. 444)

2.5 Diagnostika plicní embolie

Pro diagnostiku existuje několik zobrazovacích metod. Diplomová práce bude zaměřena na zobrazování plicní embolie pomocí výpočetní tomografie (dále jen CT), ale je důležité zmínit i ostatní metody používané k diagnostice. Níže lze nalézt výčet nejužívanějších metod v dnešní době.

Prostý rentgenový snímek hrudníku neslouží přímo k diagnostice plicní embolie, ale ve většině případů je jedním z prvních vyšetření, které pacient podstoupí kvůli přítomnosti dušnosti, která je jedním z nespecifických příznaků plicní embolie. Na snímku u pacienta lze nalézt atelektázu, elevaci bránice na postižené straně, zvětšený hilus nebo prominenci plicnice. Ve 46 % případů lze nalézt sníženou cévní kresbu v určité části plic. Tato metoda přímo nedokáže stanovit přítomnost plicní embolie, a proto je spojena s dalšími zobrazovacími metodami. (Kincl et al., 2014, s. 18)

Echokardiografie je považována za základní vyšetření pro pacienty se suspekci na plicní embolii. Tato metoda slouží k diagnostice, ale i k posouzení rizika. Jako hlavní známky plicní embolie jsou rozšíření pravé komory, hypokineza volné stěny pravé komory a zvýšení enddiastolického poměru pravé a levé komory. (Kincl et al., 2014, s. 18)

CT angiografie je základní metodou volby v diagnostice plicní embolie. Výhodou této zobrazovací metody je vysoká specifita a senzitivita, a také dostupnost. Jako další výhodu lze uvést možnost zobrazení jiné příčiny onemocnění pacienta. Na rozdíl od předchozích dvou metod, ale tato metoda přináší i určitá rizika, zejména v souvislosti s nutností podání kontrastní látky a použití ionizujícího záření. Ve většině případů této metodě předchází laboratorní vyšetření D-dimerů, které může poukazovat na přítomnost plicní embolie. (Válek et al., 2021, s. E14)

Ventilačně-perfuzní scintigrafie je zvolena, pokud byla provedena CT angiografie plicních tepen s negativním výsledkem, ale pacient má vysokou klinickou pravděpodobnost výskytu plicní embolie. Jedná se o metodu užívanou dlouhodobě v diagnostice plicní embolie, ale dnes se spíše využívá perfuzního vyšetření pomocí

SPECT v kombinaci s low-dose CT plic, které nahrazuje ventilační scan. (Kincl et al., 2014, s. 19-20)

Duplexní sonografie žilního systému není metodou k přímému potvrzení výskytu plicní embolie, ale lze ji považovat za důležitou diagnostickou metodu při vyšetřování tromboembolické nemoci jako celku. (Kincl et al., 2014, s. 21) Pokud dojde při vyšetření pacienta s klinickým podezřením na PE k nálezům proximální žilní trombózy, je doporučeno považovat diagnózu plicní embolie za potvrzenou. (Rokyta et al., 2020, s. 110)

Magnetická rezonance není v současné době využívanou metodou pro zobrazování plicní embolie kvůli své omezené dostupnosti. Existují studie, které zkoumali užitečnost magnetické rezonance v diagnostice plicní embolie a prokázali, že magnetická rezonance není vhodnou metodou pro validní diagnostiku. (Kincl et al., 2014, s. 20)

3 Výpočetní tomografie

Od jejího představení v roce 1972, se výpočetní tomografie (dále CT) vyvinula v nezbytnou diagnostickou zobrazovací metodu díky kontinuálnímu zvyšování možností klinického využití. Technologie prošla zásadními evolučními kroky. Prvním krokem bylo představení skeneru počítačové tomografie se souběžným pohybem pacienta a náběrem dat. Základem pro vznik těchto skenerů byl vynález slip-ringů, vysokovýkonných rentgenek a interpolačních algoritmů. Tyto vynálezy daly vzniknout spirálnímu CT. Dalším krokem byl vynález dvoudetektorového spirálního CT, který dále vedl ke vzniku MDCT – multidetektorového CT. (Fishman et al., 2005, s. P.1)

3.1 Princip CT

Principem této metody je matematické přiřazení hodnoty denzity v Hounsfieldových jednotkách, díky vlastnosti rentgenového záření se různě absorbovat s tkáních s různou hustotou a složením. (Vomáčka et al., 2015, s. 42)

3.1.1 Stupnice denzity

Stupnice denzity či Hounsfieldova stupnice je úsečka rozdělená na 4096 stupňů. Na stupnici jsou stanoveny dva základní body, které jsou vedeny v Hounsfieldových jednotkách (HU). Bod -1000, jehož hodnota odpovídá denzitě vzduchu a bod 0, který je přiřazen jako hodnota denzity vody. Bod, který dosahuje hodnoty 3096 je přidělen pro kovy a nezředitelnou kontrastní látku. Ostatní hodnoty denzity pro jednotlivé tkáně leží v rozmezí -1000 až 3096. (Ferda et al., 2002, s. 13)

V analogové podobě jsou nabraná data zobrazena po přiřazení HU jako stupně šedi. Lidské oko je schopno rozlišit jen 16 stupňů šedi. (Vomáčka et al., 2015, s. 42-43) Vhodná modulace jasu a kontrastu obrazu slouží pro optimální prezentaci obrazu. Tkáně s podobnou denzitou je velmi složité rozlišit, a proto využíváme výběr užší části na stupnici, tzv. okno. Okno je definované šíří a středem v HU. (Seidl, 2012, s. 48)

3.1.2 Multidetektorová výpočetní tomografie – MDCT

Jedná se o techniku, kdy je získáno více datových stop při jedné otáčce systému. Obvykle detekční systém tvoří jedna rentgenka a řada detektorů. (Vomáčka et al., 2015, s. 43) Detekční systém je složen z více řad detektorů. Aktuální počet detektorových řad je obvykle mnohem vyšší než aktivní počet řad detektorů, aby se

dospělo k více možnostem nastavení kolimace. Tohoto je docíleno pomocí kolimace a spojením signálů sousedních řad detektorů. (Marchal et al., 2005, s. 7)

Druhy detektorových soustav MDCT

Matrixová detektorová soustava se skládá ze stejně širokých rovnoběžných řad detektorů. Hybridní detektorová soustava má uprostřed menší tloušťku detektorů než na periférii. Detektorová soustava adaptivního pole je složena z řad detektorů s různou tloušťkou. (Marchal et al., 2005, s. 7)

3.2 CT angiografie plicních tepen

Již v roce 1992 Remy-Jardin a jeho kolegové navrhli, že angiografie plicních tepen pomocí spirálního CT by mohla být použita jako rychlá a neinvazivní metoda pro detekci PE. Dle jejich práce je tato metoda 100% senzitivní a z 96% specifická pro emboly v hlavních, lobárních a segmentálních plicních tepnách. Avšak potenciální limitací byla detekce subsegmentálních embolů. (Remy-Jardin et al., 1992, s. 381)

Díky vývoji rentgenek s vyšší tepelnou kapacitou, gantry s rychlejší rotační periodou a multidetektorové soustavy, bylo dosaženo výrazného zlepšení v protokolech CT angiografie plicních tepen. Ke zlepšení došlo v rychlosti akvizice dat, v možnosti menší tloušťky řezů a protože lze vyšetření provést na jeden nádech, tak díky tomu lze zobrazit emboly v subsegmentálních tepnách. (Fishman et al., 2005, s. P.127)

3.2.1 Skenovací a expoziční parametry

Pro nastavení expozičních parametrů platí, že dopad změny nastavení napětí ovlivní výsledný obraz jen v malé míře, tak nastavení mAs je podstatné pro ovlivnění kvality výsledného obrazu. Vyšší hodnoty napětí dávají vznik tvrdšího záření, které má vyšší penetraci a tím redukuje tvorbu artefaktů, výhodné je především v oblastech zájmu, kde se nachází kov. Volba vyšších hodnot napětí limituje volbu nastavení hodnoty proudu, tj. snižuje maximální možnou nastavitelnou hodnotu. Snižování míry kvantového šumu, jehož důsledkem je snížení rozlišovací schopnosti, lze dosáhnout správným nastavením proudu. Nastavení proudu závisí na dvou důležitých faktorech, a to tepelné zatížitelnosti rentgenky, která znemožňuje nastavení hodnot mAs nad danou úroveň, druhým faktorem je citlivost detektorů,

kteřá nepřímou úměrou působí na velikost nutného proudu při podmínce zachování stejné kvality obrazu. Low dose technika je prováděna při snížení hodnoty proudu pod 100 mAs, provádí se v případě vyšetření HRCT plic, screeningu bronchogenního karcinomu, vyšetření paranasálních dutin a v případě pediatrických vyšetření. (Ferda et al., 2002, s. 15)

Kolimace slouží ke dvěma hlavním účelům. Prvním je snížení zbytečné dávky pro pacienta a druhým zajištění dobré kvality obrazu. Existují dva způsoby kolimace, a to kolimace před pacientem a kolimace za pacientem. Kolimace před pacientem je umístěna mezi zdrojem rentgenového záření a pacientem. Kvůli geometrické limitaci, svazek záření po průchodu kolimací před pacientem má dva regiony v ose z – umbra a penumbra. Umbra je region, ve kterém je tok záření homogenní a penumbra, kde je tok nehomogenní. U multislice CT je využíván jen region umbra pro tvorbu obrazu, to znamená, že aktivované jsou jen ty detektory, na které dopadá tok záření z regionu umbra. Penumbra představuje nevyužitou dávku pro pacienta. Pro kolimace za pacientem je využito dvou typů kolimátorů, jeden v rovině a druhý napříč rovinou. Kolimace v rovině má za úkol odstínění rozptýlených fotonů, kolimátor je tvořen z mnoha tenkých a vysoce tlumících desek, které jsou uloženy před detektorem k fokuzaci na zdroj rentgenového záření a zabraňují průniku rozptýlených fotonů k detektoru. Kolimátor napříč rovinou slouží hlavně jako přídatná kolimace v ose z. (Hsieh, 2009, s. 199-201) Hodnoty kolimace volíme na základě rozměrů vyšetřovaného objektu, nízké hodnoty šíře kolimace se volí pro objekty s malými rozměry. (Ferda et al., 2002, s. 15)

U MDCT lze využít raw data pro rekonstrukci více než jednoho obrazu s nastavením různé tloušťky řezu. Proto je nutné rozlišovat mezi akvizičními parametry (kolimace svazku – SC, posun stolu – TF) a rekonstrukčními parametry (šíře řezu – SW, rekonstrukční inkrement – RI). Akviziční parametry lze vyjádřit jako $(N \times SC / TF)$, kde N označuje počet detektorových řad. TF je možné upravovat nezávisle na SC za podmínky, že pitch P je ≤ 2 . Avšak, definice P se liší dle různých výrobců. Philips používá definici, která je upřednostňována většinou fyziků a je osvojena jako mezinárodní standard, $P = TF / (N \times SC)$, kde posun stolu je vzat do vztahu spolu s celou šířkou aktivních detektorových elementů. GE, Siemens a Toshiba (dnes Canon) na druhou stranu používají definice objemového pitch $P^* = TF / SC$ (hvězdička je použita k odlišení od mezinárodního standardu), definice

pitch souvisí s posunem stolu a šíří řezu. Rekonstrukční parametry pro MDCT lze vyjádřit jako dvojici čísel pro vytvořenou sadu obrazů. Šíře řezů lze upravit nezávisle na tom, jak byla data získána, za podmínky, že šíře řezu je větší než šíře kolimace svazku. Rekonstrukční inkrement by měl mít hodnotu poloviny šíře řezu, ale nesmí být menší než velikost pixelu. (Marchal et al., 2005, s. 9)

Rotační periodou se rozumí čas, který je nutný k otočení systému rentgenky a detektorové soustavy o celých 360°. Pro vyšetření rychle pohybujících se struktur je vhodné využití krátké rotační periody. Spojením krátké rotační periody a rychlého posunu stolu lze dosáhnout periody zobrazení 100 ms. Perioda zobrazení je doba, kdy jsou sesbírána data pro jeden axiální řez. (Ferda et al., 2002, s. 16)

3.2.2 Obrazové parametry

Matrix definuje a udává množství bodů matice, kterou je tvořen výsledný obraz. Základní matrix je tvořen 512×512 bodů. Primární matice je při rekonstrukci obrazu přetvořena na přepočítanou matrix. Jemné matrix jsou použity pro větší geometrické rozlišení za podmínky použití optimální expozice. Velikost zobrazovaného pole – field of view (nebo scan diameter) a jeho nastavení umožňuje optimálního využití prostoru, kdy jsou body matrix využity na objekt zájmu a nikoli na okolí a nedůležité struktury. Při volbě příliš velkého skenovaného prostoru dochází ke zvětšení velikosti pixelu a ke snížení rozlišovací schopnosti. (Ferda et al., 2002, s. 16)

Rekonstrukční algoritmus (filtr, kernel) musí být adekvátně zvolen pro tkáň, jejichž denzity nejsou tvořeny spojitým spektrem (např. kostní nebo plicní tkáň), tento algoritmus se označuje jako vysokofrekvenční (high spatial frequency) a jsou vhodné pro HRCT vyšetření. Dále se využívají měkkotkáňové algoritmy při vyšetření krku, mediastina a břicha, tyto algoritmy se označují jako nízkofrekvenční (low spatial frequency). Při vyšetření plic a mediastina je výhodou, pokud lze uložit a zpětně s použitím jiného algoritmu zrekonstruovat raw data zvlášť pro plicní tkáň a pro mediastinum. (Ferda et al., 2002, s. 18)

Rekonstrukční inkrement dává informaci, o jakou hodnotu se jednotlivé obrazy překrývají. Pro následnou tvorbu multiplanárních a 3D rekonstrukcí je vhodné zvolit rekonstrukční inkrement okolo 50 %. (Ferda et al., 2002, s. 18)

4.2.3 Contrast-to-noise ratio – CNR a Signal-to-noise ratio – SNR

Pojem kontrast lze definovat jako intenzity signálu určité struktury a okolní tkáně s ohledem na pozadí. Nízkokontrastní objekty je obtížné detekovat z důvodu ovlivnění velikostí, tvarem a obsahem šumu v obraze. (Súkupová, 2018, s. 75)

- **CNR**

Poměr kontrastu a šumu je jako veličina určená pro popis maximální výchylky signálu s ohledem na šum okolí. CNR není ovlivněna velikostí objektu, a proto by měla být homogenita signálu v daném objektu. Z důvodu předpokladu homogenity signálu v určité oblasti je CNR vhodné při popisu systémů s produkcí homogenního obrazu. (Súkupová, 2018, s. 75)

- **SNR**

Obrazy jsou obvykle poškozeny šumem. Šum lze rozdělit na stochastický a deterministický, kdy deterministickému se také říká vzorově fixní šum nebo obrazový artefakt. Artefakty mají stejný vzhled při opakovaných obrazech, naopak stochastický šum se v opakovaných obrazech liší. SNR je důležitým parametrem v rámci zobrazovacích metod. (Oppelt, 2006, s. 224-225) Poměr signálu a šumu v obraze je definován jako veličina popisující, jak moc markantní je šum v obraze s ohledem na signál. U SNR není potřeba homogenita v určitém objektu, ale je důležitá homogenita v rozdělení šumu v signálu pozadí. (Súkupová, 2018, s. 75) SNR je limitujícím faktorem kvality obrazu u obézních pacientů, u kterých dochází k problému, kdy při snaze udržení adekvátního SNR při přiměřené radiační zátěži dochází ke zvýšení radiační zátěže při tenkých kolimacích. (Catalano et al., 2010, s. 88)

3.3 Možnosti redukce dávky dle použité metody rekonstrukce

Filtrovaná zpětná projekce (FBP) je analytickou metodou rekonstrukce obrazu. Data nasbíraná skenerem během rotace z každé úhlové projekce kolem vyšetřovaného objektu jsou následně společně zpětně promítnuta do obrazu objektu, který přibližně odpovídá realitě. Jednotlivé projekce, které tvoří obraz objektu, spolu vytváří interference na liniích objektu, ve kterých došlo k zeslabení rentgenového svazku. Takto vytvořený obraz obsahuje hvězdicovité artefakty, ke kterým dochází v místech, které neodráží realitu struktur objektu, a proto se využívá high-pass filtr pro jejich odstranění. Soustava lineárních integrálů poté slouží k vlastnímu výpočtu,

matematicky je tato operace velmi účinná a rychlá. Jednou z hlavních nevýhod FBP je limitace výpočtu Radonovy transformace, která přesně funguje jen s přesnými daty. Projekční data z CT obsahují výrazný podíl šumu a ten je ještě umocňován při použití filtru, což znamená, že zásadní redukce dávky vede k obrovskému nárůstu šumu v obraze a k výsledku, který není možné diagnostikovat. (Žižka, 2011, s. 171)

Iterativní rekonstrukce (IR) byla prvně využita jako rekonstrukční metoda pro pozitronovou emisní tomografii (PET) a jednofotonovou emisní výpočetní tomografii (SPECT) než byla implementována do běžné praxe využití při CT. Zatímco zvýšené prostorové rozlišení přímo koreluje se zvýšeným šumem obrazu při použití FBP, tak použití IR umožňuje do určité míry oddělit prostorové rozlišení a obrazový šum. V případě IR je do procesu rekonstrukce obrazu zavedena korekční smyčka. Poté co je z naměřených hodnot zrekonstruován obraz, se v dalším kroku využije ray-tracing, který vypočítá syntetické projekce, které přímo odpovídají rekonstruovanému obrazu. Odchylka mezi naměřenými a vypočítanými projekcemi je použita pro rekonstrukční opravu obrazu a aktualizaci originálního obrazu v iterativní smyčce. Opakovaný výpočet korigovaných projekcí odstraňuje obrazové artefakty, které vznikají při FBP, ale nutně nesníží obrazový šum. Byly představeny různé modely různými prodejci, a to ASIR (Adaptive Statistical IR) od GE Healthcare v roce 2008, IRIS (IR in image space) od Siemens v roce 2009, AIDR (Adaptive Iterative Dose Reduction) od firmy Toshiba (dnes firma CANON), iDose od firmy Philips, SAFIRE (sinogram affirmed IR) od Siemens v roce 2011 nebo MBIR (model-based IR) od GE Healthcare. Hlavním smyslem pro implementaci IR do praxe je podstatná redukce dávky při srovnatelné hladině šumu jako při použití FBP, která je stále diagnosticky přípustná. (Tack et al., 2012, s. 16; Žižka, 2011, s. 171-172) Ve Věstníku MZ ČR částka 2 z roku 2016 je uvedeno, že při použití IR místo FBP dojde ke snížení radiační zátěže o 20-40 % při zachování stejné kvality obrazu.

3.4 Možnosti redukce dávky dle nastavení expozičních parametrů

Dle vyhlášky o radiační ochraně č. 422 z roku 2016 musí být každý CT přístroj vybaven expoziční automatikou. Nastavení expozičních parametrů musí být provedeno takovým způsobem, aby byla možnost dosažení optimální kvality zobrazení při minimálním radiačním zatížení pacienta. (Věstník MZ ČR, 2016, č. 2, s. 11) Podle možností přístroje a oblasti zájmu je vždy vhodné využití systémů automatické kontinuální modulace dávky. Snížením napětí, které je důležité hlavně u

dětí a štíhlých osob, je možné dosažení významného snížení radiační zátěže. Výsledkem snížení napětí je zlepšení kontrastu měkkotkáňových struktur a zlepšení kontrastu struktur při použití jodových kontrastních látek (dále JKL). U moderních přístrojů je doporučeno využití automatické modulace napětí, které je stanoveno z topogramu. (Věstník MZ ČR, 2016, č. 2, s. 14)

3.4.1 Automatická modulace proudu – ATCM

Princip této modulace je založen na principu expoziční automatiky, což znamená ukončení expozice po dopadu dostačujícího množství záření na detektor. K automatickému zvýšení hodnot proudu dojde v případě vyšetření objemného objektu, tj. při větší absorpci záření při průniku zobrazovaným objektem. Naopak při prozařování menšího objektu se proud automaticky sníží. Tato modulace je nejvíce využita při zobrazování nesourodých regionů. Důležité je při použití ATCM správné nastavení pacienta do izocentra. Podélná modulace je využita na základě rozdílů anatomie mezi zobrazovanými regiony a tím probíhá proudová modulace v ose Z. Při přechodu mezi dvěma různými regiony (např. plíce a břicho) je automaticky zvýšen proud u regionu, u kterého dochází k většímu zeslabení záření. Úhlová modulace probíhá na úrovni rotace rentgenky z důvodu potřeby jiného množství záření pro AP projekci a LAT projekci. Při LAT projekci je potřeba většího množství záření. Při této modulaci dochází k oscilaci proudu. Tato modulace umožňuje snížení radiační zátěže o 20–70 %. (Súkupová, 2018, s. 135-137)

K výpočtu hodnot proudu dochází dvěma způsoby. V prvním případě jsou hodnoty vypočítávány z topogramu vyšetřované oblasti, kdy dochází k porovnání zeslabení u aktuálně vyšetřovaného pacienta s referenčním pacientem. V případě topogramu jen v jedné projekci, je druhá projekce dopočítána matematicky a po porovnání hodnot je upravena hodnota proudu. Druhý způsob využívá online měření profilu zeslabení a na základě tohoto profilu generátor přímo určuje množství proudu. První způsob využívají přístroje GE a Toshiba (dnes Canon), druhý přístroje Siemens a Philips. Orgánová modulace proudu je variantou ATCM, kdy dochází k zohlednění radiosenzitivních orgánů při provedení modulace proudu. U této modulace nedochází ke snížení dávek celkově, ale ke snížení dávek na radiosenzitivní orgány, např. prsní tkáň při vyšetření hrudníku. (Súkupová, 2018, s. 137-138)

3.4.2 Automatická modulace napětí

Tuto modulaci lze využít u některých typů CT přístrojů. Standardní hodnotou napětí při CT vyšetření je 120 kV. Při použití hodnoty 100 kV nebo 80 kV namísto 120 kV je zlepšen kontrast obrazu. Při použití nižších hodnot napětí dochází ke zvýšení poměru fotoefektu a Comptonova rozptylu, dochází ke zvýšení zastoupení fotoefektu. Lepší kontrast umožňuje snížení proudu a následně i dávku. Použití této modulace není výhodné při vyšetření objemných pacientů kvůli zvýšené míře šumu v obraze, a proto se využívá u dětí, drobných a průměrných pacientů. (Súkupová, 2018, s. 139)

4 Kontrastní látky

Použití kontrastní látky (dále KL) zvyšuje přehlednost rozdílů mezi tkáňovými strukturami v obrazech. Ideální KL by měla dosáhnout velmi vysoké koncentrace ve tkáních bez vzniku jakýchkoli vedlejších efektů. KL lze rozdělit na negativní a pozitivní. Negativní KL zeslabují rentgenové paprsky méně než tkáňové struktury. Při použití pozitivní KL dochází ke zvýšenému útlumu rentgenových paprsků více než u tkáňových struktur. Pozitivní KL lze rozdělit na ve vodě rozpustné jodové a na ve vodě nerozpustné baryové. (Thomsen et al., 2014, s. 3-4)

Při vyšetření pomocí CT se nejvíce využívají KL na bázi jódu. Základem JKL je benzenové jádro se třemi atomy jódu. JKL lze rozdělit na ionické a neionické. (Thomsen et al., 2014, s. 3-4)

4.1. Ionická a neionická kontrastní látka

Voda v těle je nerovnoměrně polarizována s kladnými póly v okolí atomů vodíku a negativních pólů v okolí atomů kyslíku. Ionická KL je rozpustná ve vodě, protože disociuje na negativně a kladně nabitě ionty, které jsou přitahovány k molekulám vody. Neionická KL nedisociuje a je zastoupena ve vodě jejími OH skupinami, elektrické póly těchto skupin jsou přitahovány k elektrickým pólům molekul vody. (Thomsen et al., 2014, s. 4-5)

Ionická KL vykazuje vyšší možnost vedlejších reakcí oproti neionické KL. (Vomáčka et al., 2015, s. 68) Neionické KL neobsahují žádné elektrické náboje, žádné kationty (například sodíku nebo megluminu) a jsou podstatně lépe chráněny hydrofilními postranními řetězci. Toto vede k minimální proteinové vazbě a inhibici enzymů a ke sníženému narušení funkce biologických membrán. Pro pacienta to znamená vyšší celkovou toleranci. Nausea, zvracení, kopřivka, otok sliznic, zvýšený respirační odpor a efekt na kardiovaskulární systém jsou pozorovány výrazně méně s použitím neionických KL. (Speck, 2018, s. 26)

4.2 Vlastnosti jodových kontrastních látek

Osmolalita KL ovlivňuje výskyt nežádoucích vedlejších účinků. Osmolalita je dána poměrem, který je definován jako podíl počtu atomů jódu v roztoku a počtem částic v roztoku. Vysoce osmolální KL mají více částic na atom jódu, a tedy nižší poměr. Hodnota poměru je u ionických KL 1,5, neionické monomery a ionické dimery

mají poměr 3 a neionické dimery mají poměr o hodnotě 6. Neionické dimery jsou izosmolární v porovnání s krví. (Thomsen et al., 2014, s. 5-6)

Viskozita KL je funkcí koncentrace roztoku, tvaru molekul a slabých interakcí mezi kontrastním médiem a molekulami vody. Přechod od ionických KL k neionickým způsobilo zvýšení viskozity se současným snížením osmolality a toxicity. (Thomsen et al., 2014, s. 6)

4.3 Způsob a parametry podání kontrastní látky

Intravenózní podání KL lze provést dvěma způsoby, a to manuálně a automaticky. Manuální podání nedokáže zaručit podání stejnou rychlostí v průběhu celé aplikace, a proto určení cirkulačního času je pouze odhadované. Automatické podání KL probíhá s použitím tlakového injektoru a dokáže zaručit konstantní rychlost podání v průběhu celé aplikace KL. (Ferda et al., 2002, s. 20)

4.3.1 Parametry pro podání kontrastní látky

Průtoková rychlost je udávána v ml/s a je jedním z nejdůležitějších parametrů pro dosažení optimální náplně. Rychlosti se pohybují v hodnotách od 2 do 9 ml/s. Při použití malé rychlosti průtoku může dojít k naředění KL v srdci a při podání KL vysokou průtokovou rychlostí k ruptuře cévy. Příliš vysoká průtoková rychlost může mít za následek vytvoření hvězdicovitého artefaktu v přívodné žíle (například artefakty ve vena cava superior při vyšetření CTA plicnice) nebo k refluxu. Nastavení zpoždění začátku skenování je odvozeno z hodnoty cirkulačního času, který se stanovuje metodou bolus timing nebo pomocí odhadu. Potřebný objem KL lze stanovit výpočtem jako součin průtokové rychlosti a doby potřebné k provedení vyšetření. Koncentrace jódu v JKL se pohybuje od 200 mg l/ml po 400 mg l/ml a je vždy nutné dodat dostačující množství do vyšetřované oblasti, aby bylo dosaženo nejlepšího kontrastu. Směr skenování by měl kopírovat směr toku krve ve vyšetřované cévě. (Ferda et al., 2002, s. 22)

Cirkulační čas definována jako čas, za který se dopraví krev cévním systémem mezi dvěma body nebo jako doba od začátku aplikace do doby dostatečné náplně vyšetřované cévy. Lze stanovit pomocí dynamického vyšetření v předem zvolené oblasti. Je důležité mít na paměti, že s přibývajícím množstvím podané KL dochází k vyšší pravděpodobnosti výskytu nežádoucích reakcí. (Ferda et al., 2002, s. 20)

Bolus timing označuje metodu, kdy je po podání malého množství KL (10-20 ml) skenována předem vybraná úroveň a v závislosti na růstu denzity je určena hodnota maximální náplně cévy, dle toho se určí zpoždění začátku skenování. Tento způsob nemůže zaručit, že vypočtené zpoždění začátku skenování bude správné, reakce organismu na podání malého množství KL je jiná než u podání vyššího množství. Obtížné je určení cirkulační času u osob trpících některými onemocněními např. pravostranná srdeční nedostatečnost, fibrilace síní nebo také u sportovně aktivních jedinců. Může docházet k refluxu KL do oblasti vena jugularis interna nebo vena cava inferior, refluxu lze předejít prováděním vyšetření v mírném nádechu. (Ferda et al., 2002, s. 20)

Bolus tracking označuje metodu, která je také založena na základu dynamického skenování. V tomto případě nedochází ke kroku s podáním malého množství KL, ale aplikuje se celý objem předepsané KL s danou rychlostí průtoku. Ke skenování dochází na předem zvolené úrovni vyšetřované oblasti a po dosažení optimální denzity spustí obsluha přístroje samotné vyšetření anebo se vyšetření spustí automaticky. (Ferda et al., 2002, s. 20)

4.4 Nežádoucí reakce na jodovou kontrastní látku

Nežádoucí reakce na KL lze rozdělit všeobecné a renální. Všeobecné nežádoucí reakce dále dělíme na akutní, pozdní a velmi pozdní nežádoucí reakce. (ESUR, 2021,)

4.4.1 Akutní nerenální nežádoucí reakce

Tato reakce je definována jako reakce, která se dostaví do 1 hodiny od podání KL. Akutní reakce se dále dělí na lehké, střední a těžké. Mezi lehké patří nauzea, slabé zvracení, kopřivka, svědění. Za střední reakci lze považovat vazovagální synkopu, výraznou kopřivku, bronchospasmus, otok tváře. Těžké reakce jsou hypotenzní šok, zástava dechu, srdeční zástava a záchvat křečí. (ESUR, 2021)

4.4.2 Pozdní nerenální nežádoucí reakce

Tato reakce je definována jako reakce, ke které dojde po uplynutí 1 hodiny až 1 týdne od podání KL. Pozdní reakce na KL se projevuje jako kožní reakce podobná jiným polékovým alergickým reakcím, a to exantémem, erytémem, otokem a

svědění. Většina reakcí jsou lehce až středně závažné a zpravidla odezní samy. (ESUR, 2021)

4.4.3 Velmi pozdní nerennální nežádoucí reakce

Nežádoucí reakce, ke které dochází po uplynutí více než 1 týdne od podání KL. Při této reakci může po podání jodové KL dojít k thyreotoxikóze. Rizikové pacienti, u kterých se tato reakce může vyskytnout, jsou pacienti s neléčenou Gravesovou chorobou a pacienti s multinodózní strumou a autonomním onemocněním štítné žlázy. (ESUR, 2021)

4.4.4 Renální nežádoucí reakce

Podání KL může způsobit vznik kontrastní látkou indukované nefropatie. To je stav, u kterého dochází k narušení ledvinných funkcí, a lze jej definovat jako zvýšení sérového kreatininu o více než 25 % nebo o 44 $\mu\text{mol/l}$ v průběhu 48-72 hodin po intravaskulárním podání KL po vyloučení ostatních možných příčin. (ESUR, 2021; Svojanovský et al., 2011, s. 205)

Kontrastní látkou indukovaná nefropatie – CIN

Jedná se o iatrogenní poškození ledvin, které vzniká v důsledku podání KL. CIN se řadí jako třetí nejčastější příčina akutního renálního selhání u hospitalizovaných pacientů. Rizikové faktory, které mohou způsobit CIN, lze rozdělit na ovlivnitelné a neovlivnitelné. Ovlivnitelnými faktory jsou typ a množství KL, nefrotoxické léky (metformin), onemocnění se zvýšenou viskozitou krve nebo onemocnění zatěžující renální tubuly. Neovlivnitelnými faktory jsou již existující poškození ledvin, diabetes mellitus, věk, srdeční selhání s městnáním a transplantovaná ledvina. (Svojanovský et al., 2011, s. 205-208)

4.5 Příprava pacienta na CT angiografii plicních tepen

Jako letitá tradice jsou pacienti před CT vyšetřením s použitím kontrastní látky (dále KL) poučeni o nutnosti 4 až 6 hodin nejíst a nepít, aby se předešlo riziku vzniku nauzei a zvracení, které může vést k aspiraci. V těchto dnech se ve většině případů používá neionická nízkoosmolální či isoosmolální KL. Výrobci neionických jodových KL uvádí, že kromě dostatečné hydratace není potřeba žádná jiná specifická příprava před vyšetřením. Použití neionické jodové KL snižuje frekvenci vzniku nauzei a zvracení. Je nutné si uvědomit, že preventivní hladovění může mít negativní dopad na

pacienty, jako celkový diskomfort nebo riziko hypoglykemického šoku u pacientů s diabetes mellitus. Dle guidelines ESUR a ACR není hladovění doporučeno před rutinním podáním jodové KL intravenózně. (Liu et al., 2021, s. 1-4)

Premedikaci je nutno zvážit u pacientů se zvýšeným rizikem alergické reakce na jodovou KL. Zvláště pokud je známa předchozí reakce, musí být zvážena jiná diagnostická metoda, u které není nutné podání jodové KL. Dalšími rizikovými faktory pro vznik alergické reakce jsou typ použité jodové KL, astma a alergie. (Thomsen et al., 2014, s. 54-55) Dle nejnovějších doporučení ESUR se premedikace nedoporučuje, protože nebyla prokázána její účinnost. (ESUR, 2021)

Je nutné znát renální funkce pacienta, který má podstoupit vyšetření s podáním jodové KL. Riziko vzniku kontrastní látkou indukované nefropatie (dále CIN) se zvyšuje se sníženou glomerulární filtrací (dále GF), kterou nelze přímo změřit. Proto je potřeba znát hodnotu sérového kreatininu, který je možné využít k výpočtu hodnoty glomerulární filtrace. (Thomsen et al., 2014, s. 73) Jedním z preventivních opatření je dostatečná hydratace před, v průběhu a po podání KL. (Svojanovský et al., 2011, s. 207)

U diabetických pacientů se sníženou renální funkcí je zvýšené riziko vzniku CIN než u nediabetických pacientů se stejnou renální funkcí. Pravděpodobnost, že u diabetického pacienta s poruchou renální funkce se vyvine CIN po podání jodové KL intravenózně, a bude u něj riziko retence metforminu a laktacidózy, vedla ke vzniku opatření v užívání léků s obsahem metforminu před vyšetřením s podáním jodové KL. (Thomsen et al., 2014, s. 98) Dle ESUR mohou pacienti s $GF > 30 \text{ ml/min/1,73 m}^2$ a bez známého akutního renálního selhání po intravenózní aplikaci KL mohou pokračovat v normálním užívání metforminu. Pokud je GF u diabetického pacienta menší než $30 \text{ ml/min/1,73 m}^2$ je doporučeno vysadit léky s obsahem metforminu 48 hodin před aplikací KL a 48 hodin po aplikaci KL a znovu začít užívat, jen pokud nedošlo ke zhoršení renálních funkcí. Při snížené GF a přidruženému onemocnění, které způsobuje sníženou funkci jater anebo hypoxii, je metformin kontraindikovaný a je nutné se vyvarovat podání jodové KL. Při akutním vyšetření je nutné vysadit metformin od okamžiku podání KL a znovu nasadit po 48 hodinách od podání, jen pokud hodnoty sérového kreatininu nebo GF zůstali nezměněné oproti původním hodnotám před vyšetřením. (ESUR, 2021)

5 Radiační ochrana a její veličiny

5.1 Organizace radiační ochrany ve světě a v České republice

V roce 1928 došlo ve Stockholmu k vytvoření nezávislého odborného orgánu, který má název Mezinárodní komise radiologické ochrany (dále ICRP), která existuje doposud. Tato komise vydala doporučení ICRP 60 v roce 1991 a ICRP 103 v roce 2007, tyto doporučení tvoří současnou koncepci radiační ochrany po celém světě. Mezi další dokumenty, které tvoří koncepci radiační ochrany, patří dokumenty vydané Mezinárodní atomovou agenturou (dále IAEA) ve Vídni a zákony a vyhlášky vydané Evropskou unií. (Hušák, 2009, s. 9)

Dle výše uvedených doporučení a dokumentů byla vytvořena legislativní koncepce, která určuje předpisy a nároky související s radiační ochranou v České republice (dále ČR). (Hušák, 2009, s. 9)

Mezi dva nejdůležitější právní předpisy v ČR patří:

Zákon č. 263/2016 Sb., Atomový zákon, „tento zákon zpracovává příslušné předpisy Evropského společenství pro atomovou energii (dále jen "Euratom") a Evropské unie, zároveň navazuje na přímo použitelné předpisy Euratomu a Evropské unie.“ (Zákon 263/2016)

Vyhláška 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, „tato vyhláška zpracovává příslušné předpisy Euratomu a stanoví požadavky na zajišťování radiační ochrany v expozičních situacích a způsob zabezpečení radionuklidového zdroje, včetně radionuklidového zdroje 1. až 3. kategorie zabezpečení.“ (Vyhláška 422/2016)

Mezi dvě nejdůležitější instituce v ČR patří:

Státní úřad pro jadernou bezpečnost (dále SÚJB) se sídlem v Praze, jedná se o hlavní orgán státní správy. V čele stojící předsedkyně je jmenována vládou ČR. Tento úřad provádí státní správu *„při využívání jaderné energie a ionizujícího záření a v oblasti nešíření jaderných, chemických a biologických zbraní“.* (www.sujb.cz)

Státní ústav radiační ochrany (dále SÚRO), jedná se o výzkumnou instituci jejímž zřizovatelem je SÚJB. (www.sujb.cz)

5.2 Interakce ionizujícího záření s prostředím

Přímo a nepřímo ionizující záření

Dle způsobu ionizace dělíme ionizující záření na dvě kategorie.

Přímo ionizující záření obsahuje nabitě částice (elektrony, protony, alfa částice, těžké ionty), které předávají energii při interakci s jinou částicí v prostředí (absorbér) skrze jedнокrokový proces zahrnující Coulombovy interakce mezi přímo ionizujícími částicemi a orbitálními elektrony atomu absorbéru.

Nepřímo ionizující záření obsahuje neutrální částice (fotony rentgenového záření, gama záření, neutrony), které předávají energii do absorbéru ve dvou krocích. V prvním kroku je uvolněna nabitá částice v absorbéru (fotony uvolňují buď elektrony nebo elektron-pozitronové páry, neutrony uvolňují protony nebo těžké ionty). V druhém kroku uvolněné nabitě částice předávají energii absorbéru skrze přímé Coulombovy interakce s orbitálními elektrony atomů v absorbéru. (Podgoršak, 2016, s. 11)

5.3 Interakce fotonů s prostředím

Fotony jsou nepřímo ionizujícími částicemi a přenášejí svou energii pomocí sekundárních částic, a to elektronů, které předávají část nebo celou svou energii do média. (Antoni et al., 2013, s. 68)

Fotoelektrický jev = fotoefekt

Interakce fotonu a těsně vázaného orbitálního elektronu absorbéru se nazývá fotoelektrický jev, nebo i fotoefekt. Při této interakci je foton zcela absorbován a orbitální elektron je vystřelen s kinetickou energií E_k . Vyražený elektron je nazýván fotoelektron. (Podgoršak, 2016, s. 335) Interakce fotonu s atomem absorbéru zanechává atom v excitovaném stavu, z důvodu návratu atomu do původního stavu je vystřelen elektron. Výsledná kinetická energie elektronu je dána vztahem $E_k = h\nu - E_s$, kde E_s je vazebná energie elektronové slupky, ve které se elektron nacházel; h je Planckova konstanta a ν je frekvence fotonu. Energie předaná atomu je velmi malá a může být opomenuta. Fotoefekt nastane jen v případě, že energie fotonu je vyšší než vazebná energie elektronu ve slupce. (Dance et al., 2014, s. 13)

Comptonův rozptyl

Jedná se o interakci fotonového záření se slabě vázaným elektronem, kdy je část energie záření předána elektronu. Je to nepružný rozptyl s poklesem energie fotonu při interakci s orbitálním elektronem. Tento elektron je vyražen a nese část energie primárního fotonu. Foton nezaniká, ale pokračuje dále v letu, kdy po interakci

dojde k vychýlení od původní dráhy a má nižší energii než foton primární. (Antoni et al., 2013, s. 70) (Dance et al., 2014, s. 19) (Hušák, 2009, s. 13)

5.4 Veličiny

Lineární přenos energie = LET

Hustota ionizace produkovaná ionizujícím zářením (dále IZ) v tkáni závisí na LET svazku IZ. LET je definován jako střední hodnota množství energie, kterou dané IZ uděluje absorbujiícímu médiu na jednotku délky dráhy. LET se využívá ke specifikaci kvality svazku IZ. V závislosti na hustotě ionizace v absorberu existují dvě kategorie IZ. Nízké LET záření, které také označuje jako řídce ionizující a vysoké LET záření, které označujeme také jako hustě ionizující. (Podgoršak, 2016, s. 12) LET je základem k formulaci jakostního faktoru Q, který je potřebný pro vyjádření ekvivalentní dávky. (Hušák, 2009, s. 14)

Absorbovaná dávka D

Tuto veličinu lze vyjádřit jako poměr střední energie IZ předané velmi malému objemu ozářené látky a hmotnosti tohoto objemu. Jednotka je 1 gray (Gy), který lze vyjádřit jako joule na kilogram ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$). Na základě této veličiny se posuzuje biologický účinek záření. Jedná se o dobře měřitelnou fyzikální veličinu. Dávka je definována jen v jednom bodu, a proto nelze sčítat energie sdělená na různých místech, tj. na různých částech těla. (Hušák, 2009, s. 16)

Kerma K

Kerma je definována jako kinetická energie uvolněná v látce a pro nepřímo IZ je definována jako energie předaná nabitým částicím na jednotku hmotnosti ozařované látky. (Podgoršak, 2016, s. 18) Jednotka je 1 gray. V určitých případech lze zaměnit kermu a absorbovanou dávku. K těmto případům dochází, pokud platí rovnováha nabitých sekundárních částic. Pokud je energie fotonového záření (rentgenové a gama záření) menší než 3 MeV, je splněna podmínka rovnováhy elektronů ve vzduchu. Posledním případem je tkáň v ekvivalentním prostředí. (Hušák, 2009, s. 17)

Ekvivalentní dávka H_T a radiační váhový faktor w_R

Je definována jako součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} ve tkáni či orgánu T v důsledku interakce IZ druhu R. Pokud je IZ složeno z více druhů záření lze ekvivalentní dávku vyjádřit jako součet součinů. (Hušák, 2009, s. 17)

Radiační váhový faktor je číslo, které absorbovanou dávku ve tkáni či orgánu násobí a odráží relativní biologický efekt záření, které vede ke vzniku stochastických účinků při nízkých dávkách. (IAEA, 2014, s. 411)

Dávkový ekvivalent H a jakostní činitel Q

Dávkový ekvivalent je definován jako součin absorbované dávky v bodě tkáně nebo vzduchu a jakostního činitele Q. Jakostní činitel Q je bezrozměrná veličina, která vyjadřuje rozdílnost biologického účinku odlišných druhů záření. Dávkový ekvivalent je využíván pro osobní dozimetrii a pro dozimetrii pracovního prostředí. (Hušák, 2009, s. 19)

Efektivní dávka E a tkáňový váhový faktor w_T

Vztah mezi pravděpodobností stochastických účinků a ekvivalentní dávkou se liší v závislosti na orgánu či tkáni, která byla ozářena. A proto byl zaveden doplňující faktor, který spolu s ekvivalentní dávkou představuje příspěvek orgánu nebo tkáně k celkovému radiačnímu poškození se stochastickými účinky pro celotělové ozáření. Tento faktor se jmenuje tkáňový váhový faktor w_T . Suma součinů ekvivalentní dávky a příslušného tkáňového váhového faktoru definuje efektivní dávku E. (Antoni et al., 2013, s. 155)

6 Dozimetrické veličiny pro CT

Ozařující podmínky u CT jsou poměrně odlišné od podmínek pro planární zobrazení a je důležitá definice a následné použití speciálních dozimetrických veličin. Měření může být provedeno free-in-air (ve vzduchu) nebo na in-fantomu. Obě získané veličiny se označují jako CT kerma index (dále CTKI) a jsou založeny na výpočtu P_{KL} . Veličina P_{KL} je definována jako součin kermy a délky. Jednotkou P_{KL} je $mGy \cdot cm$. Obvykle jsou použity tužkové ionizační komory. CT kerma index, $C_{a,100}$, měřený ve vzduchu za jednu rotaci CT skeneru je kvocient integrálu kermy ve vzduchu podél linie paralelní s osou rotace CT skeneru o délce 100 mm a součin počtu současně získaných tomografických řezů a nominální tloušťky řezu a nazývá se kermový index CT volně ve vzduchu a můžeme se setkat i s označením $CTDI_{free\ air}$ nebo $CTDI_{100}$ (dávkový CT index). $CTDI_{100}$ významně podceňuje dávku u MDCT systémů se širšími řadami detektorů v z-ose. Pro měření v in-fantomu je používáno označení $C_{PMMA, 100}$. Jednotkou $C_{a,100}$ je mGy . (Dance et al., 2014, s. 555-556; Tack et al., 2012, s. 10)

Vážený CT kermový index, C_w , kombinuje hodnoty $C_{PMMA, 100}$ měřeného v centru a na periférii standardních fantomů. Jediné dva fantomy, které našly využití, označujeme jako standardní hlavový průměru 16 cm a tělový fantom o průměru 32 cm. Hodnota $C_{PMMA, 100, c}$ měřená v centru standardního CT dozimetrického fantomu a hodnota $C_{PMMA, 100, p}$ jako průměr čtyř bodů na periférii fantomu. C_w může být označován jako $CTDI_w$. $CTDI_w$ je indikátor pro průměrnou dávku na pacienta, jen pokud skenovaná oblast je přibližně stejné hodnoty jako fantom, který byl použit pro měření. To znamená, že dochází k přecenění radiační dávky u objemnějších pacientů a k podcenění radiační dávky u méně objemných pacientů. Skenovací protokoly pro různé CT skenery měli vždy být porovnávány na základě hodnot $CTDI_w$ a nikdy na základě mAs, kvůli odlišnostem v geometriích systémů, které mohou vést k výrazným rozdílům v radiační dávce, která je aplikována u stejných hodnot mAs. $CTDI_w$ závisí na geometrii skeneru, kolimaci svazku a filtraci svazku, tak jako na napětí na rentgence, proudu a na rotačním času. K získání parametru charakteristického k danému skeneru je nutné určit normalizovanou hodnotu $nCTDI_w$, která je v jednotkách mGy/mAs . Pro výpočet $CTDI_w$ pro daný typ skeneru je použita následující rovnice $CTDI_w = mA \cdot t_{rot} \cdot nCTDI_w = mAs \cdot nCTDI_w$, kde t_{rot} označuje rotační čas. K prezentaci dávky u spirálních/helikálních skenů je nutné počítat s mezerami nebo překrýváním se mezi profily dávek záření po sobě jdoucích rotacích

zdroje rentgenového záření, a proto byl zaveden objemový CT kermový index C_{VOL} , může být označován jako dávkový objemový CT index $CTDI_{VOL}$. Pro výpočet $CTDI_{VOL}$ je použita rovnice $CTDI_{VOL} = 1/p \cdot CTDI_w$, kde $1/p$ je faktor (p je pitch), který počítá se zvýšením dávkové akumulace při snížení spacingu mezi skeny při zvýšení procenta překrývajících se skenů. (Dance et al., 2014, s. 556-557; Tack et al., 2012, s. 10-11)

Radiační dávka, kterou udává hodnota CTDI, je místním parametrem a neodráží rozdíly v celkové radiační dávce pacienta v závislosti na tloušťce skenovaných oblastí. A proto byl zaveden parametr DLP (dose length product). DLP je součin kermy a délky a můžeme ho najít pod označením P_{KL} . DLP se uvádí v jednotkách $mGy \cdot cm$. Rovnice pro výpočet je $DLP = CTDI_{VOL} \cdot L$, kde L je délkový rozsah CT vyšetření. $CTDI_{VOL}$ a DLP jsou fyzikálně měřitelné veličiny, které neinformují o radiačním riziku spojeným s CT vyšetřením. Veličina, která tuto informaci podává, se jmenuje efektivní dávka E . Hodnoty w_i jsou upravovány a průběžně publikovány společností ICRP (The International Commission on Radiological Protection – Mezinárodní komise pro radiační ochranu). V důsledku vývoje a zlepšení měřících metod tyto faktory mohou prodělat výrazné změny. Dle doporučení IRCP z roku 2007 (ICRP Report 103) uvádí, že gonády jsou méně radiosenzitivní a prsní tkáň více radiosenzitivní, oproti tomu, jak bylo dříve uvedeno v reportu ICRP 60 z roku 1990. (Tack et al., 2012, s. 11; Dance et al., 2014, s. 555; ICRP Report 103, 2007, s. 55)

7 Výzkumná část

Obsahem této kapitoly je popis jednotlivých fází výzkumu. Praktická část této diplomové práce si ukládá za hlavní cíl porovnat hodnoty DLP při vyšetření CTA plicnice na přístroji GE a Canon. Byly zformulovány dílčí cíle, které jsou uvedeny níže.

7.1. Výzkumné cíle a hypotézy

S cílem potvrzení či vyvrácení byly zformulovány tyto následující hypotézy na základě daných cílů.

Cíl č. 1: Porovnat hodnoty DLP při vyšetření CTA plicnice na přístroji GE a Canon

Hypotézy k cíli č. 1:

H1₀: Mezi hodnotami DLP při vyšetření fáze CTA plicnice na přístroji GE a hodnotami DLP na přístroji Canon není signifikantní rozdíl.

H1_A: Mezi hodnotami DLP při vyšetření fáze CTA plicnice na přístroji GE a hodnotami DLP na přístroji Canon je signifikantní rozdíl.

Cíl č. 2: Porovnání hodnot DLP u fáze CTA na přístroji Canon s ohledem na hodnoty BMI

Hypotézy k cíli č. 2:

H2₀: Mezi hodnotami DLP u fáze CTA a BMI je závislost.

H2_A: Mezi hodnotami DLP u fáze CTA a BMI není závislost.

Cíl č. 3: Zjistit, zda hodnoty DLP jsou odlišné vzhledem k pohlaví

Hypotézy k cíli č. 3:

H3₀: Mezi hodnotami DLP naměřených u mužů a žen při vyšetření CTA plicnice není signifikantní rozdíl.

H3_A: Mezi hodnotami DLP naměřených u mužů a žen při vyšetření CTA plicnice je signifikantní rozdíl.

Cíl č. 4: Zjistit, zda je mezi hodnotami DLP naměřených ve fázi SmartPrep na přístroji GE a SureStart na přístroji Canon při vyšetření CTA plicnice signifikantní rozdíl

Hypotézy k cíli č. 4:

H4₀: Mezi hodnotami DLP naměřených ve fázi SmartPrep na přístroji GE a SureStart na přístroji Canon není signifikantní rozdíl.

H4_A: Mezi hodnotami DLP naměřených ve fázi SmartPrep na přístroji GE a SureStart na přístroji Canon je signifikantní rozdíl.

Cíl č. 5: Zjistit, zda je vztah mezi celkovými hodnotami DLP u fáze S&V a počtu použitých S&V řezů.

Hypotézy k cíli č. 5:

H5₀: Celková hodnota DLP u fáze S&V není závislá na počtu použitých řezů.

H5_A: Celková hodnota DLP u fáze S&V je závislá na počtu použitých řezů.

Cíl č. 6: Zjistit, zda počet pozitivních nálezů u CTA plicnice v roce 2022 jsou odlišné vzhledem k pohlaví

Hypotézy k cíli č. 6:

H6₀: Mezi počty pozitivních nálezů u žen a mužů není signifikantní rozdíl.

H6_A: Mezi počty pozitivních nálezů u žen a mužů je signifikantní rozdíl.

Cíl č. 7: Zhodnotit počty vyšetření CTA plicnice od roku 2013 do roku 2022.

Hypotézy k cíli č. 7:

H7₀: Mezi počty vyšetření od roku 2013 do roku 2022 není signifikantní rozdíl.

H7A: Mezi počty vyšetření od roku 2013 do roku 2022 je signifikantní rozdíl.

7.2 Charakteristika souboru

Výzkumný soubor tvořili pacienti zastupující obě pohlaví. Jde o pacienty, kteří byli vyšetřeni ve Svitavské nemocnici, která je součástí uskupení Nemocnice Pardubického kraje a.s. a podstoupili CTA plicnice buďto na přístroji GE Healthcare Brightspeed Edge nebo Canon Aqilion SP Prime. Všichni pacienti, kteří byli zařazeni do souboru před vyšetřením podepsali informovaný souhlas a splnili požadavky na indikaci k vyšetření CTA plicnice. Do výzkumného souboru nebyli zařazeni ti pacienti, kteří nesplnili požadavky pro provedení CTA plicnice. Jako vyřazovací kritéria byla zvolena nedostatečně vyplněná žádanka od odesílajícího lékaře, absence údajů o ledvinných funkcích či alergologické anamnéze. Mezi další vyřazovací kritéria lze zařadit neuskutečněné vyšetření z důvodu poruchy přístroje či chybě při podání KL, do výzkumu byli zařazeni jen ti pacienti, kterým se podávala JKL do kanyly umístěné v periférii a byli vyřazeni pacienti, kterým byla podána JKL do centrálního žilního katetru. Pro výzkumný soubor spojený s přístrojem GE Healthcare Brightspeed Edge s 16 řadami detektorů bylo zvoleno vyhledávací období od 1.7.2020 do 28.2.2021. U přístroje Canon Aqilion SP Prime s 80 řadami detektorů bylo vyhledávacím obdobím rok 2022, kdy pro sběr dávek z vyšetření bylo vybráno období od 1.5.2022 do 31.8.2022.

7.3 Metoda sběru dat

Data byla sbírána metodou retrospektivního kvantitativního výzkumu. Použitá data týkající se radiačních dávek pocházely z obrazového archivačního systému PACS, který funguje v rozhraní programu WebVision a ostatní další data byla sbírána z radiologického informačního systému (dále RIS) Svitavské nemocnice a z klinického informačního systému NPK (dále KIS). Pacienti byli uvedeni pod čísly z důvodu zachování anonymity.

Provedení vyšetření CTA plicnice na pracovišti Svitavské nemocnice:

Příprava pacienta před vyšetřením na různých přístrojích byla shodná v období, ze kterého pocházejí výzkumná data. Pacienti museli být nejméně 4 hodiny lační, ze strany odesílajícího lékaře musela být zajištěna hodnota kreatininu pro znalost ledvinných funkcí. Dále odesílající lékař byl nucen zajistit alergologickou anamnézu či

přítomnost astmatu a pacienta vhodně premedikovat. V případě neurgentních vyšetření byla doporučena premedikace 30 mg Prednisonu večer den před vyšetřením a 30 mg Prednisonu 2 hodiny před samotným vyšetřením. V souvislosti s vyšetřením CTA plicnice se ve většině případů jednalo o akutní vyšetření, a proto byla doporučena premedikace Hydrocortisonem, Dithiadenem nebo Solumedrolem. Jak již bylo uvedeno dříve v této diplomové práci v souvislosti s nejnovějšími doporučení ESUR o přípravě před podáním KL, tak dle tohoto doporučení se již na našem pracovišti nevyžaduje nutnost lačnění a premedikace.

Po přijetí žádanky pacienta jsou zkontrolovány údaje o pacientovi a je provedena identifikace pacienta. Dále je pacientovi poskytnut informovaný souhlas k CT vyšetření, který je po přečtení a případných otázkách na personál CT pracoviště pacientem podepsán. Dále žádanka i s informovaným souhlasem putuje k lékaři radiologovi, který schvaluje indikaci k vyšetření a na základě jeho ordinace je zvolen typ JKL. Na našem pracoviště jsou využívány dva typy JKL pro vyšetření CTA plicnice. Standardně je používána JKL značky Iomeron (Bracco Imaging Deutschland GmbH, Německo) a u rizikových pacientů je naordinována JKL značky Visipaque 320 mg I/mol (Swixx Biopharma s.r.o., Switzerland). Před vstupem do vyšetřovny je pacient požádán, aby si odložil veškeré oblečení a šperky z oblasti hrudníku. Pokud pacient přichází k vyšetření z oddělení nacházejícího se ve Svitavské nemocnici, tak standardem je již zavedená funkční flexila růžové nebo zelené barvy. Pokud se jedná o pacienta, kterého odesílá externí lékař, tak sestra či radiologický asistent provede zajištění periferního žilního vstupu růžovou nebo zelenou flexilou na CT pracovišti. Poté je pacient uložen na vyšetřovací stůl, kde sestra nebo radiologický asistent provede centraci a pacient je napojen na injektor KL.

Radiologický asistent provádějící vyšetření si vhodně zvolí protokol určený pro vyšetření CTA plicnice. Primárně je proveden topogram, na jehož základě poté probíhá plánování samotného CTA vyšetření. Po nastavení plánovaného rozsahu vyšetření CTA je zvolena oblast řezu pro fázi SmartPrep u přístroje GE nebo SureStart u přístroje Canon. Tento řez se standardně umísťuje do úrovně bifurkace trachey a následný ROI je uložen do oblasti plicnice. V případě SmartPrep u přístroje GE je proveden jen jeden řez a v případě přístroje Canon je nejdříve před SureStart provedena fáze S&V, kdy je zvolena oblast řezu a je možno zvolit počet řezů nad nebo pod zvolenou oblastí. Standardem jsou 3 řezy S&V, ze kterých je poté vybrán jeden řez pro fázi SureStart a

ROI je umístěna do oblasti plicnice. Dále je spuštěna fáze vyšetření SmartPrep nebo SureStart se současným spuštěním aplikace KL. U přístroje GE se akvizice pro fázi CTA vyšetření spouští ručně po dosažení trigger treshold 80 HU a přístroj Canon akvizici spouští automaticky po dosažení trigger treshold 150 HU. Po provedení CTA vyšetření je pacient odpojen od injektoru a může opustit vyšetřovnu. Po vyšetření s aplikací JKL je nutné vyčkání 30 minut v CT čekárně se stále zavedeným žilním vstupem v případě výskytu pozdní alergické reakce na JKL. Po uplynutí této doby je pacientovi odstraněn zajištěný žilní vstup a může opustit naše oddělení. V případě pacienta odeslaného z oddělení Svitavské nemocnice je pacient odeslán na odesílající oddělení v doprovodu vyškoleného zdravotnického personálu.

Vyhledávání a sběr dat z archivačního systému PACS:

V archivačním systému PACS byli dle zadaných kritérií vyhledáni pacienti, kteří byli vyšetřeni pomocí protokolu pro vyšetření CTA plicnice dle zvolených časových úseků. Z vyhledaného záznamu byl použit údaj o věku a pohlaví pacienta. Dle záznamu dávkového reportu byli získány hodnoty $CTDI_{vol}$ a DLP pro jednotlivé fáze protokolu vyšetření. Dle zvolených kritérií byly získány počty vyšetření za jednotlivé roky v období od roku 2013 do roku 2022.

Vyhledávání a sběr dat v RIS a KIS:

Dle vyhledaných pacientů v PACS byli v RIS a KIS dle zvolených kritérií vyhledány odpovídající žádanky k daným vyšetřením. Poté bylo provedeno ověření identifikace pacienta a dat, které již byly získány. Dalšími údaji, které byly získány z těchto systémů byly váha a výška, které byly použity pro výpočet BMI dle vzorce $BMI = \frac{hmotnost (kg)}{výška (m)^2}$. Dalším byl údaj o pozitivním či negativním nálezu.

7.4 Realizace výzkumu

Po výběru tématu zobrazování plicní embolie pomocí CTA byla uskutečněna rešeršní činnost se zaměřením na současné poznatky. Na základě této rešerše byl stanoven hlavní výzkumný cíl a další dílčí výzkumné cíle této diplomové práce. Při sestavování plánu bylo rozhodnuto o použití metody retrospektivního kvantitativního výzkumu. V dalším kroku byla stanovena kritéria pro výběr pacientů a způsob výběru těchto pacientů pro výběrového souboru.

Pro realizaci výzkumu bylo zvoleno CT pracoviště Radiodiagnostického oddělení Svitavské nemocnice, které je součástí uskupení Nemocnice Pardubického kraje a.s., kde pracuji na pozici radiologického asistenta. Před zahájením výzkumu bylo nutné získat souhlas vedení nemocnice s provedením daného výzkumu (viz příloha č. 3) a poté získat souhlasné stanovisko Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci, kdy spolu s žádostí bylo nutné předložení i souhlasného stanoviska nemocnice. Souhlasné stanovisko Etické komise bylo získáno a k nahlédnutí je v příloze č. 2.

7.5 Metoda zpracování dat

Nasbíraná data byla pod anonymními označeními zapsána do programu Microsoft Office Excel pro Microsoft 365, tento program byl následně použit pro statistickou analýzu získaných dat.

Popis demografických údajů věku, pohlaví, váhy, výšky a hodnot BMI byl zpracován formou tabulek četnosti. Pearsonův korelační koeficient byl použit pro ověření hypotéz č. 2 a č. 5. U hypotéz č. 1 a č. 3 byl použit Fischerův f-test pro rozptyl a poté Studentův t-test s nerovností rozptylů. U hypotézy č. 4 byl použit Fischerův f-test pro rozptyl a na základě jeho výsledku byl poté použit Studentův t-test s rovností rozptylů. K ověření hypotézy č. 6 byl použit Studentův t-test rozdílu dvou relativních hodnot a data o pohlaví a stavu nálezů byla vložena do kontingenční tabulky.

8 Výsledky

8.1 Demografické složení výzkumného souboru

Do souboru bylo zařazeno celkem 176 pacientů, kteří podstoupili CTA plicnice. 80 pacientů ze souboru bylo vyšetřeno na přístroji GE Healthcare Brightspeed Edge 16 a 96 na přístroji Canon Aqilion SP Prime 80.

Průměrný věk výzkumného souboru byl 65,18 let a hodnota mediánu byla 69 let. Nejstarší pacient, který v daném období podstoupil vyšetření CTA plicnice, byl ve věku 92 a nejmladšímu pacientovi bylo 16 let.

Tabulka 1 Detailní rozbor věku dle přístrojů

	GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime
Aritmetický průměr	65,7	64,7
Medián	69	68,5
SD	15,3	16,7
Minimum	30	16
Maximum	92	92

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Průměrná váha pacientů ve výzkumného souboru byla 82,8 kg a medián byla 80 kg. Pacient s nejvyšší vahou vážil 152 kg a pacient s nejnižší vahou vážil 47 kg. Detailní popis dat dle přístrojů je uveden v tabulce č. 2.

Tabulka 2 Detailní rozbor váhy dle přístrojů

	GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime
Aritmetický průměr	82,23	83,2
Medián	80	82
SD	19,6	18,7
Minimum	50	47
Maximum	150	152

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Průměrné BMI pacientů, kteří podstoupili vyšetření bylo 28,5 a medián 28. Nejvyšší hodnota BMI u pacienta byla 48,4 a nejnižší 16. Detailní popis dle přístrojů a pohlaví v tabulce č. 3 a 4.

Tabulka 3 Detailní rozbor BMI dle přístrojů

	GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime
Aritmetický průměr	28,1	28,9
Medián	27,3	29
SD	6,3	5,5
Minimum	16	18
Maximum	48,4	43,6

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 4 Detailní rozbor BMI dle pohlaví

	Muži	Ženy
Aritmetický průměr	29,1	28,2
Medián	28,9	27,7
SD	5,4	6,1
Minimum	16	18
Maximum	47,6	48,4

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Z celkové počtu 176 pacientů ve výzkumném souboru tvořilo soubor 70 mužů a 106 žen. Muži tvořili přibližně 40 % ze zkoumaného souboru.

Tabulka 5 Detailní rozdělení počtu mužů a žen dle přístrojů

	GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime
Muži	37	33
Ženy	43	63

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

8.2 Ověření hypotézy č. 1

H1₀: Mezi hodnotami DLP při vyšetření fáze CTA plicnice na přístroji GE a hodnotami DLP na přístroji Canon není signifikantní rozdíl.

H1_A: Mezi hodnotami DLP při vyšetření fáze CTA plicnice na přístroji GE a hodnotami DLP na přístroji Canon je signifikantní rozdíl.

Vyšetření ve fázi CTA plicnice bylo na CT přístroji značky GE prováděno v rozsahu od arcus aortae po vnitřní úhly bránice, v případě přístroje značky Canon bylo vyšetření provedeno v rozsahu celých plic. Přístroj GE disponoval 16 řadami detektorů a přístroj Canon 80 řadami detektorů, vyslovená hypotéza předpokládá, že mezi hodnotami DLP u obou přístrojů není signifikantní rozdíl a dávky jsou přinejmenším srovnatelné, jelikož u přístroje GE byly dávky za dobu používání přístroje sníženy na nízkou hodnotu a při zavedení nového přístroje se nepředpokládalo, že by došlo ke zvýšení hodnot DLP i přesto, že došlo ke zvýšení rozsahu prováděného vyšetření.

K ověření hypotézy č. 1 byl nejdříve použit Fischerův F-test pro rozptyl, kdy se předpokládalo, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly naměřených hodnot. Hodnota F byla 1,66 a je větší než hodnota F krit (1), která byla 1,43. F-test potvrdil, že je signifikantní rozdíl mezi rozptyly a bylo dále přistoupeno k Studentovu t-test s nerovností rozptylů. Jako hladina významnosti byla zvolena hodnota 0,05. Hodnota t(stat) byla větší než hodnota t krit (2) a byla zamítnuta hypotéza H1₀ a přijata hypotéza H1_A. Hodnota P byla 0,01 a bylo zjištěno, že byl zjištěn statisticky významný rozdíl. Hodnoty obou testů jsou uvedeny v tabulce č. 6 a 7.

Při ověřování hypotézy č. 1 došlo k přijetí H1_A, která říká, že mezi hodnotami DLP při vyšetření fáze CTA plicnice na přístroji GE a hodnotami DLP na přístroji Canon je signifikantní rozdíl.

Tabulka 6 Hodnoty F-testu k hypotéze č. 1

	Hodnoty DLP GE	Hodnoty DLP Canon
Aritmetický průměr	115,15	147,82
Rozptyl	3252,89	5392,81
F	1,66	

P	0,011
F krit (1)	1,43

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 7 Hodnoty T-testu s nerovností rozptylů k hypotéze č. 1

	Hodnoty DLP GE	Hodnoty DLP Canon
T Stat	3,32	
P (2)	0,001	
t krit (1)	1,98	

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 8 Detailní rozbor hodnot DLP fáze CTA dle přístrojů, jednotka mGy.cm

	GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime
Aritmetický průměr	115,2	147,8
Medián	92,3	131,3
SD	57,03	73,44
Minimum	66,01	56
Maximum	320,81	399,3

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

8.3 Ověření hypotézy č. 2

H2₀: Mezi hodnotami DLP u fáze CTA a BMI je závislost.

H2_A: Mezi hodnotami DLP u fáze CTA a BMI není závislost.

K ověření hypotézy č. 2 byl použit Pearsonův korelační koeficient, kdy jeho výsledek 0,75 poukazuje na silnou korelační závislost.

8.4 Ověření hypotézy č. 3

H3₀: Mezi hodnotami DLP naměřených u mužů a žen při vyšetření CTA plicnice není signifikantní rozdíl.

H3_A: Mezi hodnotami DLP naměřených u mužů a žen při vyšetření CTA plicnice je signifikantní rozdíl.

K ověření hypotézy č. 3 byl nejdříve použit Fischerův F-test pro rozptyl, kdy se předpokládalo, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly hodnot DLP u mužů a žen. Hodnota F byla 1,89 a je větší než hodnota F krit (1), která byla 1,43. F-test potvrdil, že je signifikantní rozdíl mezi rozptyly a bylo dále přistoupeno k Studentovu t-test s nerovností rozptylů. Jako hladina významnosti byla zvolena hodnota 0,05. Hodnota t(stat) byla větší než hodnota t krit (2) a byla zamítnuta hypotéza H_{30} a přijata hypotéza H_{3A} . Hodnota P byla 0,0001 a bylo zjištěno, že byl zjištěn statisticky významný rozdíl. Hodnoty obou testů jsou uvedeny v tabulce č. 9 a 10.

Při ověřování hypotézy č. 3 došlo k přijetí H_{3A} , která říká, že mezi hodnotami DLP naměřených u mužů a žen při vyšetření CTA plicnice je signifikantní rozdíl.

Tabulka 9 Hodnoty F-testu k hypotéze č. 3

	Hodnoty DLP muži	Hodnoty DLP ženy
Aritmetický průměr	158,55	116,08
Rozptyl	5948,61	3136,96
F	1,89	
P	0,0015	
F krit (1)	1,43	

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 10 Hodnoty T-testu s nerovností rozptylů k hypotéze č. 3

	Hodnoty DLP muži	Hodnoty DLP ženy
T Stat	3,97	
P (2)	0,0001	
t krit (1)	1,98	

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

8.5 Ověření hypotézy č. 4

H₄₀: Mezi hodnotami DLP naměřených ve fázi SmartPrep na přístroji GE a SureStart na přístroji Canon není signifikantní rozdíl.

H_{4A}: Mezi hodnotami DLP naměřených ve fázi SmartPrep na přístroji GE a SureStart na přístroji Canon je signifikantní rozdíl.

Fáze SmartPrep u přístroje GE a fáze SureStart na přístroji Canon jsou fáze potřebné k úspěšnému provedení samotného CTA. Dávka je v této fázi ovlivněna technickými faktory i faktory biologickými– nastavení protokolu přístroje, rychlost podání KL nebo tepová frekvence pacienta. Vyšetření CTA se spouští až je dosaženo hranice, která je předem určena. V tabulce č. 11 jsou popisnou statistikou zpracovány hodnoty DLP rozdělené dle přístrojů.

K ověření hypotézy č. 4 byl nejdříve použit Fischerův F-test pro rozptyl, kdy se předpokládalo, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly hodnot DLP u mužů a žen. Hodnota F byla 1,32 a je menší než hodnota F krit (1), která byla 1,42. F-test potvrdil, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly a bylo dále přistoupeno k Studentovu t-test s rovností rozptylů. Jako hladina významnosti byla zvolena hodnota 0,05. Hodnota t(stat) byla menší než hodnota t krit (2) a byla přijata hypotéza H_{40} a zamítnuta hypotéza H_{4A} . Hodnota P byla 0,26 a bylo zjištěno, že nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl. Hodnoty obou testů jsou uvedeny v tabulce č. 12 a 13.

Při ověřování hypotézy č. 3 došlo k přijetí H_{40} , která říká, že mezi hodnotami DLP naměřených ve fázi SmartPrep na přístroji GE a SureStart na přístroji Canon není signifikantní rozdíl.

Tabulka 11 Hodnoty DLP ve fázi SmartPrep/SureStart dle přístrojů, jednotky mGy.cm

	GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime
Aritmetický průměr	8,975	9,725
Medián	7,28	8,55
SD	5,78	5,04
Minimum	2,81	1,9
Maximum	40	30,7

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 12 Hodnoty F-testu k hypotéze č. 4

	Hodnoty DLP SmartPrep GE	Hodnoty DLP SureStart Canon
Aritmetický průměr	8,795	9,725
Rozptyl	33,43	25,42
F	1,32	
P	0,1	
F krit (1)	1,42	

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 13 Hodnoty T-testu s rovností rozptylů k hypotéze č. 4

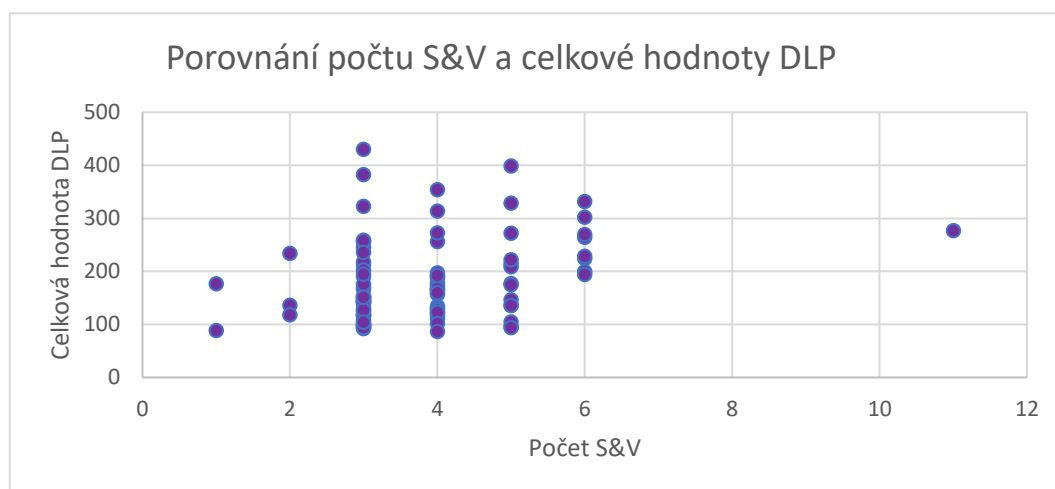
	Hodnoty DLP SmartPrep GE	Hodnoty DLP SureStart Canon
T Stat	-1,14	
P (2)	0,26	
t krit (1)	1,98	

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

8.6 Ověření hypotézy č. 5

H5₀: Celková hodnota DLP u fáze S&V není závislá na počtu použitých řezů.

H5_A: Celková hodnota DLP u fáze S&V je závislá na počtu použitých řezů.



Graf č. 1 Porovnání počtu S&V a celkové hodnoty DLP

Zdroj: Graf vytvořil autor diplomové práce

K ověření hypotézy č. 5 byl použit Pearsonův korelační koeficient, kdy jeho hodnota je 0,31. Mezi celkovou hodnotou DLP a počtem použitých řezů je slabá závislost. Celkové hodnoty DLP a počty řezů jsou zobrazeny v grafu č. 1.

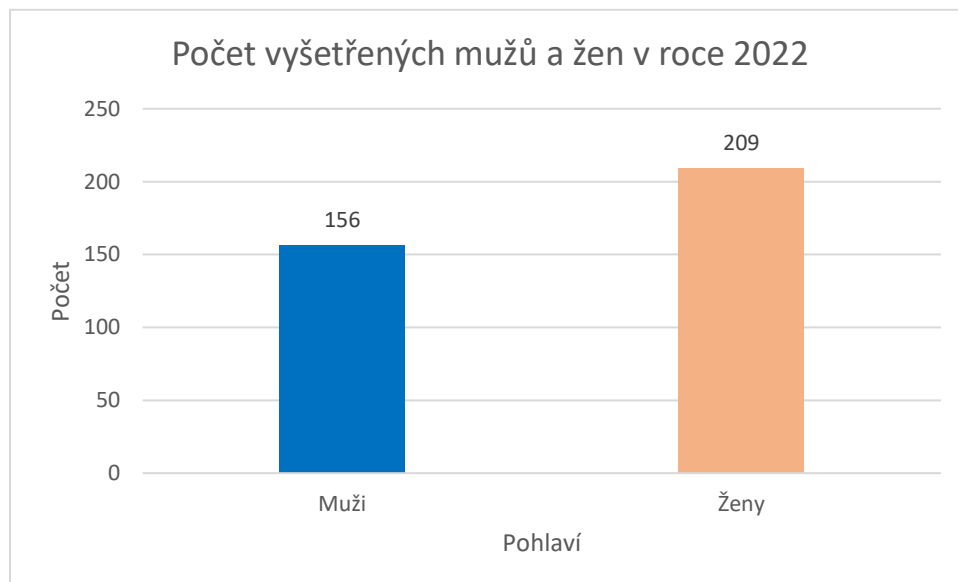
8.7 Ověření hypotézy č. 6

H₆₀: Mezi počty pozitivních nálezů u žen a mužů není signifikantní rozdíl.

H_{6A}: Mezi počty pozitivních nálezů u žen a mužů je signifikantní rozdíl.

K ověření hypotézy č. 6 byl použit Studentův t-test rozdílu dvou relativních hodnot. Ve zkoumaném souboru bylo v roce 2022 na přístroji Canon vyšetřeno protokolem CTA plicnice 365 pacientů, z toho 156 mužů a 209 žen. U mužů bylo diagnostikováno 28 pozitivních nálezů PE a u žen 36. K prokázání, že rozdíl četností pozitivních nálezů u mužů a žen není statisticky významná byl využit vzorec $t = \frac{|f_1 - f_2|}{\sqrt{\hat{f}(1-\hat{f})\left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}\right)}}$ (Reiterová, 2016, s. 59). Výsledek $t = 0,244$ prokázal, že na hladině významnosti $\alpha=0,05$ se výskyt sledovaného počtu pozitivních nálezů u mužů a žen statisticky významně neliší.

Při ověřování hypotézy č. 6 došlo k přijetí H₆₀, která říká, že mezi počty pozitivních nálezů u žen a mužů není signifikantní rozdíl.



Graf č. 2 Počet vyšetřených mužů a žen v roce 2022

Zdroj: Graf vytvořil autor diplomové práce

Tabulka 14 Kontingenční tabulka obsahující pohlaví a nálezy

	Pozitivní	Negativní	Celkový součet
Muž	28	128	156
Žena	36	173	209
Celkový součet	64	301	365

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

8.8 Ověření hypotézy č. 7

H7₀: Mezi počty vyšetření od roku 2013 do roku 2022 není signifikantní rozdíl.

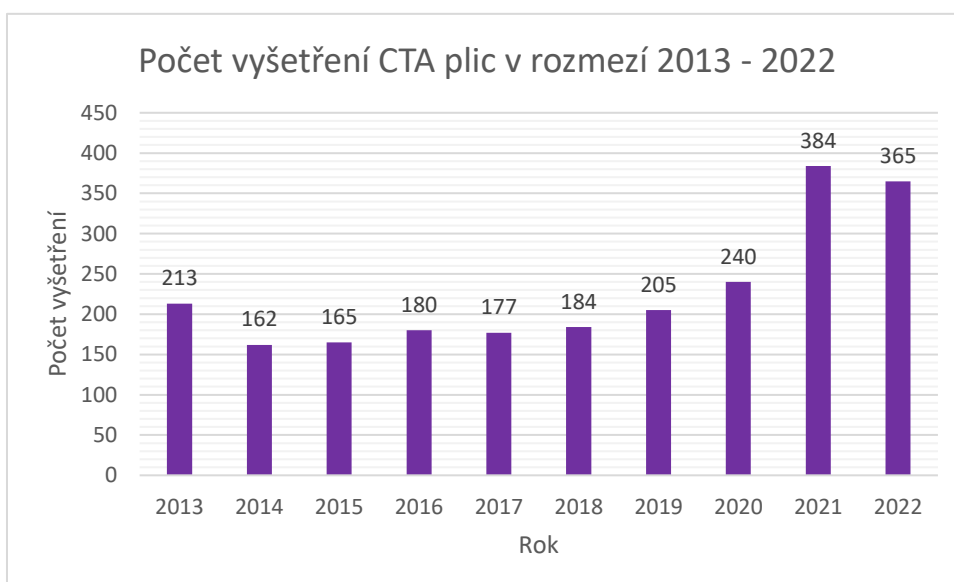
H7_A: Mezi počty vyšetření od roku 2013 do roku 2022 je signifikantní rozdíl.

Tabulka 15 Počty vyšetření CTA plicnice od roku 2013 do roku 2022

Rok	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
Počet vyšetření	213	162	165	180	177	184	205	240	384	365

Zdroj: Tabulku vytvořil autor diplomové práce

Hodnota aritmetického průměru počtu vyšetření od roku 2013 do roku 2022 je 227,5. Medián je roven 194,5 a směrodatná odchylka 81,1. Celkový počet vyšetření od roku 2013 do roku 2022 je 2275. Nejméně vyšetření CTA plicnice s počtem 162 bylo provedeno v roce 2014 a nejvíce v roce 2021 s počtem 384.



Graf č. 3 Počty vyšetření CTA plicnice od roku 2013 do roku 2022

Zdroj: Graf vytvořil autor diplomové práce

9 DISKUSE

Tato kapitola diplomové práce se zaměřuje na vyhledání a shrnutí aktuálních poznatků o možnostech snížení radiační zátěže při vyšetření CTA plicnice. Hlavní cíl výzkumné části této diplomové práce byl zaměřen na porovnání radiační zátěže dvou přístrojů, na kterých bylo provedeno vyšetření CTA plicnice. Prvním byl přístroj GE Healthcare Brightspeed Edge 16 a druhým přístroj Canon Aqilion SP Prime 80. Výzkumné šetření byla postaveno na předpokladu, že i přesto, že došlo k navýšení rozsahu vyšetření při vyšetření CTA plicnice na přístroji Canon, tak radiační zátěž by měla být nižší nebo alespoň srovnatelná s radiační zátěží na přístroji GE, protože přístroj Canon je novější CT přístroj a disponuje systémem ^{SURE}Exposure 3D, tento systém je integrovaným systémem pro redukci dávky a jedná se model automatické modulace proudu v závislosti na tělesné konstituci pacienta. Dále je přístroj Canon vybaven systémem AIDR. (CANON MEDICAL SYSTEMS B.V. – Provozní příručka, 2018, Zoetermeer, Nizozemsko) Výsledek výzkumného šetření poukázal na skutečnost, že radiační zátěž je vyšší při vyšetření na přístroji Canon, a tudíž vyvrátil původní hypotézu. Nižší radiační zátěž u přístroje GE je nejspíše zapříčiněna delším časovým úsekem, kdy byl přístroj v provozu a z toho důvodu bylo více prostoru k upravování parametrů protokolů, které snížily radiační zátěž pacientů na nízkou hodnotu. Tato diplomová práce bude využita jako podklad pro aplikaci opatření s cílem snížení radiační zátěže pacientů při vyšetření CTA plicnice, ale i pro nastavení parametrů ostatních vyšetřovacích protokolů, aby se dosáhlo co nejnižší možné radiační zátěže při zachování diagnostické kvality obrazu z CT vyšetření.

V roce 2014 Jan Žižka a kol. publikovali studii o efektu iterativních rekonstrukcí na obrazovou kvalitu, efektivní dávku a odhadovanou orgánovou dávku na prsní tkáň. Cílem studie bylo porovnání hodnot při rekonstrukcích pomocí filtrované zpětné projekce (FBP) a při použití iterativních rekonstrukcí (IR). Vyšetření bylo provedeno při použití následujících parametrů: kolimace 64 x 2 x 0,6 mm, napětí 100 kV, hodnota referenčních mAs 120 pro FBP a 80 pro IR, pitch 1,4, rotační čas 0,3 s, šíře rekonstruovaných řezů 1 mm, rekonstrukční kernel B20 pro FBP a I26 pro IR a byla zapnuta automatická modulace proudu. Efektivní dávka a odhadovaná orgánová dávka na prsní tkáň byla vypočítána z individuálně naměřených hodnot $CTDI_{vol}$ a DLP pomocí softwaru ImpACT. FBP a IR obrazy byly kvantitativně hodnoceny pro adekvátní zvětšení plicní tepny a šumu v obraze měřením střední hodnoty atenuace a

směrodatné odchylky HU v ROI o obsahu 2,5 cm² v místě hlavní plicní tepny na řezech šíře 1 mm. Kvalitativní vizuální hodnocení obrazů bylo nezávisle provedeno dvěma radiology se zkušenostmi 17 a 10 let v diagnostickém popisu průřezového zobrazování. Hodnotící radiologové hodnotili obrazy v náhodném pořadí a byli zaslepeni vůči typu použité rekonstrukce CT obrazu, hodnocení probíhalo pomocí vizuální analogové stupnice s pěti stupni (1 – velmi nízký šum, optimální diagnostická kvalita obrazu; 2 – nízký šum, dobrá diagnostická kvalita obrazu; 3 – zvýšený šum, normální diagnostická kvalita obrazu; 4 – vysoká hodnota šumu, omezená diagnostická kvalita obrazu; 5 – nepřijatelná hodnota šumu, není diagnostická kvalita obrazu). Popisné parametry výzkumného souboru a techniky rekonstrukce obrazu byli statisticky porovnány použitím t-testu nebo neparametrických testů (Mann-Whitneyův test, Kolmogorov-Smirnovův test). Kvalitativní parametry byli porovnány pomocí Fisherova exaktního testu pro kontingenční tabulku. Shoda mezi hodnotícími radiology byla vypočtena pomocí kappa testu spolehlivosti a výsledek poukazuje na podstatnou shodu mezi hodnotiteli (kappa=0,85). Jako hladina významnosti byla zvolena hodnota 0,05. K dispozici bylo pro hodnocení 52 FBP a 64 IR obrazů. Skupiny obrazů s FBP nebo IR neukázali na statisticky významný rozdíl při hodnocení průměru hodnoty atenuace měřeného v plicní tepně. Průměrná hodnota CTDI_{vol} pro FBP byla 4,33 mGy a pro IR 3,54 mGy, došlo ke snížení o 18,2 %. Průměrné DLP bylo pro FBP 133,9 mGy.cm a pro IR 115,9 mGy.cm, došlo ke snížení o 13,4 %. Průměrná efektivní dávka pro FBP byla 2,73±0,57 mSv a pro IR 2,29±0,68 mSv, došlo ke snížení o 16,1 %. Odhadovaná průměrná orgánová dávka pro prsní tkáň bylo pro FBP 5,1±1,1 mGy a pro IR 4,2±1,2 mGy, došlo ke snížení o 17,6 %. Šum v obraze v plicní tepně byl statisticky signifikantně nižší (P <0,001) u techniky IR oproti FBP. Celkově 28,1 % obrazů zrekonstruovaných technikou IR a 10,6 % obrazů zrekonstruovaných technikou FBP bylo vyhodnoceno jako obrazy s optimální diagnostickou kvalitou. Výsledek této studie poukazuje na snížení orgánové dávky na prsní tkáň a na snížení efektivní dávky při použití protokolu s hodnotou napětí 100 kV, automatické modulace proudu a iterativních rekonstrukcí.

Studie Al-Rammah a kol. z roku 2016 se zabývá srovnáním dvou protokolů s použitím konvenčního timing bolus protokolu a protokolu se zpožděným timing bolusem a porovnává výslednou radiační zátěž těchto dvou protokolů. Všechna vyšetření byla provedena na CT přístroji s 64 řadami detektorů. Byli zvoleny tyto

parametry protokolu – napětí 80–120 kV, pitch 1,375, rotační čas 0,6 s. Při použití konvenčního timing bolusu bylo zpoždění obrazu určeno pomocí automatického bolus trackingu a výběru času nejlepšího obrazu, kdy bylo dosaženo maximální náplně v plicní tepně. Do druhého protokolu bylo přidáno zpoždění 5 sekund před začátkem bolus trackingu, z důvodu, že KL nemůže v prvním 5 sekundách skenování dosáhnout plicní tepny a skenování v tomto časovém okně přispívá ke kumulaci neúčinného záření pro pacienta. Objem podané KL u druhého protokolu byl vypočítán tak, aby byl roven součinu zpoždění skenovacího času a rychlosti podání. Byla použita technika rekonstrukce ASIR a obraz byl modifikován o 30 %. Hodnocení obrazu bylo provedeno dvěma zkušenými radiology, kteří vyhodnotili obrazy a diagnostikovali pacienty s PE a ostatními nálezy. Shoda mezi oběma hodnotícími radiology byla 100 %. K zhodnocení změny radiační zátěže byly zvoleny parametry $CTDI_{vol}$ a DLP. Efektivní dávka byla vypočtena z hodnot DLP, které se vynásobily koeficientem $0,014 \text{ mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$. Průměrné hodnoty $CTDI_{vol}$ a DLP při použití konvenčního timing bolusu byla signifikantně vyšší v porovnání protokolu s použitím zpožděného timing bolusu na hladině významnosti $P \leq 0,001$. Průměrná efektivní dávka byla signifikantně vyšší při použití prvního protokolu, průměrná efektivní dávka pro protokol se zpožděným timing bolusem byla o 39 % nižší než u protokolu bez zpoždění. Výsledkem této studie je prokázání, že při použití protokolu se zpožděným podáním KL dojde ke snížení radiační zátěže o 39 % bez ovlivnění kvality obrazu nebo přehlednutí jiného vedlejšího nálezu mimo PE.

Použitím nízké hodnoty napětí a JKL o nízké koncentraci při vyšetření CTA plicnice se zabývá studie Hu a kol. z roku 2017. Studie hodnotí kvalitu obrazu, radiační dávku, pozitivitu nálezu PE a umístění PE při použití protokolu s použitím nízké hodnoty napětí (80 kV) a JKL o nízké koncentraci (270 mg l/ml) u pacientů se suspektní PE v porovnání při použití standardního protokolu pro CTA plicnice (120 kV, 350 mg l/ml). Všechna vyšetření byla provedena na MDCT s 64 řadami detektorů. Byla zapnuta automatická modulace proudu s hodnotou 18 HU noise indexu. Na skupinu A, která byla vyšetřena protokolem s nízkou hodnotou napětí byla použita ASIR rekonstrukce ze 40 % a z 60 % FBP, u skupiny B (standardní protokol) byla data rekonstruována jen pomocí FBP. Atenuace se měřila v 9 tepnách pomocí ROI, které mělo v průměru jen o něco méně než příslušná tepna. Hodnotitel mohl upravit hodnotu okna, aby se vyhnul PE. Poté byla vypočítána průměrná hodnota jako střední hodnota

CT atenuace. Směrodatná odchylka ve třech oblastech s ROI velikosti 20 mm² umístěné před hrudníkem v úrovni řezu pravou plicní tepnou byla měřena jako šum z pozadí. Hodnoty paravertebrálních svalů oboustranně byla měřena a její střední hodnota použita jako atenuace pozadí. SNR byla počítána jako podíl hodnoty střední CT atenuace a hodnoty šumu pozadí. CNR byla vypočítána jako rozdíl hodnoty střední hodnoty atenuace a hodnoty atenuace pozadí vydělený hodnotou šumu pozadí. Subjektivní analýza kvality obrazu a diagnóza PE byla provedena 2 radiology z více než 4 lety praxe, kteří byli zaslepeni ke klinickým příznakům a volby CTPA protokolu. Hodnoty DLP byly nahrávány automaticky jako součást CTPA protokolu. Efektivní dávka byla vypočítána jako součin hodnoty DLP a koeficientu 0,017 mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹. Statisticky byla data popsána jako střední hodnoty ± směrodatná odchylka. Byl proveden nezávislý výběrový t-test k porovnání věku, BMI, střední CT hodnoty, šumu, SNR, CNR a efektivní dávky. Chí-kvadrát test byl použit k analýze pohlaví, míry artefaktů tvrdnutí svazku v kontrastní látkou naplněné vena cava, zobrazené úrovně plicního kmenu, pozitivitu detekce PE a umístění PE. Jako hladina významnosti byla zvolena hodnota 0,05. Shoda mezi hodnotiteli byla testována kappa analýzou. Výsledky studie ukázali, že střední CT hodnota a hodnota šumu pozadí jsou signifikantně vyšší u skupiny A, hodnoty SNR a CNR byli nižší u skupiny A. Nebyl prokázán signifikantní rozdíl v zobrazené úrovni plicního kmenu a míře artefaktů tvrdnutí svazku kontrastní látkou naplněné vena cava mezi skupinami na základě shody mezi hodnotiteli. Není signifikantní rozdíl mezi skupinami v otázce pozitivitu detekce PE a umístění PE. Efektivní dávka byla u skupiny A signifikantně nižší. Závěr této studie tvrdí, že při použití protokolu s nízkou hodnotou napětí a JKL o nízké koncentraci dosáhla alespoň stejné subjektivní úrovně kvality obrazu a pozitivní detekce PE se snížením radiační zátěže o 63,6 % a redukcí množství použité JKL o 22,9 %.

Nagpal a kol. ve studii z roku 2020 zkoumali faktory ovlivňující radiační zátěž při vyšetření CTPA. K zhodnocení faktorů souvisejících s pacientem byla zaznamenána tato data – věk pacienta, odesílající oddělení či lékař, pohlaví a BMI. Dále byla zaznamenána data o hodnotách DLP a efektivní dávce, která byla vypočtena jako součin DLP a koeficientu 0,014 mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹. Vyšetření byla provedena na 4 typech CT přístrojů – Siemens s 64 řadami detektorů s FBP, Siemens s 64 řadami detektorů s IR, Siemens se 128 řadami detektorů s ASIR a Siemens se 128 řadami

detektorů s AMIR. Statistická analýza normality byla provedena formou krabicových grafů. Kvantitativní data byla analyzována jako střední hodnota \pm směrodatná odchylka nebo jako medián a mezikvartilový rozsah, vše v závislosti na rozdělení. Kvalitativní data byla zapsána jako číslo a procenta. K rozhodnutí o faktorech ovlivňující radiační zátěž z vyšetření CTPA byla použita multivariační logistická regresní analýza. Dále byl použit Tukeyho test kvůli velkému počtu porovnávaných úrovní faktorů. Výzkumný soubor tvořilo celkově 2342 pacientů, z toho 1243 žen a 1092 mužů. Průměrný věk souboru byl 58,1 let a střední hodnota BMI byla 31,3. Střední hodnota DLP ve výzkumném souboru byla 394 mGy.cm a hodnota efektivní dávky byla 5,512 mSv. Studie prokázala s hladinou významnosti $P < 0,001$, že u skupiny pacientů pod 18 let věku byla efektivní dávka z vyšetření o 84,2 % nižší než u skupiny ve věkovém rozmezí 18 až 35 let a o 86,6 % nižší než u skupiny s věkem vyšším než 35 let. Efektivní dávka byla signifikantně vyšší u pacientů mužského pohlaví než ženského na hladině významnosti $P < 0,001$. Dle multivariační analýzy obdrželi muži o 25,5 % více radiační zátěže než ženy. Lineární regresní model ukázal, že u skupin s hodnotami BMI v úrovni nadváhy nebo obezity 1. a 2. stupně došlo k zvýšení radiační zátěže o 67,5 % oproti skupině s BMI hodnotou v úrovni normální váhy. K zvýšení radiační zátěže o 89,6 % došlo při porovnání skupiny s BMI hodnotou v úrovni morbidní obezity se skupinami s hodnotou BMI v úrovni nadváhy a obezity 1. a 2. stupně. V porovnání použitých přístrojů bylo zjištěno, že CT přístroj Siemens 64 s FBP měl v porovnání s ostatními přístroji signifikantně vyšší radiační zátěž na hladině významnosti $P < 0,001$. Závěr studie udává, že signifikantně vyšší radiační zátěž je očekávána u pacientů mužského pohlaví, pacientů ve věku vyšším než 35 let a u pacientů s hodnotou BMI nad 25. Nejvyšší radiační zátěž byla prokázána u CT Siemens 64 s FBP a nejnižší radiační zátěž u CT přístroje třetí generace se dvěma zdroji a s AMIR. Proto v případě pacientů s očekávanou vyšší radiační zátěží je nejlepší volbou použití CT přístroje s AMIR.

Abdul-Qader a kol. ve studii z roku 2022 zkoumají vliv snížení objemu podané JKL a snížení použitého napětí na zvýšení opacifikace plicní tepny a identifikování trombu bez ovlivnění kvality obrazu. Vyšetření proběhlo na CT přístroji Philips se 64 řadami detektorů s volbou hodnoty napětí 120 kV pro skupinu A a 80 kV pro skupinu B. Ostatní parametry byly stejné pro obě hodnoty napětí. Skupina A byla vyšetřena objemem JKL podle výpočtu 1 ml/kg, skupina B objemem 0,5 ml/kg a u obou skupin

byla rychlost podání 5 ml/s. Denzita více než 300 HU byla považována za signifikantní. Objektivní zhodnocení kvality obrazu byla hodnocena dvěma radiology. Subjektivní hodnocení kvality obrazu bylo provedeno dvěma specialisty v oboru radiologie, kteří hodnotili kvalitu ve třech stupních – velmi vysoká až vynikající kvalita, přiměřená kvalita, nepřiměřená kvalita. Radiační zátěž byla zaznamenána automaticky jako hodnota DLP a poté jako efektivní dávka vypočtená ze součinu hodnot DLP a koeficientu $0,017 \text{ mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$. Ke statistické analýze byla použita popisná statistika, nezávislý dvouvýběrový t-test a chí-kvadrát test s zvolenou hladinou významnosti 0,05. Dle t-testu nebyl signifikantní rozdíl ve věku obou skupin. Při objektivní hodnocení kvality obrazu bylo zjištěno, že hodnota atenuace byla signifikantně vyšší ve skupině B při použití nižší hodnoty napětí a objemu JKL. Při subjektivním hodnocení kvality obrazu došlo ke shodě mezi hodnotiteli. Naprostá většina vyšetření ze skupiny B byla hodnocena jako velmi dobrá až vynikající kvalita obrazu. Dle statistické analýzy došlo ke skupině B ke snížení radiační zátěže oproti skupině A. Střední hodnota DLP u skupiny A byla 384 mGy.cm oproti hodnotě 93 mGy.cm naměřené u skupiny B, hodnota DLP u skupiny B je signifikantně nižší než u skupiny A na hladině významnosti $P < 0,001$. Efektivní dávka byla také signifikantně nižší u skupiny B než u skupiny A. Závěrem studie je, že při použití protokolu s hodnotou napětí 80 kV a použitím objemu JKL 0,5 ml/kg je dosaženo vysoké atenuace v centrálních a periferních plicních tepnách a poskytuje stejnou diagnostickou výpověď jako tradičně používaný protokol s nastavenou hodnotou napětí 120 kV.

10 ZÁVĚR

CT angiografie plicnice patří k nejvíce používaným vyšetřením na pracovišti výpočetní tomografie. Z tohoto důvodu je velmi důležité dbát na radiační zátěž, kterou pacient obdrží při vyšetření. Je nutné optimalizovat nejenom protokoly pro CTPA, ale i ostatní protokoly, aby radiační zátěž byla co nejnižší, ale aby se zachovala diagnostická výpověď vyšetření.

Tato diplomová práce měla za cíl v teoretické části předložit poznatky o možnostech snížení radiační zátěže u pacientů podstupující CTPA. Bylo zjištěno, že existuje řada možností, jak snížit radiační zátěž. Prokázalo se, že nejúčinnější metodou pro snížení dávky je použití iterativních rekonstrukcí. Použití nízké hodnoty napětí je také velice efektivní metodou, jak snížit dávku. Další metodou je použití automatické modulace proudu. Cílem praktické části této diplomové práce bylo ověření, že radiační zátěž na novějším CT přístroji je nižší nebo alespoň srovnatelná se starším CT přístrojem, i když se zvýšil vyšetřovaný rozsah. Na základě zjištění bude optimalizován protokol pro vyšetření CTPA na oddělení Radiodiagnostiky Svitavské nemocnice a poté upraveny i ostatní protokoly.

Výsledky této práce mohou být podkladem pro další výzkum nebo publikaci v odborných časopisech. Výsledky budou použity pro optimalizaci CT protokolů ve Svitavské nemocnici.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ABDUL-QADER, Shaymaa Khalid a Atheer Adnan FADHIL. Comparative study on Various Tube Voltages and Contrast Media Doses in CT Pulmonary Angiography to detect Pulmonary Thromboembolism. *College Medical Journal*. 2022, 18(3), 185–189. Dostupné online z: <https://doi.org/10.47723/kcmj.v18i3.808>
- Aldosari S, Jansen S, Sun Z. Optimization of computed tomography pulmonary angiography protocols using 3D printed model with simulation of pulmonary embolism. *Quant Imaging Med Surg*. 2019;9(1):53-62. Dostupné online z: [10.21037/qims.2018.09.15](https://doi.org/10.21037/qims.2018.09.15)
- Al-Rammah TY, Alohalay A, Albatsh K. Reducing computed tomography radiation dose in diagnosing pulmonary embolism. *Pak J Med Sci*. 2016;32(6):1444-1448. Dostupné online z: [10.12669/pjms.326.11347](https://doi.org/10.12669/pjms.326.11347)
- ANTONI, Rodolphe a Laurent BOURGOIS. *Applied Physics of External Radiation Exposure: Dosimetry and Radiation Protection*. Ebook. Switzerland: Springer, 2013. ISBN 978-3-319-48660-4.
- BROWN, Kevin K., Teofilo LEE-CHIONG, Stephen CHAPMAN, John STRADLING a Sophie WEST. *Oxford American Handbook of Pulmonary Medicine*. Ilustrované. Oxford: Oxford University Press, 2009. ISBN 9780195329568.
- BUK, Michal, Fabian RENGIER, Theresa MOKRY, et al. Appropriateness of CT pulmonary angiograms according to current diagnostic guidelines based on risk stratification: A retrospective single-center study. *Biomedical papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc, Czechoslovakia*. 2021, **165**(1), 51-56. ISSN 1213-8118. Dostupné online z: [10.5507/bp.2020.049](https://doi.org/10.5507/bp.2020.049)
- CATALANO, Carlo a Roberto PASSARIELLO. *Multidetector-Row CT Angiography*. Berlin: Springer, 2010. ISBN 978-3-642-07276-5.
- ČESKO. Atomový zákon. In: *Sbírka zákonů*. 2016, roč. 2016, částka 102, číslo 263.
- Česko. Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. In: *Sbírka zákonů*. 2016, roč. 2016, částka 172, číslo 422.

- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 9788024756363
- ČTVRTLÍK, Filip, Zbyněk TUDÖS, Petr KUČERA, Veronika SOSÝNOVÁ, Lucie SÚKUPOVÁ, Jaroslav PTÁČEK a Milan SOVA. Nadužívání CT angiografie plicnice u pacientů s nízkou předtestovou pravděpodobností plicní embolie. *Studia pneumologica et phtiseologica*. 2019, **79**(5), 189-194. ISSN 1213-810X.
- DANCE, D.R., S. CHRISTOFIDES, A.D.A. MAIDMENT, I.D. MCLEAN a K.H. NG. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Ebook. Vienna: IAEA, 2014. ISBN 978-92-131010-1.
- ESUR, Contrast media Guidelines, v.10, Slovak version, 2021
- FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.
- FISHMAN, Elliot K. a R. Brooke JEFFREY. *Multidetector Ct: Principles, Techniques, and Clinical Applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. ISBN 978-0781740876.
- HSIEH, Jiang. *Computed Tomography Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. Second Edition. USA: Wiley, 2009. ISBN 9780470563533.
- HU, X., MA, L., ZHANG, J. ET AL. Use of pulmonary CT angiography with low tube voltage and low-iodine-concentration contrast agent to diagnose pulmonary embolism. *Sci Rep* 7. 2017, 2017(7), 12741. Dostupné online z: 10.1038/s41598-017-13077-w
- HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
- IAEA. *IAEA Safety Standards for protecting people and the environment: Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. Ebook. Vienna: IAEA, 2014. ISBN 978-92-0-135310-8.
- ICRP. *Annals of the ICRP: ICRP Publication 103*. Ebook. Orlando: Elsevier, 2007. ISBN 978-0-7020-3048-2. Dostupné online z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>

- KINCL, Vladimír, Adéla DROZDOVÁ, Roman PANOVSÝ, Igor SUŠKEVIČ a Milan KAMÍNEK. Zobrazovací metody v diagnostice a stratifikaci rizika akutní plicní embolie. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2014, 13(1), 17-22. ISSN 1213-807X. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/archiv.php>
- KODÝM, Miroslav. Soubor pacientů s plicní embolií v Nemocnici Písek. Retrospektivní analýza souboru pacientů jednoho oddělení. *Cor et Vasa*. 2019, 61(1), 15-19. ISSN 0010-8650. Dostupné online z: [10.1016/j.crvasa.2018.06.003](https://doi.org/10.1016/j.crvasa.2018.06.003)
- KUMAR, Vinay, Abul K. ABBAS a Jon C. ASTER. *Robbins & Cotran Pathologic Basis of Disease*. Ninth Edition. Canada: Elsevier Saunders, 2014. ISBN 9781455726134.
- Liu H, Liu Y, Zhao L, Li X, Zhang W. Preprocedural fasting for contrast-enhanced CT: when experience meets evidence. *Insights Imaging*. 2021 Dec 4;12(1):180. Dostupné online z: [186/s13244-021-01131-1](https://doi.org/10.1007/s13244-021-01131-1).
- MARCHAL, Guy, Thomas J. VOGL, Jay P. HEIKEN a Geoffrey D. RUBIN. *Multidetector-Row Computed Tomography: Scanning and Contrast Protocols*. Berlin: Springer, 2005. ISBN 978-88-470-0305-7.
- Nagpal P, Priya S, Eskandari A, Mullan A, Aggarwal T, Narayanasamy S, Parashar K, Bhat AP, Sieren JC. Factors Affecting Radiation Dose in Computed Tomography Angiograms for Pulmonary Embolism: A Retrospective Cohort Study. *J Clin Imaging Sci*. 2020 Nov 13;10:74. Dostupné online z: [10.25259/JCIS_168_2020](https://doi.org/10.25259/JCIS_168_2020).
- OPPELT, Arnulf. *Imaging Systems for Medical Diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound*. 2nd Edition. Erlangen: Publicis, 2006. ISBN 978-3895782268.
- PODGORŠAK, Ervin B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Third Edition. Switzerland: Springer, 2016. ISBN 978-3-319-25382-4.
- REITEROVÁ, Eva. *Statistika pro nelékařské zdravotnické obory* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2016 [cit. 2023-04-27]. ISBN 978-80-244-5082-7. Dostupné online z:

[https://www.fzv.upol.cz/fileadmin/userdata/FZV/Dokumenty/OSE/Statistika_p
ro_nelekarske_zdravotnicke_obory.pdf](https://www.fzv.upol.cz/fileadmin/userdata/FZV/Dokumenty/OSE/Statistika_p
ro_nelekarske_zdravotnicke_obory.pdf)

- Remy-Jardin M, Remy J, Wattinne L, Giraud F. Central pulmonary thromboembolism: diagnosis with spiral volumetric CT with the single-breath-hold technique--comparison with pulmonary angiography. *Radiology*. 1992 Nov;185(2):381-7. Dostupné online z: 10.1148/radiology.185.2.1410342. PMID: 1410342.
- ROKYTA, Richard, Martin HUTYRA a Pavel JANSKA. Plicní embolie - co je nového v doporučených postupech Evropské kardiologické společnosti z roku 2019. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2020, 19(2), 109-116. ISSN 1213-807X. Dostupné online: doi:10.36290/kar.2020.027
- SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- SPECK, Ulrich ./. X-ray contrast media: overview, use and pharmaceutical aspects. 5th edition. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2018. ISBN 978-3-662-56464-6.
- STEIN, Paul D. *Pulmonary embolism*. Third edition. Chichester, West Sussex: Wiley Blackwell, 2016. ISBN 9781119039082.
- SÚJB. *Sujb.cz: SÚJB/O nás* [online]. Praha [cit. 2023-03-01]. Dostupné online z: <http://www.sujb.cz/>
- SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
- SVOJANOVSKÝ, Jan, Kamil ŠEVELA a Miroslav SOUČEK. Kontrastní látkou indukovaná nefropatie. *Interní medicína pro praxi*. 2011, 13(5), 205-208. ISSN 1212-7299. Dostupné online z: <https://www.internimedcina.cz/pdfs/int/2011/05/06.pdf>
- ŠTEINER, Ivo. *Speciální patologie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2007. ISBN 9788072624942.
- TACK, Denis, Mannudeep K. KALRA a Pierre Alain GEVENOIS. *Radiation dose from Multidetector CT*. Second Edition. Berlin: Springer, 2012. ISBN 978-3-642-24535-0.

- THOMSEN, Henrik S. a Judith A. W. WEBB. *Contrast Media: Safety Issues and ESUR Guidelines*. Third Edition. Berlin: Springer, 2014. ISBN 978-3-642-36724-3.
- UFLACKER, Renan. *Atlas of Vascular Anatomy: An angiographic approach*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. ISBN 9780781760812
- VÁLEK, Vlastimil, Vlastimil VÁLEK a Michal UHER. Retrospektivní analýza výskytu plicní embolie v CT obraze u pacientů s pozitivní hodnotou D-dimerů. *Vnitřní lékařství*. 2021, 67(5). ISSN 0042-773X. Dostupné online z: 10.36290/vnl.2021.082
- VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
- Zdravotnická ročenka ČR 2019, Dostupné online z: <https://www.uzis.cz/res/f/008381/zdrroccz2019.pdf>
- ŽIŽKA, Jan, Pavel RYŠKA, Jana ŠTĚPANOVSÁ, Zuzana POULOVÁ, Ludovít KLZO, Jakub GREPL a Eva ČERMÁKOVÁ. Iterative reconstruction of pulmonary MDCT angiography: effects on image quality, effective dose and estimated organ dose to the breast. *Biomedical papers of the Medical Faculty of the University Palacký, Olomouc, Czech Republic*. 2014, **158**(2), 259-264. ISSN 1213-8118. Dostupné online z: doi:10.5507/bp.2013.059
- ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?. *Česká radiologie*. 2011, **65**(3), 169-176. ISSN 1210-7883.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

3D	trojrozměrný
a.	arteria
A.	Arteria
AP	předozaďní
ATCM	automatická modelace proudu
BMI	body mass index
CT	výpočetní tomografie
CTA	CT angiografie
CTDI _{vol}	objemový kerrový index
CTPA	CT plicní angiografie
DLP	dose length product
ESUR	European Society of Urogenital Radiology
FBP	filtrovaná zpěťná projekce
HRCT	high resolution CT
HU	Hounsfieldovy jednotky
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IR	iterativní rekonstrukce
IZ	ionizující záření
JKL	jodová kontrastní látka
KL	kontrastní látka
kV	kilovolt
LAT	bočňá
mAs	miliampérsekunda
MDCT	multidetektorové CT
MeV	megaelektronvolt

MZ ČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky
PE	plicní embolie
PET	pozitronová emisní tomografie
ROI	region of interest
S&V	Scan&View
SPECT	jednofotonová emisní výpočetní tomografie
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
v.	vena

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Detailní rozbor věku dle přístrojů	41
Tabulka 2 Detailní rozbor váhy dle přístrojů	41
Tabulka 3 Detailní rozbor BMI dle přístrojů.....	42
Tabulka 4 Detailní rozbor BMI dle pohlaví.....	42
Tabulka 5 Detailní rozdělení počtu mužů a žen dle přístrojů	42
Tabulka 6 Hodnoty F-testu k hypotéze č. 1	43
Tabulka 7 Hodnoty T-testu s nerovností rozptylů k hypotéze č. 1	44
Tabulka 8 Detailní rozbor hodnot DLP fáze CTA dle přístrojů, jednotka mGy.cm	44
Tabulka 9 Hodnoty F-testu k hypotéze č. 3	45
Tabulka 10 Hodnoty T-testu s nerovností rozptylů k hypotéze č. 3	45
Tabulka 11 Hodnoty DLP ve fázi SmartPrep/SureStart dle přístrojů, jednotky mGy.cm	46
Tabulka 12 Hodnoty F-testu k hypotéze č. 4	47
Tabulka 13 Hodnoty T-testu s rovností rozptylů k hypotéze č. 4	47
Tabulka 14 Kontingenční tabulka obsahující pohlaví a nálezy	49
Tabulka 15 Počty vyšetření CTA plicnice od roku 2013 do roku 2022.....	49

SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1 Porovnání počtu S&V a celkové hodnoty DLP	47
Graf č. 2 Počet vyšetřených mužů a žen v roce 2022	48
Graf č. 3 Počty vyšetření CTA plicnice od roku 2013 do roku 2022.....	49

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Protokoly CTA plicnice pro přístroj GE a přístroj Canon.....	66
Příloha 2 Souhlasné stanovisko etické komise FZV UP.....	67
Příloha 3 Souhlas s provedením výzkumného šetření v NPK.....	68

Příloha 1 Protokoly CTA plicnice u přístroje GE a Canon

		GE Healthcare Brightspeed Edge	Canon Aqilion SP Prime	
Indikace		K vyloučení plicní embolie		
Příprava pacienta		Nalačno		
		4 hodiny před vyšetřením možno pít 100 ml/h		
		Při alergické anamnéze a astmatu použití premedikace dle směrnice		
Poloha pacienta		Vleže na zádech nohama směrem do gantry, ruce volně položeny za hlavou na klínu		
Centrace		Jugulum	Brada	
Podání KL	Koncentrace	350–370 mg I/ml	400 mg I/ml	
	Množství	50 ml	40–50 ml	
	Rychlost	3,5 ml/s	4 ml/s	
Rozsah vyšetření		Od aortálního oblouku po vnitřní úhly bránice	Od plicních vrcholů až pod zevní úhly bránice	
Skenovací parametry topogramu		100 kV	120 kV	
		200 mA	AP 30 mA	LAT 100 mA
Akviziční parametry	Rotační čas	0,5 s	0,35 s	
	Kolimace	16x0,625	80x0,5	
	Šíře řezu	1,25 mm	5 mm	
	Pitch	1,375	0,813	
Reformat		R2 – plíce (W 1600, L -600)	Body Std. Axial 3 mm (W 400, L +40)	
			Body Std. Volume 1 mm (W 400, L +40)	
			Plíce Std. Volume 1 mm (W 1600, L -550)	
Trigger treshold		80 HU	150 HU	
Umístění ROI		Do truncus pulmonalis		

Zdroj: Místní radiologické standardy oddělení Radiodiagnostiky Svitavské Nemocnice

Příloha 2 Souhlasné stanovisko etické komise FZV UP



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL - 136484/1070-2022

Vážená paní
Bc. Zuzana Kratochvílová

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 „**Zobrazovací plicní embolie pomocí výpočetní tomografie**“, 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

Příloha 3 Souhlas s provedením výzkumného šetření v NPK

Nemocnice Pardubického kraje, a.s.
 Kyjevská 44, 532 03 Pardubice
 IČ: 275 20 536



Provedení výzkumného šetření nebo výzkumu v NPK

Příjmení a jméno studenta	Bc. ZUZANA KRATOCHVÍLOVÁ			
Název a adresa školy	UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI, FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD MĚNĚVOTINSKÁ 3, 775 15 OLOMOUČ			
Studijní program Studijní obor/ročník	ZOBRAZOVACÍ TECHNOLOGIE V RADIOLOGII, 1. ROČNÍK			
Typ práce (bakalářská, magisterská, disertační)	DIPLOMOVÁ			
Téma práce	ZOBRAZOVÁNÍ PLICNÍ EMBOLIE POMOCÍ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE			
Jméno vedoucí/ho práce, kontakt	MUDr. VERONIKA KRĚNKOVÁ, veronika.krenkova@nempk.cz			
Jméno vedoucí/ho ročníku, kontakt				
Vyjádření vedoucího práce	Výzkum nebude bude spojen s finančním zatížením NPK Podpis:			
Soubor respondentů, počet				
Metodika sběru dat	KVANTITATIVNÍ RETROSPEKTIVNÍ VÝZKUM			
Zahájení výzkumu / ukončení výzkumu	1.9.2022 - 31.12.2022			
Vyjádření studenta/ky týkající se zveřejňování osobních a citlivých údajů respondentů/organizace a povinnosti mlčenlivosti studenta	Zavazuji se, že ve své závěrečné práci a ani v publikacích vycházejících ze závěrečné práce nebudu uvádět osobní a citlivé údaje respondentů/ organizace. Jsem si vědom/a, že jsem vázán/a povinnou mlčenlivostí o skutečnostech, se kterými jsem se setkal/a při výkonu své odborné praxe a při nahlížení do dokumentace pacientů/organizace. Podpis studenta/ky: <i>ku</i>			
Vyjádření studenta/ky týkající se zveřejňování informací o odborném zařízení, kde bude výzkum prováděn	Zavazuji se, že ve své závěrečné práci a ani v publikacích vycházejících ze závěrečné práce nebudu uvádět název odborného zařízení, kde bude výzkum prováděn (ledaže souhlas se zveřejněním názvu zařízení jeho představitel vyjádří na tomto formuláři). Podpis studenta/ky: <i>ku</i>			
Souhlas odpovědného pracovníka NPK	<input checked="" type="radio"/> ANO <input type="radio"/> NE Podpis: <i>Mgr. ANGELOVÁ Pavla</i>			
Souhlas představitele NPK se zveřejněním názvu zařízení	Podpis: <i>Mgr. ANGELOVÁ Pavla</i>			
Souhlas vedoucího oddělení, kde bude výzkum probíhat				
Nemocnice, klinika, oddělení	Ano	Ne	Podpis	Počet respondentů
RADIOLOGICKÉ DDD, NEMOCNICE SVITAVY	X		SLINTÁKOVÁ Zdislava	

ku
 MUDr. KRĚNKOVÁ Ver.
 Vedoucí práce

.....
 Vedoucí katedry

Součástí žádosti je kopie plného znění dotazníku (rozhovoru) určený respondentům ve výzkumném souboru včetně informovaného souhlasu a stručný obsah práce. V případě retrospektivního šetření student nesmí nahlížet do NIS ani dokumentace pacienta. Anonymní data mu předá pověřený pracovník oddělení, kde výzkum probíhá. Student se zavazuje předat výsledky výzkumného šetření NPK.