

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav radiologických metod

Martina Smutná

**Porovnání radiální zátěže u CT zařízení s jedním a dvěma zdroji
záření při CT koronarografii s retrospektivní EKG segmentací**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Tomáš Jonszta Ph.D.

Olomouc 2021

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

Olomouc 30. dubna 2021

podpis

Děkuji MUDr. Tomáši Jonsztovi, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, za pomoc a cenné rady při jejím zpracování. Rovněž děkuji RNDr. Evě Reiterové, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat z výzkumného šetření a Mgr. Kateřině Krivánkové a všem svým kolegům za cenné rady a pomoc při získávání a zpracování dat.

ANOTACE

- Typ práce:** Diplomová práce
- Téma práce:** CT koronarografie
- Název práce:** Porovnání radiační zátěže u CT zařízení s jedním a dvěma zdroji záření při CT koronarografii s retrospektivní EKG segmentací
- Název práce v AJ:** Comparison of radiation exposure in CT devices with one and two radiation sources in CT coronarography with retrospective ECG segmentation
- Datum zadání:** 2019-01-27
- Datum odevzdání:** 2021-07-14
- VŠ, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav radiologických metod
- Autor práce:** Smutná Martina
- Vedoucí práce:** MUDr. Tomáš Jonszta Ph.D.
- Oponent práce:**
- Abstrakt v ČJ:** V diplomové práci jsou shrnuty současné poznatky o vyšetření CT koronarografie, technické aspekty moderních CT přístrojů vhodných pro tento typ vyšetření a popisuje jejich vliv na radiační zátěž pacienta. Výzkumné šetření bylo provedeno na CT pracovišti FN v Ostravě a jeho cílem bylo porovnání radiační zátěže z CT koronarografie při využití retrospektivního EKG hradlování na CT přístroji s jedním zdrojem záření na CT přístroji s dvěma zdroji záření. K porovnání radiační zátěže byly využity parametry computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$), Size-Specific Dose Estimates (SSDE), dose length product (DLP) a efektivní dávka. Výsledky ukázaly, že při provedení CT koronarografie na CT přístroji s jedním nebo dvěma zdroji záření s retrospektivním EKG hradlováním není významný rozdíl u všech parametrů radiační zátěže pacientů. Pro CT s jedním zdrojem záření byly průměrné hodnoty $CTDI_{vol}$ 40,64 mGy, SSDE 34,75 mGy, DLP 789,92 mGy*cm, efektivní dávka 10,49 mSv a pro CT přístroj s dvěma zdroji záření byly naměřeny průměrné hodnoty $CTDI_{vol}$ 44,68 mGy, SSDE 34,75 mGy, DLP 933,49 mGy*cm a efektivní dávka 13,07 mSv. U CT přístroje s dvěma zdroji

záření se potvrdil signifikantní rozdíl mezi vyšetřovacím protokolem s a bez modelace hodnoty mAs během srdečního cyklu, kdy u protokolu s modulací oproti protokolu bez modulace dochází k výraznému poklesu radiační zátěže. U CT přístroje s jedním zdrojem záření se dávka u protokolu s modulací hodnoty mAs také snížila, ale ne signifikantně.

Abstrakt v AJ: The diploma thesis summarizes the current knowledge about CT coronary angiography, technical aspects of modern CT scanners suitable for this examination and describes the impact of modern CT technology on the radiation dose of the patient. The research was performed at CT unit of the University Hospital in Ostrava and its aim was to compare the radiation exposure from examination CT coronarography between single source CT scanner and dual source CT scanner, when is used retrospective ECG gating. The parameters computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$), Size-Specific Dose Estimates (SSDE), dose length product (DLP) and effective dose were used to compare the radiation exposure. The results showed that there is no significant difference between performing CT coronarography using retrospective ECG gating on the single source CT scanner or dual source CT scanner in all parameters of radiation exposure. There were average values of $CTDI_{vol}$ 40.64 mGy, SSDE 34.75 mGy, DLP 789.92 mGy * cm and effective dose 10.49 mSv for single source CT scanner and for the dual source CT scanner were average values of $CTDI_{vol}$ 44, 68 mGy, SSDE 34.75 mGy, DLP 933.49 mGy * cm and effective dose 13.07 mSv. There was significant difference between the examination protocol with and without modelling mAs value during cardiac cycle for the dual source CT scanner. There was lower radiation dose at protocol with mAs modulation using the single source CT scanner, but the difference was not significant.

Klíčová slova: CT koronarografie, CT přístroj s dvěma rentgenkami, multidetektorový CT přístroj, srovnání radiační zátěže, výpočetní tomografie.

Klíčová slova v AJ: CT coronarography, computed tomography, dual-source computed tomography, multidetector computed tomography, radiation dose comparison.

Rozsah práce: 82 stran včetně příloh

Jazyk: CZ

Obsah

Úvod.....	8
1. CT koronarografie.....	11
1.1 Anatomie srdce a koronárních tepen	11
1.2 Konvenční koronarografie.....	15
1.3 Indikace a kontraindikace CT koronarografie.....	15
1.3.1 Indikace.....	15
1.3.2 Kontraindikace	16
1.4 CT přístrojová technika a EKG synchronizace	17
1.4.1 Vznik obrazu a iterativní rekonstrukce	18
1.4.2 CT přístroje a protokoly pro CT koronarografii.....	19
1.5 Příprava pacienta před CT koronarografií.....	25
1.5.1 Příprava před CT vyšetřením s intravenózním podání kontrastní látky	26
1.5.2 Premedikace betablokátory	29
1.6 Kontrastní látky při CT koronarografii a jejich aplikace	30
1.6.1 Aplikace kontrastní látky	30
1.6.2 Způsob načasování zahájení skenování po aplikaci kontrastní látky	31
1.6.3 Kontrastní látky používané pro CT koronarografii a jejich množství	33
1.7 Stanovení radiační zátěže u CT vyšetření	34
1.7.1 Computed Tomography Dose Index.....	34
1.7.2 Size-specific Dose Estimates u CT vyšetření.....	36
1.7.3 Dose-length Product	38
1.7.4 Efektivní dávka.....	38
1.8 Shrnutí teoretických východisek	40
2. Metodika výzkumu	43
2.1 Výzkumné cíle a hypotézy	43

2.2	Charakteristika zkoumaného souboru.....	44
2.3	Metoda sběru dat.....	45
2.4	Realizace výzkumu	48
2.5	Metoda zpracování dat	48
3.	Výsledky	49
3.1	Demografický charakter datového souboru	49
3.2	Vyhodnocení zkoumaných parametrů radiační zátěže při CT koronarografii	50
3.3	Ověření platnosti hypotéz.....	56
4.	Diskuse	60
5.	Závěr	65
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	66
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	70
	SEZNAM TABULEK.....	71
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	72
	SEZNAM PŘÍLOH.....	73

Úvod

Ischemická choroba srdeční je dnes kardiovaskulární chorobou s vysokou incidencí, která je příčinou smrti značné části populace vyspělých zemí, kam se řadí i Česká republika (dále ČR), kde ischemické choroby srdce jsou dokonce nejčastější příčinou úmrtí a podle statistik v roce 2010 tvořily přibližně čtvrtinu všech úmrtí. V posledních letech se daří úmrtnost snižovat, a to také díky včasné diagnostice a prevenci. Nicméně i pacienti, kteří prodělali akutní fázi a rozvinula se u nich chronická forma nemoci jsou často invalidizováni a nejsou schopni plného návratu do běžného života, a proto jsou neustále zlepšovány a rozšiřovány diagnostické možnosti této nemoci. (UZIS, info č. 24, 2012)

Příčinou rozvoje ischemické choroby srdeční ať již akutní či chronické formy je onemocnění srdečního svalu, které je zapříčiněno nedostatečným krevním zásobením při postižení koronárních tepen, což až v 90 % případů způsobuje přítomnost koronární aterosklerózy. Ateroskleróza je dlouhodobě se zhoršující zúžení tepen, které vzniká tvorbou intimálních plátů ve stěně cévy. Jako jedny z prvních jsou v těle postiženy tepny srdce a pro svůj malý průměr bývá jejich postižení nejzávažnější. (Štefja M., 2007, s. 491-497)

Včasné odhalení ischemické choroby srdeční hraje podstatnou roli v nastavení další léčby pacienta a může tak snížit celkovou úmrtnost a zlepšit kvalitu života nemocných s tímto onemocněním. V současnosti se do popředí v její diagnostice dostává, i díky své neinvazivní podobě a dobré dostupnosti, výpočetní tomografie, která tímto konkuruje klasické koronární angiografii. (Sabarudin A. et al., 2012, s. 5-17)

Podle reportu Národního zdravotnického informačního systému bylo v roce 2018 v ČR provedeno 1,1 mil všech typů CT vyšetření. Z toho na 1000 obyvatel připadalo 106,74 CT vyšetření a tyto počty rok od roku narůstají. Přesné počty provedených CT koronarografií v ČR nelze v současnosti dohledat, ale i podle statistik z našeho CT pracoviště Fakultní nemocnice v Ostravě je i zde vidět rostoucí trend v provádění tohoto vyšetření. Celkem je v ČR v roce 2018 v provozu 147 CT zařízení s 16-ti a více řadami detektorů a 11 dvouzdrojových CT přístrojů a jejich počty dále rostou, čímž se zlepšuje i dostupnost CT vyšetření. (NZIS report č.K/19, 08/2019) Přestože obecně diagnostická CT metoda tvoří pouze menší část radiodiagnostických, na celkové radiační zátěži z medicínského ozáření se podílí až z dvou třetin. (Sabarudin A. et al., 2012, s. 5-17) S rostoucím počtem CT přístrojů a provedených vyšetření v praxi se zvyšuje i zatížení obyvatel radiační zátěží, která má nežádoucí účinky

na lidské tělo v podobě zvýšeného rizika tvorby maligních novotvarů. Je proto důležité, aby indikující lékař vždy pečlivě zvážil, kdy je nutné, aby pacient podstoupil CT koronarografii, tak aby přínos z toho vyšetření převážil rizika z něj plynoucí.

Jednou z hlavních úloh radiologického asistenta při CT koronarografii, stejně jako i jiných vyšetření, která provádí, je dobrá znalost technických možností CT přístroje, tak aby ve spolupráci s lékařem radiologem provedl vyšetření s co nejnižší možnou dávkou záření. Cílem této diplomové práce je proto sumarizovat aktuální vědecké poznatky k tématu CT koronarografie, porovnat jednotlivé technické možnosti provedení vyšetření, zhodnotit radiační zátěž pacientů z tohoto vyšetření a identifikovat faktory, které na její výši mají svůj podíl.

Rešeršní činnost

Před zahájením rešerše současných poznatků o CT koronarografii byla prostudována následující vstupní literatura:

BAXA, Jan a Jiří FERDA. Multidetektorová výpočetní tomografie srdce. Praha: Galén, c2012, 213 s. ISBN 978-80-7262-880-3.

BUDOFF Matthew J. a Jerold S. SHINBANE. Cardiac CT Imaging: Diagnosis of Cardiovascular Disease [electronic resource]. 3rd ed. 2016. Cham: Springer International Publishing, 2016. XVI, 563 p. 554 illus., 248 illus. in color. ISBN 9783319282190.

ČESKÁ REPUBLIKA. Věstník MINISTERSTVA ZDRAVOTNICTVÍ ČESKÉ REPUBLIKY: NÁRODNÍ RADIOLOGICKÉ STANDARDY VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE. In: . Praha: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016, ročník 2016, číslo 1. Dostupné také z: <http://www.crs.cz/media/File/pdf/NRS/StandardyCT.pdf>

FERDA, Jiří. CT angiografie. 1. vydání. Praha: Galén, 2004. xi, 408 s. ISBN 80-7262-281-1.

SÚKUPOVÁ, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. 273 stran. ISBN 978-80-271-0709-4.

Rešeršní strategie probíhala podle následujícího schématu:

Vyhledávací kritéria:

Klíčová slova v ČJ: CT koronarografie, CT koronární angiografie, radiační dávka, DSCT, MDCT, retrospektivní EKG synchronizace, prospektivní EKG synchronizace.

Klíčová slova v AJ: Coronary CT angiography, coronary angiography, radiation dose, DSCT, MDCT, retrospective ECG gating, prospective ECG gating.

Jazyk: český, anglický

Vyhledávací období: 2010-2020

Další vyhledávací kritéria:

- Omezeno na posledních 5 let
- Plný text v anglickém nebo českém jazyce
- Články týkající se dané problematiky

Databáze: BMČ, Medvik, EBSCO, ProQuest, PubMed

➔ Celkem bylo dohledáno 269 článků

Doplněná vyřazovací kritéria:

- Duplicitní články
- Články s jinou tematikou

➔ **Sumarizace dohledaných dokumentů:**

EBSCO – 4 články

ProQuest – 1 článek

Medvik – 2 články

PubMed- 5 článků shodných s předchozími databázemi

➔ Dodatečnou rešerší bylo dohledáno a přidáno dalších 22 článků, celkem bylo pro teoretickou část práce použito 29 článků.

1. CT koronarografie

CT koronarografie, nebo také CT angiografie koronárních tepen, označuje moderní neinvazivní metodu zobrazení tepen srdce pomocí metody výpočetní tomografie a aplikace jódové kontrastní látky do krevního oběhu pacienta. Díky značnému technickému pokroku v oblasti vývoje nových výpočetních tomografů, výraznému zkrácení časového rozlišení a doby akvizice dat, si tato metoda vydobyla významnou pozici v oblasti neinvazivního zobrazení srdečních tepen a tím zaujala i podstatnou roli v diagnostice srdečních a kardiovaskulárních chorob. Metoda koronární CT angiografie se do popředí začala dostávat s příchodem 64řadých multidetektorových výpočetních tomografů do klinické praxe. (Bremerich J. et Salgado R., 2018, s. 12-19)

Snahy o vyšetření srdečních tepen pomocí CT se začaly objevovat i dříve, než se v praxi rozšířili 64řadé přístroje, dokonce první vyšetření tohoto typu se začaly provádět již na prvních generacích 4řadých CT přístrojů. Během posledních dvou dekad se díky prudkému rozvoji multidetektorových přístrojů do praxe v současnosti dostávají přístroje s 320řadami detektorů nebo také zařízení s dvojitou sadou detektorů a rentgenek, tzv. dvouzdrojové (ang. Dualsource) CT přístroje, které umožnily značné zlepšení časového rozlišení, obrazové kvality a diagnostické výtěžnosti v zobrazování kardiovaskulárních chorob srdce.

Nicméně s rostoucím počtem detektorových řad narůstá i obava ze zvyšující se radiační zátěže, která může být oproti selektivní koronarografii vyšší. Je také obecně známo, že CT vyšetření jsou spojena s výrazně vyšší radiační zátěží pacienta oproti jiným rentgenovým metodám. Dokonce celých 70 % celkové radiační zátěže z diagnostického ozáření připadá na CT metodu, i přes to, že je podíl těchto vyšetření jen 15 % na celkovém počtu radiologických diagnostických vyšetření. (Sabarudin A., et al., 2012, s. 5-17) Nicméně výrobci se průměrně každé 2-3 roky snaží aktualizovat nabídku přístrojové techniky a dávky při všech CT vyšetřeních snižovat pomocí lepšího hardwarového a softwarového vybavení, které v dnešní době hraje čím dál větší roli ve zlepšování obrazové kvality. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 167-174)

1.1 Anatomie srdce a koronárních tepen

Srdce (*cor*) je životně důležitý orgán, který je uložen ve střední části hrudního koše a svou dolní stěnou doléhá na bránici a přední stěnou na přední průběh žeber a hrudní kost. Srdce a cévy, které jej zásobují krví, jsou uloženy ve vazivovém obalu, zvaném osrdečník

(*pericardium*). Jedná se o dutý orgán kuželovitého tvaru, který zajišťuje pumpování krve do těla, a jeho základem je myokard (*myocardium*), jež označuje srdeční příčně pruhovanou svalovinu s převodním systémem. Vnitřní výstelku dutin tvoří jednovrstevná endotelová výstelka endokard (*endocardium*).

Samotné srdce se skládá z pravé a levé části, které jsou obě rozděleny na srdeční síň pravou a levou (*atrium dextrum et sinistrum*) a na pravou a levou komoru (*ventriculus dexter et sinister*). Obě srdeční poloviny od sebe oddělují síňová a mezikomorová přepážka (*septum interatriale et interventriculare*).

Do pravé srdeční síně ústí horní a dolní dutá žíla (*vena cava superior et inferior*), které přivádí do srdce odkysličenou krev z těla. Dutinou síně je krev vedena dále přes pravou trojcípou chlopeň (*valva atrioventricularis dextra; valva tricuspidalis*) do pravé srdeční komory, odkud je dále směřována plicní tepnou (*truncus pulmonalis*) k okysličení v plicní tkáni. Plicní tepna je od komory oddělena trojcípou chlopní (*valva trunci pulmonalis*), tak aby nedocházelo k vrácení krve zpět do komory.

Krev okysličená v plicní tkáni se do srdce vrací zpět do levé síně vyústěními plicních žil (*venarum pulmonalium*). Ze síně dále přes dvojcípou chlopeň (*valva bicuspidalis; valva mitralis*) protéká do levé komory, odkud je dále vypuzována do velkého krevního oběhu celého těla skrz aortální chlopeň (*valva aortae*) v místě ostium aortae. Ihned za odstupem aorty ze srdce za aortální chlopní jsou tři výdutě (*sinus aortae*) jež přecházejí v rozšíření ascendentní aorty (*bulbus aortae*), z nichž odstupují pravá a levá věnčitá tepna (*arteria coronaria dextra et sinistra*) zásobující srdce, na které je hlavně zaměřeno právě vyšetření CT koronarografie. (Daubner W., 2007, s. 222-231.)

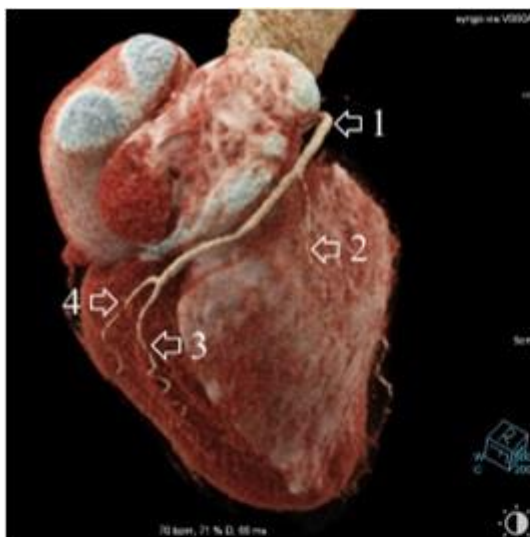
Pravá věnčitá tepna odstupuje z aorty, přesněji z oblasti *sinus aortae dexter* a svým průběhem kopíruje pravostranný *sulcus coronarius* odkud se dále zatačí do zadní části k pravému okraji srdce a zde se rozděluje na *ramus interventricularis posterior*, který je až u 20% případů dvojitý či trojitý nebo může být nahrazen větví z levé srdeční tepny, a dále se dělí na atrioventrikulární větve. Pravá srdeční tepna zásobuje stěnu pravé komory, zadní interventrikulární větev zásobuje zadní třetinu septa. Proximálně z pravé věnčité tepny odstupují sinoatriální větve, tedy až u 60% populace, u zbytku odstupuje z levé srdeční tepny, a pak *ramus coni arteriosi*, který u části populace může odstupovat přímo z aorty. Průběh pravé tepny je rozdělen na proximální část od ústí z aorty po pravý okraj srdce, kde navazuje střední průběh horizontálně v zadní pravé atrioventrikulární rýze, odkud dále pokračuje svým distálním

průběhem až do svého zániku. (Daubner W., 2007, s. 222-231.), (Sundaram B. et al., 2009, s. 574-583)

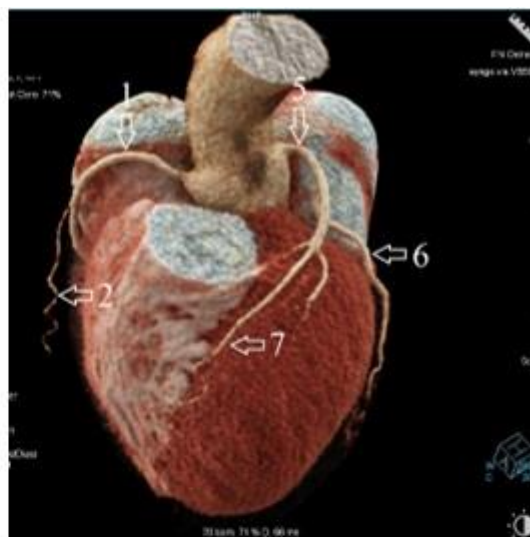
Levá věnčitá tepna odstupuje z levého aortálního sinu a její kmen se rozděluje na dvě hlavní větve ramus interventricularis anterior (RIA) a ramus circumflexus (RCx). U kmene levé srdeční tepny existuje značná variabilita v jeho délce od 5 do 20 mm, někdy se v místě rozdělení může vyskytnout i další třetí větev označována jako ramus intermedius. RIA kopíruje průběh přední mezikomorové rýhy až k hrotu srdce a dává vzniknout větvím, které zásobují a pronikají do přední třetiny mezikomorového septa, a dále z této větve odstupují diagonály, kterých může být až šest, označují se čísly podle toho, jak po sobě odstupují a zásobují přední a bočnou část levé komory. I tato větev levé srdeční tepny má svůj průběh rozdělen na proximální, střední a distální část, kdy proximální část končí u odstupu první diagonály či větve pro mezikomorové septum, dále pak střední část končí u druhé diagonály a odtud dále pokračuje již distální část tepny.

Po svém odstupu z kmene levé srdeční tepny ramus circumflexus probíhá podél levé síňokomorové rýhy a u 80-85 % populace končí u zadní hrany srdce, poté co zní v jejím průběhu vybíhají další marginální tepny, které se označují čísly stejně jako diagonály u RIA. RCx zásobuje boční část levé srdeční komory a jeho průběh je rozdělen odstupem hlavní marginály na proximální a distální část.

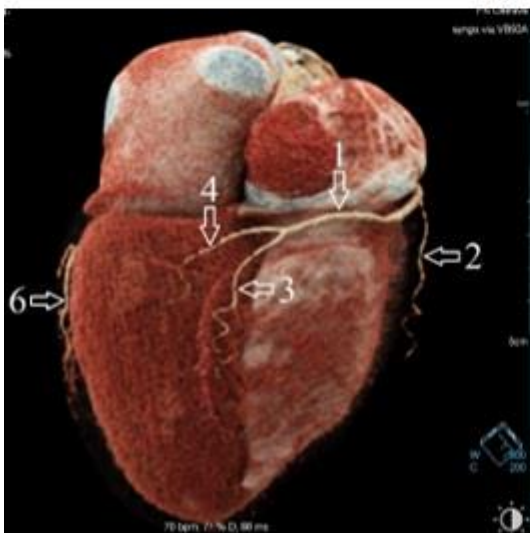
Díky variabilitě odstupů a větvení se určuje tzv. pravá či levá dominance podle toho, která věnčitá tepna převažuje v zásobení srdce krví. U 80-85 % populace převažuje dominance pravé tepny, naopak dominance levé tepny se vyskytuje u 8-10 % případů a v 7-8 % se můžeme setkat s tzv. kodominancí, kdy je zásobení rovnoměrné rozděleno mezi obě povodí. Dominance cévního zásobení se určuje podle toho, z které koronární arterie odstupuje ramus interventricularis posterior, odstupuje-li z arteria coronaria dextra jedná se o pravou dominanci a totéž platí pro srdeční levostranný typ dominance. Vzácně se mohou objevit i anatomické anomálie koronárních tepen, nicméně jejich výskyt se pohybuje mezi 0,3 až 5,6 % v populaci a jedná se často o náhodné nálezy u asymptomatických pacientů při CT nebo klasické koronarografii. (Sundaram B. et al., 2009, s. 574-583) Ukázka příkladu anatomie koronárních tepen vyšetřených při CT koronarografii viz obr. 1.



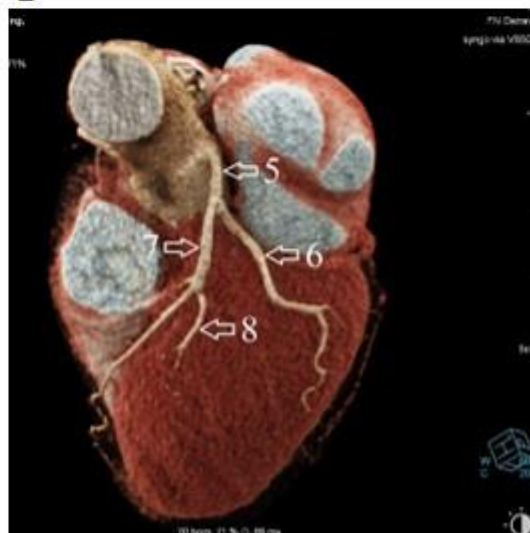
A



B



C



D

Obrázek 1 VRT zobrazení koronárních tepen při CT koronarografii z několika pohledů (Zdroj: PACS FN Ostrava); A ... pohled zacílený na pravou koronární tepnu, B ... pohled zaměřen na odstupy koronárních tepen z aorty, C ... pohled na zespod na srdeční tepny, D ... pohled zaměřen na průběh levé koronární tepny

- 1 ... arteria coronaria dextra
- 2 ... ramus marginalis dexter
- 3 ... ramus interventricularis posterior
- 4 ... ramus posterolateralis dexter
- 5 ... arteria coronaria sinistra
- 6 ... ramus circumflexus
- 7 ... ramus interventricularis anterior
- 8 ... ramus diagonalis

1.2 Konvenční koronarografie

Dříve bylo vyšetření srdečních cév doménou pouze konvenční selektivní koronarografie, u které se ale může vyskytnout více komplikací, jelikož metoda využívá invazivního přístupu, kdy nejčastěji přes radiální arterii na horní končetině nebo využitím femorální arterie v tříse dolní končetiny, je pomocí Seldingerovy metody zaveden katétr přímo k vyústění srdečních tepen z kořene aorty, kterým je následně podána kontrastní látka přímo do vybrané srdeční tepny. U této metody je vyšší riziko vzniku lokálního poškození v místě zavedení katetru a také je kontrastní látka podávána přímo do tepen velkého krevního oběhu v relativně větším množství a koncentraci než u CT vyšetření a tím pádem je zde vyšší riziko vzniku nežádoucích reakcí na kontrastní látky, hlavně rozvoje kontrastem indukované nefropatie nebo spazmu tepen a arytmií. Další komplikace se mohou vyskytnou v místě vpichu a jsou jednou z nejčastějších příčin prodloužení doby hospitalizace pacienta. (Budoff M. J. et al., 2016, s. 487-505), (Pleva L., et al., 2014, s.114-118), (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 33-44)

Na rozdíl od CT vyšetření, kde se stále standardně využívá matice pro zobrazení 512 x 512 pixelů u srdeční katetrizace má tato matice velikost 1024 x 1024 pixelů, field of view odpovídá velikosti 6-ti palců, díky čemuž si stále zachovává 3x až 4x lepší prostorové rozlišení než CT metoda. Zachovává si dále i oproti CT lepší časové rozlišení, které je u klasické koronarografie 20 ms, kdežto u CT záleží na typu přístroje, ale standardně se pohybuje okolo 200 – 130 ms u dvou-zdrojových CT minimálně 46-60 ms. (Budoff M. J. et al., 2016, s. 3-25)

I přes rozmach CT si selektivní koronarografie stále zachovává svou významnou roli v zobrazování tepen srdce, a to hlavně díky možnosti okamžitého terapeutického zásahu během diagnostického výkonu, který u CT vyšetření možný není. Obě metody v současnosti mají svou nezastupitelnou roli v diagnostice kardiovaskulárních chorob srdce a nesou s sebou rizika i výhody, a proto je vždy potřeba, aby indikující lékař pečlivě zvážil, co od konkrétního vyšetření očekává a zda jednotlivá rizika nepřevyšují benefity vybrané metody. (Bremerich J. et Salgado R., 2018, s. 129-136)

1.3 Indikace a kontraindikace CT koronarografie

1.3.1 Indikace

Z počátku byla CT koronarografie doporučována hlavně u diagnostiky ischemické choroby srdeční (dále ICHS) a to zejména u symptomatických pacientů, kteří svým věkem, pohlavím a anamnézou byli v nízkém až středním riziku rozvoje významné koronární stenózy, dále také

u pacientů s nejasnými kardiálními symptomy a nejasným nálezem při zátěžových testech. (Baliga R.R, 2010, s. 1-2)

Nicméně u diagnostiky ICHS se doporučení čím dál více zpřesňují, tak aby se vyseletovali pacienti, u kterých je vysoká pravděpodobnost výskytu významné stenózy tepny a ti byli rovnou směřováni na vyšetření selektivní koronarografií, kde zároveň s diagnostikou lze provést i léčebné ošetření cévních zúžení v jedné době. V současnosti je CT metoda doporučena u symptomatických pacientů bez doposud přítomné srdeční choroby u jedinců s normálním EKG, kteří jsou schopni fyzické aktivity a spadají do nízkého či středního rizika rozvoje ischemické choroby srdeční. Také zde spadají i nízké rizikové pacienti s nejasným nálezem na EKG, kteří nezvládají vyšší fyzickou aktivitu nebo výsledky zátěžových testů nejsou přesvědčivé, či nejsou schopni jej podstoupit. V akutních případech je CT vhodné u pacientů s příznaky ICHS, ale bez přítomnosti přesvědčivého nálezu na EKG a bez zvýšené hodnoty enzymu troponinu v krvi, kdy je velmi nízká pravděpodobnost rozvoje akutního infarktu myokardu. Dále je také toto vyšetření doporučeno pacientům, kterým je v rámci standardního předoperačního vyšetření k nejruznějším plánovaným operacím zjištěno zvýšené riziko výskytu ICHS. Do budoucna se s dalším rozvojem techniky CT přístrojů a snižováním radiační dávky předpokládá další rozšíření kritérií při diagnostice ICHS ve prospěch CT koronární angiografie na úkor selektivní koronarografie. (Bremerich J. et Salgado R., 2018, s. 12-19), (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 167-174)

Dále se CT vyšetření využívá také při hodnocení funkčnosti bypassů srdečních tepen u pacientů s přetrvávajícími symptomy, ale s normálním nálezem u zátěžových testů a pro hodnocení průchodnosti již aplikovaných stentů na levých srdečních tepnách. (Bremerich J. et Salgado R., 2018, s. 12-19) Indikací k CT koronarografii jsou i podezření na vrozené anatomické anomálie koronárních cév a zobrazení anatomie srdce a cév u nově vznikajícího srdečního selhání. Neopomenutelnou indikací je i provedení vyšetření před opětovným našitím nových bypassů srdečních tepen, které má za úkol zmapovat současný stav srdečních tepen, jejich náhrad a posoudit vnitřní mamární tepny, které se používají jako srdeční bypassy. (Baliga R.R, 2010, s. 1-2)

1.3.2 Kontraindikace

Nejčastější kontraindikace CT koronarografie jsou spojeny s aplikací jódové kontrastní látky během tohoto vyšetření a patří mezi ně alergie na tyto preparáty, renální insuficience, manifestní tyreotoxikóza atd. Ovšem i u těchto stavů lze za jistých podmínek vyšetření provést

a podrobněji bude tato problematika popsána v kapitole 1.4 Kontrastní látky při CT koronarografii a jejich aplikace. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.), (Příbalový leták Iomeron 400mg/ml injekční roztok, 2019)

Další významná kontraindikace souvisí s využitím metody výpočetní tomografie, která je založena na detekci zeslabení rentgenového záření, jehož využívání s sebou nese další vyřazující kritérium pro pacienty, jež by mohli podstoupit CT koronarografii. Hlavní relativní kontraindikací aplikace ionizujícího záření je možné těhotenství u žen v reprodukčním věku, kdy by vlivem záření mohlo dojít k poškození plodu i matky. Je proto doporučeno, pokud se nejedná o akutní vyšetření tento výkon odložit na pozdější dobu po ukončení těhotenství. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

Jelikož se jedná o technicky relativně náročné vyšetření, které je značně citlivé na, byť i minimální pohyb pacienta a srdce, je možné mezi kontraindikace zařadit i nespolupráci pacienta, který není schopen dodržet pokyny obsluhy anebo nedokáže zdržet dech na dostatečně dlouhou dobu, i když tento problém již díky novým a rychlejším CT přístrojům, hraje minimální roli. Vyšetření dále nelze provést také u pacientů, kteří převyšují svou váhou nosnost vyšetřovacího stolu přístroje.

Mezi relativní kontraindikace můžeme zařadit i tachykardii a nepravidelný srdeční rytmus. Ty se dají ovlivnit farmakologicky, nicméně pokud se u pacienta vyskytuje jakákoliv kontraindikace podání těchto farmak a nelze jiným způsobem srdeční rytmus upravit, či zpomalit, nemělo by se toto vyšetření provádět. (Bremerich J. et Salgado R., 2018, s. 48-56.)

Dále není vyšetření indikováno u akutních koronárních syndromů s výjimkou pacientů s negativním nálezem na EKG a nízkým rizikem rozvoje ICHS. V současnosti mezi indikace také stále nepatří zjišťování viability a perfuse myokardu, či screening ICHS u zdravých, asymptomatických jedinců. (Baliga R.R, 2010, s. 1-2), (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

1.4 CT přístrojová technika a EKG synchronizace

Do klinické praxe začaly CT přístroje pronikat zhruba v 80. letech minulého století, a nejen pro kardiologii a vaskulární diagnostiku to znamenalo značný průlom v diagnostice. Hlavní výhodou této metody oproti jiným je možnost zobrazení axiálních řezů s mnohem lepším prostorovým rozlišením než v ultrasonografii, či u magnetické rezonance. Na rozdíl od 2D sumačního obrazu při selektivní koronarografii je další nespornou výhodou CT i 3D zobrazení, které díky tomu nabízí téměř neomezené možnosti rekonstrukce obrazu v jakékoliv

rovině. Díky výbornému kontrastnímu zobrazení je u CT možné určit struktury jako plát, lumen či stěnu cévy a rozlišit vnitřní a okolní struktury srdce a cév, což u skiaskopických vyšetření nelze. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23)

Důležitým technickým prvkem, který je potřeba, aby bylo vyšetření proveditelné je i EKG synchronizace náběru dat, která umožní potlačení pohybových artefaktů srdce a musí jí být CT přístroj vybaven jak softwarově, tak i technicky přídatným EKG zařízením. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

1.4.1 Vznik obrazu a iterativní rekonstrukce

Při otáčení rentgenky a detektorů kolem dlouhé osy pacienta jsou jednotlivým hodnotám zeslabení rentgenového svazku, při průchodu vyšetřovaným objektem, přiděleny souřadnice v prostoru, které jsou transformovány do obrazové podoby pixlu na snímku z vyšetření. Tento pixel je jen malá část celé obrazové mřížky a jeho velikost závisí na velikosti detektoru, přídatného olověného kolimátoru a výsledné obrazové matici na zobrazovacím zařízení.

Převod naměřených hodnot zeslabení záření na jednotlivé odstíny šedi na obrazovce probíhá výpočtem pomocí filtrované zpětné projekce, kdy každý stupeň šedi má přiděleno konkrétní číslo, které se nazývá CT číslo nebo častěji Hounsfieldova jednotka (dále HU), kdy referenční hodnotou je zeslabení vody, pro kterou je přidělena hodnota 0 HU. Jednotlivé rozdíly v jasů a stupních šedi vznikají díky rozdílné distribuci prvků s různým atomovým číslem ve vyšetřovaném objemu, kdy například v kalcifikovaných plátech jsou převážně přítomny atomy vápníků, který díky vyššímu atomovému číslu oproti prvkům v okolních tkáních, které obsahují spíše převážně protony vodíku a uhlíku, způsobí vyšší zeslabení rentgenového svazku a přibližně mu náleží číslo 130 HU. Obecně lze říci, že tkáně s vyšší denzitou než voda mají hodnoty 0 HU až 1 000 a opačně tkáně s nižší denzitou dosahují hodnot od 0 HU po -1000 HU. (AZIZ, K., S. et ABELA, G., S., 2009, s. 74-85.) (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23)

Jednotlivým CT číslům ve výsledném obraze odpovídá až 5000 odstínů šedi, což není lidské oko schopno rozlišit, proto je vždy při prohlížení výsledných obrazů nutné nastavit tzv. odpovídající okno, které se volí podle hodnot tkání, na které bude zobrazení zaměřeno. Každé toto okno má nastavenou střední hodnotu a celkovou šíři okna v HU. U CT koronarografie je potřeba pro zlepšení kontrastu obrazu a kvalitní zobrazení lumen cévy využít aplikaci jódové kontrastní látky, která zásadně zlepší poměr kontrastu mezi lumen a okolím v CT obraze. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23)

Iterativní rekonstrukce

V současnosti výrobci CT přístrojů již standardně do softwarového vybavení přidávají i tzv. iterativní způsob výpočtu rekonstruovaného obrazu, kdy se jedná o pokročilé výpočetní techniky, které mají za cíl snížit dávku záření na pacienta, při zachování lepší kvality obrazu a nízké hladiny šumu. Tato metoda zpracování dat je výpočetně náročnější než filtrovaná zpětná projekce a je proto zapotřebí vyšší výpočetní výkon přístroje.

Způsob zpracování surových dat iterativními rekonstrukcemi (dále IR) a jejich jednotlivé označení se u výrobců liší, nejčastější označení viz. Tabulka 1. Podle studie zaměřené přímo na CT koronarografii s nastavenou střední intenzitou výpočtů se efektivní dávka z tohoto vyšetření při zapojení iterativních rekonstrukcí snížila o 29 % z původní průměrné hodnoty 3,1 mSv na průměrnou hodnotu 2,2 mSv, zatímco kvalita a šum obrazu zůstaly zachovány. Zapojení vyšší intenzity iterativního výpočtu se již v praxi neprokázalo jako efektivní, jelikož pak výpočetní algoritmus výsledný obraz spíše deformuje do až plastické podoby. (Deseive S., et al., 2015, s.888-896.)

Tabulka 1 Označení IR podle výrobce CT přístroje (Deseive S., et al., 2015, s.888-896)

Výrobce CT přístroje	GE Healthcare (Milwaukee, Wisconsin)	Philips Healthcare (Best, the Netherlands)	Siemens Medical Solutions (Forchheim, Germany)	Toshiba Medical Systems (Otagawa, Japan)
Název IR	ASIR	iDose	SAFIRE	ADIR 3D

1.4.2 CT přístroje a protokoly pro CT koronarografii

Základem každého CT přístroje je rentgenka produkující svazek rentgenového záření a k ní protilehlý detektor, respektive v dnešní době mnoho řad detektorů, které zaznamenávají míru zeslabení svazku po jeho průniku vyšetřovanou oblastí (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 3-23) V současné době je vhodné, aby přístroje, na kterých se CT koronarografie provádí byly vybaveny minimálně 64řadými detektory a ideálně i větším počtem řad, či bylo využito velkoobjemové CT nebo přístroj vybaven dvěma zdroji záření. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 10-71.)

Rentgenka i detektory jsou umístěny v kruhovitém gantry přístroje, kterým projíždí na vyšetřovací desce pacient. U přístrojů vybavených jednou rentgenkou jsou detektory umístěny naproti přesně ve 180° od zdroje záření a společným synchronizovaným pohybem, tak mohou

kontinuálně snímat data v celém 360° rozsahu, což je umožněno díky slip-ring technologii, která zajišťuje bezdrátové spojení mezi rotující a stacionární částí přístroje. Tato technologie umožňuje kontinuální tzv. „spirální“ mód snímání dat. Poměr rychlosti posunu vyšetřovaného pacienta skrz gantry k rychlosti otáčení rentgenky je označován jako pitch faktor. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 3-23) Přesně se dá pitch faktor vyjádřit i matematicky jako podíl posunu stolu na jednu rotaci a použité celkové kolimaci svazku. (Súkupová L., 2018, s. 124-125.)

Čím je pitch faktor vyšší, tím je rychlost posunu vyšetřovacího lehátka vyšší a celkový čas a radiační zátěž z vyšetření nižší, nicméně při hodnotách nad 1 je rychlost posunu vyšší než oblast, kterou je detektor schopen zobrazit za jednu otočku, což je u CTA srdce naprosto nevyhovující. Dokonce u těchto vyšetření se u spirálního skenování používají pitch faktory okolo 0,2 až 0,25, tak aby bylo dosaženo tzv. over-lappingu, kdy dochází k překryvu vyšetřovaných oblastí, tak aby výsledný obraz byl co nejpřesnější. Nicméně výsledná radiační zátěž vyšetření je o to násobně vyšší oproti standardní CT vyšetřením jiných oblastí těla. Proto je tedy na místě dále snižovat radiační dávku pomocí využití modernějších technologií v CT technice, například využitím sekvenčního skenování s prospektivním EKG hradováním hlavně u velkoobjemových detektorů, či použitím tzv. ultra fast protokolů s vysokým pitch faktorem převážně u CT přístrojů s dvěma zdroji záření. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 3-23)

Další nedílnou součástí přístroje jsou pak výpočetní systém, kde jsou veškerá data z vyšetření zpracovávána a zdroj vysokého napětí. Během vyšetření je přístroj ovládán radiologickým asistentem z ovládací jednotky umístěné v ovladovně a zde rovněž probíhá základní zpracování dat do požadovaných axiálních řezů. (Komzák F., 2018, s. 27-39.)

Hodnoty nastavení proudu a napětí na rentgence byly u prvních přístrojů fixní a s dalším technickým rozvojem se přešlo k modulaci proudového množství podle velikosti pacienta. Dnes je již standardní součástí přístroje software modulující aktuální hodnotu mAs i během samotného vyšetření podle nastavených referenčních hodnot protokolu, které se pohybují okolo 300 až 400 mAs. Hodnota napětí byla po dobu minimálně prvních 20 let fixně 120 kV a v současnosti je toto nastavení stále využíváno, nicméně v rámci snahy o co největší snížení radiační zátěže se začíná více využívat i nižších hodnot hlavně u dětských protokolů a dále všude tam, kde to hmotnost pacienta dovolí a nesníží se tím rapidně kvalita obrazu. Moderní CT přístroje i díky zapojení iterativních rekonstrukcí, které snižují šum v obraze, využívají i u nastavování hodnot napětí automatických softwarových systémů, který hodnotu upraví aktuálně podle konkrétního pacienta a typu vyšetření.

Jelikož je srdce pohyblivý orgán a srdeční tepny mají velmi úzký průměr, zcela zásadní pro správné zobrazení srdce je co nejlepší prostorové a časové rozlišení přístroje. Současné multidetektorové CT přístroje jsou schopné dosáhnout rotační rychlosti 130-220 ms a to i přestože reálný čas jedné otočky je 260 – 500 ms, takto nízké časové rozlišení je umožněno díky tomu, že data pro jeden řez jsou nahrána jen zhruba z poloviční otočky obrazové soustavy a zbývající data jsou dopočtena, přesněji se jedná o data ze 210-220° otočky, která jsou reálně naskenována. Šířka jednotlivých řezů je až 0,5 mm v ose z, prostorové rozlišení v ose x a y v jednotlivých řezech pak záleží na zvolené obrazové matici, která je u CT obrazu standardně 512 x 512 pixelů a velikosti field of view (vymezená oblast zajmu), která se u vyšetření srdce pohybuje nejčastěji okolo 15 cm v ose z. Takto lze dosáhnout prostorového rozlišení, kdy obrazový bod má rozměry 0,35 x 0,35 x 0,5 mm. To umožňuje dále výsledný obraz přepracovat do nejrůznějších multiplanárních a 3D rekonstrukcí, které tak zvyšují diagnostickou výtěžnost CT vyšetření srce. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23)

CT přístroje s jedním zdrojem záření

Přístroje s jedním zdrojem záření a jednou sadou detektorů jsou vůbec první typ, který kdy byl použit k vyšetření CTA koronarografií a v současnosti jsou stále jedny z nejrozšířenějších v klinické praxi a konstrukce odpovídá standardnímu CT přístroji popsanému výše. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 10-71.) Za nezbytně nutné je dnes považováno, aby přístroj s jedním zdrojem záření měl minimálně 64řad detektorů, časové rozlišení 160ms a minimální prostorové rozlišení 0,6 mm. (Branny M., 2011, s. 11-14.) Přesné nastavení jednotlivých hodnot napětí, proudového množství, kolimace, pitch faktoru atd. se značně odvíjí od počtu detektorových řad, akvizičního režimu, habitu pacienta, jeho srdeční akci a výrobce CT přístroje. Stručný přehled technických parametrů z jednotlivých jedno-zdrojových CT přístrojů jsou shrnuty v příloze č. 3.

Vzhledem k relativně horšímu časovému rozlišení těchto přístrojů se používá spíše retrospektivní EKG synchronizace, a to s nebo bez modulace proudu během skenování. U protokolů s modulací proudu během akvizice je vybrána část srdečního cyklu, nejčastěji se jedná o diastolu, kde je radiační dávka aplikována ve 100 % a je zde předpoklad, že zobrazení tepen bude v tomto okamžiku nejlepší. Po zbytek cyklu jsou hodnoty mAs sníženy na 4-20 % referenční hodnoty, čímž dojde k částečnému snížení celkové radiační zátěže. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.) Nicméně tento mód lze využít pouze u pacientů s pravidelnou a pomalejší srdeční akcí do 75 tepů/min. (Súkupová L., 2018, s. 133-135.)

Naproti tomu u skenování bez modulace proudu je po celou dobu srdečního cyklu hodnota proudu na 100 % a celková dávka záření je tím podstatně vyšší, nicméně na rozdíl

od předchozího modulovaného zobrazení je tento mód vhodný hlavně pro pacienty s vyšší anebo nepravidelnou srdeční akcí nad cca 75 tepů/min, kdy lze, díky dostupným kvalitním datům z celého srdečního cyklu, zpětně přepočítat obrazy i v jiné části srdečního cyklu než v diastole, kde se vlivem rychlého nebo nepravidelného pohybu srdce mohou u těchto pacientů vyskytnout častěji pohybové artefakty, které způsobují nehodnotitelnost vyšetření. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

U pacientů s vyššími tepovými frekvencemi, lze časové rozlišení zvýšit využitím vícesegmentových rekonstrukcí, kdy se pro výpočet jednoho obrazu využije dat z více srdečních cyklů, čímž jde docílit časového rozlišení 75 až 65 ms. K tvorbě obrazu lze využít data ze dvou až čtyř segmentů z až čtyř srdečních cyklů, nicméně záleží na možnostech pracovní stanice, kolik segmentů je schopna využít pro výpočet obrazu. Nevýhodou tohoto způsobu je citlivost na výskyt arytmií či lehké změny srdeční frekvence v průběhu získávání dat, jelikož složí-li se obraz z více nepravidelných cyklů, nebudou segmenty odpovídat stejné části srdečního cyklu a vznikne nehodnotitelný CT obraz. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23), (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

Data získána z celého srdečního cyklu se 100 % dávkou záření lze také využít i pro výpočet ejekční frakce srdce a pro zobrazení pohybu jednotlivých srdečních částí v průběhu srdečního cyklu a tento typ zobrazení, tak má také své místo ve funkčním zobrazení srdce. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23)

Nicméně i u těchto typů přístrojů lze využít prospektivního EKG triggeringu použitím nejčastěji sekvenčního módu skenování tzv. „step and shoot“. Ten je ale značně citlivý na rychlejší nebo nepravidelnou srdeční akci pacienta a nelze jej využít vždy u všech CT koronarografií. Jeho využití přináší, ale značné snížení radiační zátěže a v případech, kde je to možné je vhodné jej využít. Další alternativou může být využití high pitch módu, který ale u jedno zdrojových CT může vést k zhoršené kvalitě obrazu. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 3-23)

CT přístroje s širokým detektorem

Konstrukčně jsou CT přístroje s širokým detektorem shodné s jedno-zdrojovými zařízeními, rozdíl je ovšem ve výrazně větším počtu detektorových řad a v technice náběru dat při CT koronarografii, kdy větší šířka detektorové sady umožňuje zobrazit celý objem srdce najednou. Díky tomuto objemovému způsobu skenování a rychlosti rotace rentgenky 0,35 s je možné celé vyšetření srdce provést na jednu rotaci zdroje kolem pacienta a odpadá tím nutnost kontinuálního posunu vyšetřovacího lehátka skrz gantry a vyšetření probíhá v tzv. axiálním módu. Akvizice objemovým způsobem eliminuje schodkovité artefakty v obrazu způsobené

pohyby srdce mezi jednotlivými skeny u spirálního skenování a umožňuje využití prospektivního EKG hradlování, což výrazně redukuje celkovou dávku záření z vyšetření. (Einstein J. A., et al., 2010, s. 698-706)

Při prospektivní EKG synchronizaci probíhá náběr dat jen v předem určené fázi srdečního cyklu, a proto je tato technika skenování velmi náročná na co možná nejpravidelnější a pomalejší délku srdečního cyklu, jelikož mimo definovanou oblast diastoly akvizice obrazu vůbec neprobíhá. U pacientů s rychlejším srdečním rytmem se diastolická fáze zkracuje, zatímco systola je vždy stejně dlouhá, a proto je někdy vhodné přistoupit ke skenování v této srdeční fázi cyklu. (Súkupová L., 2018, s. 133-135.) V praxi je doporučováno prospektivní EKG u objemových CTA vyšetření využít i pacientů s pravidelnou sinusovou srdeční akcí do 64 tepů/min. (Qin J., et al., 2011, s. 193-197)

Podle studie provedené v roce 2013 je v praxi pouze jeden typ přístroje, který velkoobjemové skenování umožňuje a jedná je o 320řadý CT přístroj AquilionONE Dynamic Volume CT (Toshiba, Japonsko), který díky prospektivnímu EKG triggeringu dokáže snížit celkovou dávku až o 87 % oproti spirálnímu skenování s retrospektivním hradlováním. (Sabarudin A., et al., 2013, s.15-23.) Totéž ukazují i jiné studie: například už v roce 2010 i díky snížení napětí na 100 kV bylo prokázáno v laboratorních podmínkách snížení efektivní dávky oproti prospektivnímu módu dokonce o 91 % na hodnotu 1,8 mSv (konverzní faktor $k=0,014$). (Einstein A. J., 2010, s. 698-706.) Postupem času se v klinické praxi začínají objevovat i další velkoobjemová CT zařízení například Revolution CT (GE Healthcare, USA) s 256řadami detektorů, které najednou dokážou zobrazit objem o šíři od 12 až do 16 cm. (Andreini D. et al., 2017, s. 1383-1392.)

Konkrétní příklady technických parametrů u CT koronarografie s objemových náběrem dat jsou shrnuty v příloze č. 4.

CT přístroje s dvěma zdroji záření

Jelikož multidetektorové CT přístroje i přes neustálý technický vývoj mají ještě pořád jisté limity, od roku 2005 se započalo s vývojem přístroje s dvěma zdroji záření neboli také „Dualsource CT“ (dále DSCT). Toto technické řešení je významný posun ve zlepšení časového rozlišení a pro vyšetření srdce znamená značný pokrok, stejně jako zavedení velkoobjemového skenování u CT přístrojů s velkým počtem řad detektorů. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 68-72.)

Základ CT přístroje s dvěma zdroji záření je stále stejný, kdy i zde je přítomná obrazová soustava výkonné rentgenky s protilehlým několikařadým detektorem. Rozdíl je ovšem v tom, že v gantry přístroje jsou tyto soustavy hned dvě najednou. Obě rentgenky a detektory jsou umístěné na společném rotujícím zařízení a mezi sebou svírají úhel 90°. Cílem tohoto

technického řešení je významné zvýšení kvality obrazu, zvýšení časového rozlišení a snížení radiační zátěže pacienta. (AZIZ, K., S. et ABELA, G., S., 2009, s. 74-85.)

Díky přítomnosti dvou obrazových systémů lze dosáhnout i za pomoci vícesegmentové rekonstrukce ze dvou srdečních cyklů časového rozlišení až 42 ms. (AZIZ, K., S. et ABELA, G., S., 2009, s. 74-85.) Jelikož jsou zde dvě rentgenky, časové rozlišení tak odpovídá přibližně jedné čtvrtině otočky rentgenky na rozdíl od jednozdrojových přístrojů, kde se obraz rekonstruuje z poloviny otočky.

Velkou výhodou těchto přístrojů je mnohem lepší využitelnost prospektivního EKG triggeringu a to i u pacientů s nepravidelnou srdeční akcí, pomocí adaptivně-sekvenčního algoritmu.

Další možností snížení radiační zátěže u pacientů s relativně nízkou a hlavně pravidelnou srdeční akcí do 70-75 tepů/ min, je využití tzv. „high-pitch“ módu, kdy u spirálního módu skenování se hodnoty pitch faktoru pohybují mezi 1,55 až 3,4. U běžných CT přístrojů by u těchto hodnot vznikaly mezery v zobrazených datech, u dvou-zdrojových přístrojů je zaplní druhá obrazová soustava. Těchto hodnot je možné dosáhnout i díky rychlosti posunu stolu 46 cm/s a času jedné rotace 280 ms. Toto umožní zobrazit srdce během jediného srdečního cyklu v diastolické fázi. Průměrná radiační zátěž z takového vyšetření je okolo 1 mSv, což je nesrovnatelně méně oproti standardním retrospektivním EKG metodám. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 25-32.), (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 68-72.) Tento způsob skenování bývá označován jako Flash mód (Súkupová L., 2018, s. 133-135.) či dokonce TurboFlash protokol (Aglia G., et al., 2019, s. 753-761), kdy se mohou mírně lišit v nastavení jednotlivých hodnot, nicméně princip využití vysoké hodnoty pitch faktoru zůstává zachován.

U přístrojů s dvěma rentgenkami lze provést CT koronarografii i za pomoci duální energie záření, kdy každý z jednotlivých zdrojů záření má jinou hodnotu napětí, nejčastěji 80 - 100 kV na jedné a 140-150 kV na druhé rentgence. Pro samotné vyšetření arterií zásobujících srdce zatím toto zobrazení není nijak zásadně přínosné, dokonce kvůli dvěma různým napětím nelze zkrátit časové rozlišení na jednu čtvrtinu rotačního času, tudíž časová rozlišovací schopnost klesá na 150 ms. Ovšem výhodou tohoto zobrazení srdce je možnost mapovat distribuci jódu v myokardu, která odpovídá míře prokrvení srdečního svalu. Do budoucna by toto zobrazení mohlo nahradit perfúzní vyšetření srdce metodou SPECT, jelikož u CT vyšetření je celková radiační zátěž menší. Nicméně toto je stále ještě ve stádiu studií a v běžné praxi se s tímto často neseťkáme.

Také u těchto přístrojů je možné využití retrospektivní EKG synchronizace u pacientů, kteří nesplňují podmínky pro využití módů s prospektivním EKG zapojením. Nebo indikace

k vyšetření vyžaduje i získání funkční informace o srdci, které lze získat pouze u vyšetření, které obsahuje obrazová data z celého srdečního cyklu, jako je tomu u retrospektivního EKG módu bez modulace proudového množství. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 60-61.)

V praxi takto konstruované CT přístroje můžeme zatím najít pouze u firmy Siemens, která první takovýto přístroj uvedla do praxe v roce 2005 a tento Somatom Definition s 2 x 32řadami detektorů je považován za první generaci těchto strojů. (Sabarudin A., et al., 2013, s.15-23.) V současnosti se v praxi můžeme setkat s druhou a třetí generací těchto strojů Somatom Definition Flash a Somatom FORCE (obojí Siemens Healthcare, Forchheim, Německo). Příklady konkrétních technických parametrů a protokolů pro CT koronarografii pomocí DSCT jsou uvedeny v příloze č. 5.

1.5 Příprava pacienta před CT koronarografií

Celková příprava pacienta před samotnou CT koronarografií se z části neliší od přípravy před jakýmkoliv jiným vyšetřením s podáním jódové kontrastní látky intravenózně. Nicméně aby vyšetření bylo, co nejvíce výtěžné, je zapotřebí dosáhnout u vyšetřovaného pacienta, pokud možno pravidelné srdeční akce s frekvencí ideálně okolo 65–70 tepů/min.

Pro získání správné srdeční akce je důležité správné umístění EKG elektrod na kůži přední strany hrudníku a použití správného typu elektrod, který splňuje požadavky výrobce CT přístroje. Ideálně by elektrody měly být velké 55 mm v průměru a měly by mít silně lepicou podložku s vlhkým gelem. Pozornost je třeba věnovat i přípravě kůže v místě, kde se bude daná elektroda připevňovat. V případě, kdy není kůže holá, je potřeba odstranit ochlupení a samotnou pokožku ošetřit lékařským mýdlem či dezinfekčním prostředkem na kůži, tak aby podložka co nejlépe přilnula, a byl zajištěn co nejsilnější EKG signál. Také umístění jednotlivých svodů hraje důležitou roli. V ČR se řídí barevné kódování podle evropské verze IEC (vydané Mezinárodní elektrotechnickou komisí). Na levou stranu hrudníku se umísťuje žlutá a zelená elektroda, žlutá elektroda patří přesně pod klíční kost a zelený svod je umístěn do úrovně 6. nebo 7. žebra. Zrcadlově na pravou stranu hrudníku se umísťují zbylé dvě elektrody červená a černá, kdy červený svod je umístěn pod pravou klíční kost a černý svod patří do úrovně 6. nebo 7. žebra. (Force návod k použití, 2017-2018, s. 149-230.)

Srdeční akci dnes již dokážeme do jisté míry ovlivnit farmakologicky. Nicméně je důležité dodržet všechny požadavky, které s tímto souvisí, což zahrnuje druhá část přípravy pacienta před CT koronarografií a to premedikace betablokátory.

Kvalitu výsledného vyšetření lze ovlivnit i pomocí aplikace esterů kyseliny dusičité tzv. nitrátů. Jejich podání není nezbytné, nicméně svým vasodilatačním účinkem na srdeční tepny mohou zlepšit kvalitu zobrazení cév. Aplikace nitrátů probíhá těsně před samotným vyšetřením pomocí spreje, kdy je lék podán pod jazyk pacienta. Podání těchto léků je téměř bez rizik, nicméně i tak nemusí být v kombinaci s rychlým podáním koncertované KL intravenózně a případnou premedikací betablokatory některými jedinci dobře tolerován a je proto důležité po celou dobu vyšetření sledovat srdeční rytmus a eventuelně monitorovat i krevní tlak pacienta. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 72-73.), (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 133-145.)

1.5.1 Příprava před CT vyšetřením s intravenózním podání kontrastní látky

Základní příprava pacienta před aplikací jódové kontrastní látky do krevního řečiště se skládá z několika bodů. Nejdříve je nutné při indikaci vyšetření s intravenózním podáním KL u pacienta zjistit anamnézu stran jakýchkoliv alergií a hlavně ověřit, zda se u něj v minulosti nevyskytla alergie na jód a jódové kontrastní látky, například po nějakém předchozím vyšetření. Dále je nutné v anamnéze ověřit i další informace, zda pacient netrpí těžkou poruchou ledvin, jater, tyreotoxikózou, mnohočetným myelomem či zda není diabetik na léčbě perorálními antidiabetiky s obsahem metforminu.

Dále je v současné době doporučeno předem ověřit aktuální hladinu kreatininu v krevním séru, případně rovnou hodnotu glomerulární filtrace. To je zapotřebí zvláště u pacientů s podezřením na horší funkci ledvin. (Seidl Z. et al., 2012, s. 76-82.)

Pokud pacient netrpí žádnou z výše zmíněných chorob a alergií není potřeba žádné speciální premedikace, pak již jen stačí, aby pacient zůstal nalačno po dobu 4 hodin před samotným vyšetřením a příjem čirých tekutin po tuto dobu omezil jen na cca 100 ml/h, zbylé tekutiny je vhodné také vynechat. (Seidl Z. et al., 2012, s. 76-82.)

Příprava pacienta s polyvalentní alergií a alergií na jódové kontrastní látky

Obecně mají pacienti s předchozí známou reakcí či neurčitou reakcí po aplikaci kontrastní látky až 5x vyšší riziko rozvoje alergické reakce po opětovné aplikaci stejné kontrastní látky. Také jedinci s jinými alergiemi, které nemusí být v korelaci s aplikací kontrastní látky, mají zvýšené riziko výskytu alergické reakce po jejím podání, a to 2x až 3x vyšší. Podle doporučení Americké komise pro léky a kontrastní látky se neodporučuje u pacientů s jinými alergiemi než na KL vynechání aplikace a ani není potřebné tyto pacienty speciálně kvůli tomuto premedikovat. Totéž platí i u pacientů, kteří trpí astmatem a tím pádem jsou také ve zvýšeném

riziku, ale není opět nutná žádná speciální premedikace. (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 4-44)

U vysoce rizikových pacientů, tedy těch s předchozí známou jakoukoliv alergickou a neurčitou reakcí na jódovou kontrastní látku, je doporučeno podat premedikaci kortikosteroidy, kterou je možné doplnit o antihistaminikum per os 1 hod před podáním KL, což dále pomůže snížit pravděpodobnost výskytu kopřivky, angioedému a respiračních symptomů. (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 4-44)

V České republice se stále premedikace kortikosteroidy doporučuje i u méně rizikových pacientů, jako jsou ti s polyvalentními alergiemi a astmatem. U neakutních vyšetření, jako je většina CT koronarografií, je pro tyto pacienty doporučena premedikace Prednisonem v tabletách ve schématu 40 mg 12 až 18 hod před vyšetřením a 20 mg v rozmezí 6 až 9 hod před aplikací KL. U akutních vyšetření je premedikace podávána intravenózně, a to kombinace kortikoidu a antihistaminika, eventuálně může být zajištěna i přítomnost anesteziologického lékaře. (Seidl Z. et al., 2012, s. 76-82.) Ovšem i tato premedikace nemusí zamezit všem reakcím, které se takto mohou objevit v různé intenzitě a podobě. Tyto reakce se mohou vyskytnout zhruba u 2,1 % případů premedikovaných pacientů. Příprava kortikoidy nemá za účel zmírnit fyziologické reakce na intravenózně podanou jódovou KL, jako jsou pocit tepla, pachuť v ústech apod. (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 4-44)

Příprava pacienta s rizikem poškození ledvin

Jelikož se jódové kontrastní látky z těla vylučují přes urologický vylučovací systém je zapotřebí při odebrání anamnézy brát zřetel na pacienty s onemocněními, které mohou mít podíl na zhoršení ledvinných funkcí a v kombinaci s aplikací KL by mohly způsobit postkontrastní ledvinné selhání. Důležitá je hlavně prevence a správná příprava před samotným vyšetřením, jelikož následná léčba nefropatie již nemusí vést k obnově funkcí do původní podoby.

V současnosti před každým neurgentním vyšetřením s KL podanou intravenózně či intraarteriálně je doporučeno odebrání krevního vzorku, ze kterého je následně stanovena aktuální hladina sérového kreatininu. U dostatečně hydratovaných pacientů s hodnotou pod 100 $\mu\text{mol/l}$ je bezpečné aplikovat intravenózně až 300 ml KL o koncentraci jódu 300 mg/l. (Seidl Z. et al., 2012, s. 76-82.) U plánovaných neakutních vyšetření postačí odběr z období maximálně 3 měsíce před výkonem, u akutních CT vyšetření je doporučeno, aby hodnota nebyla starší 7 dnů před podáním KL a u život ohrožujících stavů pak není toto vyžadováno,

nicméně je nutná dostatečná hydratace a kontrola ledvinných funkcí po provedení vyšetření s aplikací KL. (ESUR Guidelines on Contrast Agents, 2018, 17-25.)

Za normální se ještě považuje hranice kreatininu do 130 $\mu\text{mol/l}$ a pokud pacient nespádá do rizikové skupiny u nového doporučení není u standardních vyšetřeních na CT potřeba odběr před vyšetřením provádět. Toto ovšem neplatí u pacientů s rizikem, kam patří lidé s přítomností diabetu mellitu, medikace perorálními antidiabetiky z řady biguanidů (např. metformin) a jiných nefrotoxických léků, s dehydratací, kardiální dekompenzací, věkem nad 60 let. Riziková je vícenásobná aplikace KL či podání velkého objemu během vyšetření, přechodí renální selhání po předchozí aplikaci KL, chronická hypertenze, hyperurikémie, paraprotienémie nebo dysproteinémie. (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 4-44) (Příbalový leták OmnipaqueTM, 2019) Přesněji lze rizikové pacienty určit podle hodnoty glomerulární filtrace, kdy rizikem jsou dospělí s hodnotou pod 30ml/min/1,73 m² při aplikaci KL intravenózně. (ESUR Guidelines on Contrast Agents, 2018, 17-25.)

V případě, že pacient užívá v době CT vyšetření metformin, či jiné preparáty této lékové skupiny a má hodnotu sérového kreatininu do 130 $\mu\text{mol/l}$, výrobci kontrastních látek doporučují vysazení tohoto léku po dobu 48 hod po vyšetření. V případě vyšší hladiny kreatininu pak vysazení i 48 hod před samotnou aplikací KL a dva dny po vyšetření je vhodné provést kontrolní odběr krve. (Příbalový leták OmnipaqueTM, 2019) V novějším doporučení z roku 2020 již u fyziologických hladin kreatininu není potřeba medikaci metforminem vysazovat vůbec a pouze u pacientů se zvýšenou hladinou je doporučeno vysazení pouze na dobu 48 hod po vyšetření. (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 4-44)

U pacientů, kde je již nějaké poškození přítomno a hodnota sérového kreatininu je vyšší, než je norma, je vhodné buď od vyšetření s podáním kontrastní látky ustoupit a zvolit alternativní vyšetřovací metodu. Pokud to nelze, pak je vhodné použít pro vyšetření nízkosmolální typy KL a také zvolit ty s nižší koncentrací, což u CT koronarografie není úplně žádoucí, jelikož by mohlo dojít ke snížení kvality kontrastu v obraze. Vhodné je podání nefroprotektivní infuzní přípravy před a po vyšetření, což znamená zvýšení per os příjmu tekutin a podání intravenózní hydratace. Pro intravenózní hydrataci jsou doporučeny izotonické roztoky (např. Ringrův či 0,9 % fyziologický roztok) v aplikačním schématu 100ml/hod po dobu 6 až 12 hod před a 4 až 12 hod po vyšetřeních s aplikací KL. U pacientů v dialyzačním programu či terminálním stádiu renálního selhání žádná omezení podání KL již nejsou, jelikož k dalšímu zhoršení funkcí již nemůže dojít a není ani potřebná časová korelace s provedením

dialýzy ani jakákoliv jiná úprava časového harmonogramu hemodialyzačního programu. (ACR Committee on Drugs and Contrast Media, 2020, s. 4-44)

1.5.2 Premedikace betablokátory

Jak bylo zmíněno výše, častým problémem při vyšetření CT koronarografie je rychlá nebo nepravidelná srdeční akce, která komplikuje správnou EKG synchronizaci nebo neumožňuje použití prospektivního EKG hradlování, které značně snižuje celkovou dávku záření při CT vyšetření. Je tedy žádoucí snížit srdeční akci a k tomu je možné využít farmakologické přípravky. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 72-73.)

K úpravě srdečního rytmu se využívají tzv. beta-blokátory, jejichž použití způsobí utlumení vlivu sympatického nervového systému. Pokud nelze podat přímo tento typ léku je možné u těchto pacientů použít léky ze skupiny blokátorů kalciového kanálu (např. verapamil, diltiazem). Důležité je, aby obsluhující personál, který CT vyšetření provádí znal všechna možná rizika a kontraindikace podání této medikace. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 133-145.)

S přípravou pomocí beta-blokátorů, které jsou podávány ve formě tablet, je zapotřebí začít již 60 min před samotným vyšetřením, kdy je doporučováno podání 50 mg metoprodolu. Při aplikaci intravenózně je příprava kratší a kýžený efekt léku se dostaví po cca 10 minutách, kdy se přímo monitoruje srdeční akce a začíná se aplikací 2,5 mg metoprodolu, pokud není efekt dostatečný lze aplikovat celkem 4 až 6 těchto dávek. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 72-73.) Nicméně přesné schéma podání se může lišit podle zvyklostí pracoviště a typu léků, které jsou k úpravě rytmu použity, například Wichmann J. L. a kol. použili ve své studii u všech pacientů se srdeční akcí nad 65 tepů/min těsně před vyšetřením intravenózní podání 5 mg Metoprodolu v jedné dávce, které v případě potřeby opakovali do celkového limitu 20 mg. (Wichmann J. L., et al., 2015, s. 1112-1121) V německé studii změřené na CT koronarografii podávali 10 mg blíže nespecifikovaného typu beta-blokátoru pouze u pacientů se srdeční akcí nad 70 tepů/min. (Kerl J. M, et al., 2010, s. 530-537)

Se zavedením rychlejších CT přístrojů je význam premedikace beta-blokátory již snižuje, čehož si jde všimnout ve studii srovnávající dvoj-zdrojový CT přístroj, kde nebylo použito žádné medikace k úpravě frekvence, a 64řadý jedno-zdrojový CT přístroj, kde bylo u pacientů se srdeční akcí nad 65 tepů/min podáno 25 mg beta-blokátoru atenolol v tabletách večer před samotným vyšetřením, nebo 10-60 mg propranolol intravenózně těsně před vyšetřením s cílem dosáhnout 60 tepů/min. Cílem této studie bylo porovnání radiační zátěže z CT vyšetření

srdečních tepen, na kterou má velký vliv i rychlost srdeční frekvence a i přestože nebyla frekvence u prvního typu CT přístroje farmakologicky upravována celková radiační zátěž se i přesto značně snížila. (Agliata G. et al., 2019, s. 753-761) Nicméně i přesto premedikace beta-blokátory je, díky svému efektu, stále využívána u všech i u moderních CT přístrojů s krátkým časovým rozlišením.

Při aplikaci této medikace je důležité znát kontraindikace těchto léků, tak aby nedošlo k poškození pacienta. Beta-blokátory se nesmějí u CT koronarografie podávat, jestliže pacient má nižší srdeční akci než 50 tepů/min, systolický tlak nižší než 100 mm Hg, dále pokud jsou u něj přítomny známky srdečního selhání, hypoperfuze orgánů, nebo má poruchu A-V převodu či těžkou chronickou obstrukční plicní chorobu. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

1.6 Kontrastní látky při CT koronarografii a jejich aplikace

Účelem aplikace jódové kontrastní látky během vyšetření je zvýšení kontrastu mezi koronární tepnou a okolím, a to díky zvýšení zeslabení rentgenového svazku a zvýšení Hounsfieldova čísla v cévě, kterou protéká krev s aplikovanou KL. Kontrastní látka se aplikuje intravenózním přístupem a je zapotřebí zvolit správné množství, koncentraci, rychlost podání a způsob správného načasování spuštění registrace dat, tak aby bylo dosaženo rovnoměrného rozložení v zobrazovaných cévách a co nejnižšího celkového aplikovaného množství do těla pacienta. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 133-145.)

1.6.1 Aplikace kontrastní látky

Jódová kontrastní látka se během tohoto vyšetření aplikuje intravenózně, tedy pomocí zavedené periferní kanyly přímo do krevního oběhu pacienta. Periferní kanyla je pacientovi zavedena před vyšetřením nejčastěji v místě loketní jamky punkcí vena basilica či vena cephalica, eventuelně do periferních žil níže na předloktí či hřbetu ruky. Při CT koronarografii je vhodné, pokud to stav pacientova žilního řečiště dovolí, provést aplikaci do pravé horní končetiny, jelikož při podání koncentrované kontrastní látky z levé horní končetiny se mohou objevit výrazné artefakty v obrazu okolo aortálního oblouku, což může ztížit hodnocení nejčastěji při vyšetření bypassů srdečních tepen, a to zejména LIMA-RIA. (Křivánková K., Jonszta T., 2012, s. 7-11.)

K zajištění žilního vstupu pro aplikaci kontrastní látky během CT koronarografie je zapotřebí minimálně 20G kanyla, která je během vyšetření napojena na vysokotlaký automatický injektor. Injektor zjišťuje podle navolených hodnot na ovládacím terminálu přesnou aplikaci zvoleného množství kontrastní látky požadovanou rychlostí a posléze

i umožňuje kontinuální proplach fyziologickým roztokem podle zvoleného aplikačního schématu. (Budoff J. M., Shinbane S. J., 2016, s. 133-145.) Autoři Baxa a Ferda doporučují použití kanyl i s větším průměrem nejlépe 18-16 G. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 26-27)

Alternativou k periferním žilním přístupům jsou centrální žilní katetry, midline, PICC katetry a podkožně zavedené PORTy. U těchto cévních přístupů je zapotřebí velké opatrnosti a je vždy potřeba ověřit jakou maximální rychlost a tlak jsou schopny pojmout v technických požadavcích jednotlivých výrobců. Nejčastěji výrobci uvádějí maximální rychlost 5 ml/s pro fyziologický roztok, což vzhledem k viskozitě jódových kontrastních látek a potřebě vysokých aplikačních rychlostí okolo 5-6 ml/s během CT koronarografie neumožňuje použití těchto centrálních žilních vstupů anebo je zapotřebí rychlost aplikace upravit, což může vést k tomu, že výsledné vyšetření bude horší kvality nebo nebude hodnotitelné. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 26-27)

1.6.2 Způsob načasování zahájení skenování po aplikaci kontrastní látky

Čas od zahájení aplikace kontrastní látky tlakovým injektorem do žilního řečiště pacienta po dosažení maxima denzity v cílových arteriích srdce je ovlivňován dvěma faktory. Prvním je rychlost aplikace, kterou lze fixně nastavit, a druhým činitelem je aktuální srdeční výdej vyšetřované osoby, což nelze ovlivnit. Proto je důležité pro správné načasování použít jednu ze dvou technik určení zahájení skenování: Test bolus anebo Bolus monitoring (někdy též bolus tracking nebo bolus triggering technika). (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 28-29)

Bolus Monitoring

Obdobně, jako tomu je u Test bolusu, je u CT koronarografie důležité zvolit si místo zájmu nejčastěji v ascendentní či descendentní aortě, kde je opakovanými nízkodávkovými skeny měřeno zeslabení rentgenového svazku. Rozdíl je ovšem v tom, že u této techniky se rovnou aplikuje celá dávka kontrastní látky a společně se zahájením aplikace pomocí injektoru se spouští na CT přístroji s několika sekundovým zpožděním i monitorace Hounsfieldových jednotek v místě zájmu. Jakmile hodnota dosáhne požadované hodnoty, CT přístroj automaticky najede do startovací polohy, upraví nastavení zobrazovacího systému, jako jsou hodnoty kV, mAs, kolimaci atd. a zahájí skenování vybrané oblasti hrudníku při CT koronarografii. Při nastavování hranice pro spouštění akvizice je potřeba vzít v úvahu, že pohyb vyšetřovacího lehátka a přenastavení systému zabere pár sekund, což u vyšetření koronárních tepen, kterými krev protéká rychle, může vést k nutnosti navýšení celkového množství aplikované kontrastní látky. Aby se vrchol nasycení kontrastní látkou v srdečních cévách udržel

déle je i zde bolus následován proplachem fyziologickým roztokem o stejné aplikační rychlosti jako u KL. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 133-145.)

Přesné nastavení zpoždění, hranice Hounsfieldových jednotek a místa, kde se měří zeslabení rentgenového svazku, se liší podle typu přístroje a cílové oblasti, kterou chceme vyšetřovat. Nejčastějším místem, kam se umísťuje monitorovací bod, jsou ascendentní nebo descendentní aorta a mezní hodnota se pohybuje standardně okolo 120 až 200 HU. Například pro 16řadý CT přístroj (Siemens Definition) u CT koronarografie je hranice nastavena na 160 HU. (Kerl J. M, et al., 2010, s. 530-537) U CT přístroje Lightspeed GE s 64 řadami detektorů, kde monitorovací místo bylo zvoleno neobvykle v levé srdeční komoře, je limit 150 HU s následujícím 6 s odpočtem před spuštěním registrace dat, během kterého se mění nastavení systému. Aplikační rychlost KL v tomto případě byla KL 5 ml/s. (Agliata G. et al., 2019, s. 753 -761) U rychlejších CT přístrojů může být hranice nastavena až na 200 HU při rychlosti aplikace KL 6 ml/s. (Qin J., et al., 2011, s. 193-197)

Test Bolus

Princip této metody stanovení cirkulačního času kontrastní látky a správného načasování zahájení skenovací sekvence spočívá v aplikaci nejprve malého množství kontrastní látky s proplachem fyziologickým roztokem. Tento bolus je monitorován ve zvolené oblasti u CT koronarografie nejčastěji v oblasti ascendentní nebo descendentní aorty, pomocí opakujících se skenů v krátkých intervalech. Výsledkem monitorování je křivka závislosti denzity na čase, podle které se následně určí nejvhodnější čas zpoždění zahájení skenování od počátku aplikace kontrastní látky do kanyly. Rizikem této metody je, že při následném podání většího množství KL při samotném vyšetření, může pacient a jeho kardiovaskulární systém zareagovat jinak než při menším testovacím množství. Také se tímto zvyšuje celkové množství aplikované jódové kontrastní látky o objem, který je podán během testovacího bolusu. (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 133-145.)

Množství kontrastní látky potřebné k testovacímu bolusu není přesně definováno, používá se od 4 do 15 ml kontrastní látky s následným proplachem fyziologickým roztokem o objemu 30 až 50 ml. Rychlost aplikace je u KL i následného proplachu stejná po celou dobu aplikace a doporučená rychlost je 5 ml/s. (Agliata G. et al., 2019, s. 753-761), (Kerl J. M, et al., 2010, s. 530-537), (Wichmann J. L., et al., 2015, s. 1112-1121)

Vzhledem k tomu, že zde akvizice dat může začít okamžitě a není potřeba počítat s časem, kdy se stroj přesouvá z pozice monitoringu do pozice pro samotné vyšetření a mění se celkové

nastavení zobrazovacího systému, je tato metoda hojně využívána u nových rychlejších CT přístrojů hlavně těch s dvěma zdroji záření, díky čemuž je možné výrazně snížit celkové množství aplikované kontrastní látky během vyšetření. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 28-29)

1.6.3 Kontrastní látky používané pro CT koronarografii a jejich množství

U všech CT vyšetření se v současnosti používají jódové kontrastní látky, CT koronarografii nevyjímaje. Zlatým standardem je aplikace neionických, monomerních přípravků, které jsou rozpustné ve vodě a z těla jsou vylučovány ledvinami. KL nejsou v lidském těle nijak metabolizovány a jednotlivé molekuly se distribuují v krevní plazmě a extracelulárním prostoru, proto jsou ideální právě pro intravenózní použití v zobrazovacích metodách. (Souhrn údajů o přípravku Iomeron, 2020, s. 1-15)

Jelikož se při CT koronarografii vyšetřují srdeční arterie, které mají relativně malý průměr, doporučuje se používat kontrastní látky o vyšších koncentracích v rozmezí 350-400 mg/ml jódu, tak aby bylo dosaženo co největšího kontrastu mezi krví v lumen cévy a okolím. Při aplikaci kontrastních látek s vysokou koncentrací je třeba věnovat pozornost vysoké viskozitě, která může při intravenózním podání způsobit nerovnoměrnou distribuci v krevní plazmě, což může negativně ovlivnit výsledné hodnocení. Vhodné je proto před samotným vyšetřením lahvičku s kontrastní látkou předehřát na fyziologickou teplotu těla, tak aby se viskozita tekutiny snížila na co nejnižší možnou míru. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 30-31)

Potřebné množství kontrastní látky u vyšetření CT koronarografie ovlivňuje několik faktorů a těmi jsou hlavně koncentrace jódu, rychlost aplikace, doba akvizice dat a také je zapotřebí přihlídnout k váze pacienta a typu CT přístroje. K jednoduchému výpočtu pro odhad potřebného množství lze využít základní poučku vynásobení hodnoty aplikační rychlosti a skenovacího času vybrané oblasti. Důležité pro udržení bolusu kontrastní látky v cílové oblasti je i následný proplach fyziologickým roztokem o stejné aplikační rychlosti jako u kontrastního bolusu. Nejčastěji se podané množství KL při CT koronarografii pohybuje v rozmezí 45 až 120 ml s následným proplachem fyziologickým roztokem o objemu 30 až 50 ml a rychlost aplikace je v rozmezí 3 až 6 ml/s, kdy platí, že čím je akvizice dat rychlejší, tím rychleji je zapotřebí bolus aplikovat. (Baxa J., Ferda J., 2012, s. 30-31)

Základní aplikační schéma je možné rozšířit i na tzv. třífázovou aplikaci, kdy se celková aplikace skládá ze tří bolusů a všechny tři po sobě kontinuálně následující bolusy jsou aplikovány po celou dobu aplikace stejnou rychlostí. V první části aplikace se podává pouze koncentrovaná kontrastní látka, která je následována mixem v poměru 30 % kontrastní látky

k 70 % fyziologického roztoku, což je dále v poslední fázi následováno bolusem pouze fyziologického roztoku. (Wichmann J. L., et al., 2015, s. 1112-1121) Konkrétní příklady aplikačních schémat při CT koronarografii jsou uvedeny v příloze č. 6.

1.7 Stanovení radiační zátěže u CT vyšetření

Při využívání zdrojů ionizujícího záření k diagnostice pacientů nejsou stanoveny limity, které by určovaly množství radiační zátěže, nicméně je povinností každého radiologického asistenta a lékaře u všech takovýchto vyšetření dosáhnout takové nejnižší možné dávky, jakou lze aplikovat při zachování optimální diagnostické výtěžnosti. Dále také existují národní a z nich vycházející místní radiologické standardy ke všem standardním CT vyšetřením, tedy i pro CT koronarografii, kde je stanovena předpokládané rozmezí hodnot radiační zátěže pro postavu dospělého 75 kg muže.

Přesné stanovení radiační zátěže pro konkrétního pacienta není úplně snadné, jelikož nejsme schopni zjistit míru ozáření uvnitř pacienta pomocí měření a vliv na celkovou dávku má i samotná hmotnost vyšetřovaného, typ vyšetření a volba skenovacích parametrů pomocí automatických systémů v CT přístroji. Proto se celková zátěž z vyšetření nejčastěji odhaduje pomocí zvolených veličin charakteristických pro CT vyšetření, nebo je možné využít specializovaných výpočetních softwarů, které obdržanou dávku stanoví pomocí zadaných parametrů pomocí specializovaného softwaru. Klíčové jsou parametry vyšetření jako je hodnota napětí a proudového množství na rentgence, celkový čas skenování, Dose-length Product (dále DLP) a Computed Tomography Dose Index (dále CTDI), jež jsou standardní součástí dávkového reportu a pomocí, kterých je možné odhadnout výslednou efektivní dávku z CT vyšetření. Zatím, co napětí a hodnota proudu jsou přesně dané technické parametry pro konkrétní typ vyšetření a rozměr pacienta, pro získání dalších parametrů $CTDI_{vol}$ a DLP je zapotřebí dalších výpočtů, které provádí CT přístroj. Možností, jak zjednodušeně odhadnout dávku pro konkrétního pacienta, je využití výpočtu pro Size-specific Dose Estimates pro CT podle reportu Americké společnosti fyziků v medicíně. (Súkupová L., 2018, s. 23-25)

1.7.1 Computed Tomography Dose Index

Samotná hodnota CTDI charakterizuje průměrnou absorbovanou dávku podél osy z v průběhu ozáření. Hodnota je měřena z jednoho axiálního skenu neboli jedné otáčky zobrazovacího systému, a je vypočítána z podílu celkové absorbované dávky a hodnoty kolimace rentgenového paprsku. (AAPM Report no. 96, 2008, s. 6-10)

CTDI respektive $CTDI_{100}$ získáme dozimetrickým měřením ve válcovém akrylovém fantomu, do kterého jsou umístěny tužkové ionizační komory. Válec má délku 10 mm a průměr 16 cm nebo 32 cm, kdy menší z nich slouží k simulaci vyšetření hlavy nebo dětí a větší simuluje skenování v oblasti těla dospělého člověka. Ve fantomu je umístěno celkem 5 těchto ionizačních komor, čtyři okolo vnějšího okraje a jedna centrálně. Na základě získaných hodnot $CTDI_{100}$ z jednotlivých komor a za pomoci koeficientu 0,87, který charakterizuje konverzní faktor pro převod hodnot měřených ve vzduchu na hodnoty pro měkké tkáně, je pak vypočítán vážený průměr $CTDI_w$ podle vzorce:

$$CTDI_w = 0,87 \times [1/3CTDI_{100,centrální} + 2/3CTDI_{100,periferní}]$$

V počátcích CT diagnostiky, kdy byly dostupné pouze přístroje se sekvenčním skenováním, byl tento výpočet dostačující, nicméně s příchodem moderních zařízení do praxe, které již umožňovaly spirální skenovací mód, bylo zapotřebí výpočet rozšířit i o hodnotu pitch faktoru, který charakterizuje vztah posunu stolu a otáčení rentgenky okolo pacienta. Jedná se o číslo vyjadřující podíl vzdálenosti, o kterou se posune vyšetřovací stůl za jednu otočku zobrazovacího systému v milimetrech, k celkové šířce jedné datové stopy. V případě multidetektorových CT přístrojů je místo datové stopy dosazen součin počtu paralelně nabíraných řezů a jejich tloušťky v milimetrech. Čím je hodnota vyšší, tím rychlejší je posun vyšetřovacího stolu s pacientem. Při hodnotě menší než 1, která odpovídá posunu stolu přesně o šířku paprsku za jednu otočku, dochází k překryvu datových stop tzv. *overlappingu* (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 33-45.), (Súkupová L., 2018, s. 124-133)

Pro CTDI rozšířený o pitch faktor se používá označení objemový neboli $CTDI_{vol}$ a výpočet se provádí podle vzorce:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch\ faktor}$$

Jednotkou veličiny $CTDI_{vol}$, která je standardní součástí dávkového protokolu z CT vyšetření, je mGy. Tato veličina je velice užitečný parametr, který charakterizuje dávku záření pro standardizovaný fantom, a díky tomu lze porovnávat hodnoty z různých CT přístrojů anebo vyšetření mezi sebou.

Nevýhodou je, že tento parametr nebere v potaz celkovou délku skenu a také velikost skenovaného pacienta, který nemá stejný rozměr jako měřený fantom. (AAPM Report no. 96, 2008, s. 6-10)

1.7.2 Size-specific Dose Estimates u CT vyšetření

Hodnota CTDI i DLP při jejich měření a výpočtu berou v potaz nastavení parametrů CT přístroje jako kV, napětí, kolimace, pitch faktor atd., ale neberou v úvahu individuální velikost pacienta. Přesný výpočet radiační zátěže pro konkrétního pacienta, lze provést pomocí speciálních softwarových programů například ImPACT (NHS, Velká Británie), které podle zvolených parametrů vyšetření a pacienta výslednou dávku vypočítají. Nicméně pro odhad radiační zátěže v každodenní praxi výpočet pomocí těchto programů není úplně praktický a snadno dostupný, proto Americká asociace fyziků v medicíně ve spolupráci s Mezinárodní komisí pro radiační jednotky a měření vydala dokument AAPM Report No. 204, který obsahuje návod, jak za pomoci jednoduchého výpočtu při využití $CTDI_{vol}$ a koeficientů pro pacienty o různých rozměrech a věku, odhadnout radiační zátěž pro konkrétní vyšetření a pacienta.

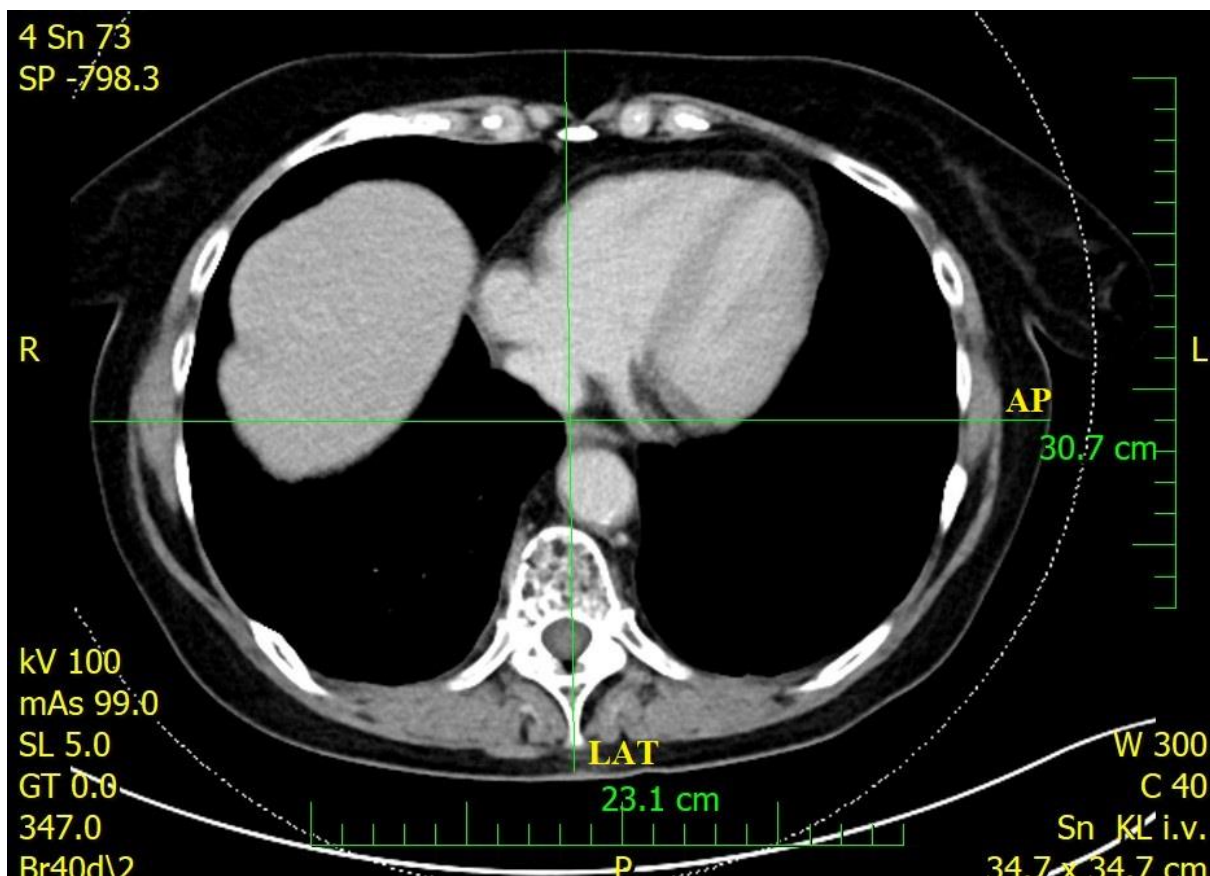
Jelikož hodnota $CTDI_{vol}$ je pro jednotlivé vyšetření přepočítávána pro referenční fantom, u pacientů například dětí nebo u dospělých s odlišnými rozměry, než je tento fantom tato hodnota může být výrazně nadhodnocena či podhodnocena. Parametr Size-Specific Dose Estimates (dále SSDE) má za cíl hodnotu $CTDI_{vol}$ upravit podle velikosti konkrétního pacienta. Výpočet této hodnoty vychází z výpočtu tzv. efektivního průměru pacienta (EP), který lze u pacienta stanovit díky znalosti předozadního (neboli AP) a bočního (neboli LAT) rozměru zjištěných měření z topogramu či axiálního řezu (viz. obrázek 2), pomocí následujícího vzorce:

$$EP = \sqrt{AP \times LAT}$$

Výpočet pomocí efektivního průměru byl zvolen záměrně, jelikož oba typy fantomů pro výpočet $CTDI_{vol}$ jsou kruhového průměru a díky tomu lze obě hodnoty porovnat a využít k výpočtu SSDE. Samotné SSDE lze vypočítat podle vzorce:

$$SSDE = f \times CTDI_{vol}$$

Kdy f je konverzní faktor, který je přiřazen pro konkrétní efektivní průměr pacienta, a jeho hodnoty jsou pro velkou část dětských i dospělých pacientů uvedeny v tabulce Table 1 tohoto AAPM reportu no. 204 na s. 10-13. Jedná se o bezrozměrné číslo a výsledná hodnota SSDE má tím pádem shodnou jednotku jako CTDI tedy mGy. Tyto faktory byly vypočteny a ověřeny čtyřmi nezávislými skupinami fyziků, a dokonce tabulka obsahuje faktory i pro případy, kdy lze v CT vyšetření zjistit pouze jednu z hodnot AP nebo LAT, čímž značně usnadňuje odhad dávky pro konkrétního pacienta bezprostředně po vyšetření, či dokonce ještě před samotným



Obrázek 2 Ukázka měření AP a LAT rozměrů pacienta z axiálního řezu při CT vyšetření v oblasti hrudníku (Zdroj: PACS FN Ostrava)

vyšetřením, jelikož většina současných CT přístrojů umožňuje odhad $CTDI_{vol}$ pro zvolený typ a parametry vyšetření i před zahájením skenování. (AAMP report no. 204, 2011, s. 1-26)

Nevýhodou SSDE je, že jej nelze použít pro výpočet hodnoty DLP a efektivní dávky pomocí k konverzních faktorů pro jednotlivé oblasti těla. Není proto zatím moc využívaným parametrem pro stanovení radiační zátěže, nicméně některé studie s využitím tohoto parametru již lze dohledat. (AAMP report no. 204, 2011, s. 1-26) Dokonce se objevují i studie zkoumající možnost využití SSDE ve stanovení radiační zátěže s ohledem na rozměr pacientů přímo u CT koronarografie. Podle prvních výsledků je SSDE hodnoceno jako komplementární parametr k $CTDI_{vol}$, který lépe určuje dávku záření pro konkrétní velikost pacienta a lze je využít pro výpočet před i po vyšetření. (Kidoh M. et al, 2015, s. 205-211)

1.7.3 Dose-length Product

Dose-length Product (dále DLP), jak tento anglický název napovídá, bere v potaz i parametr délky vyšetření v ose z, který má svůj podíl na výslednou aplikovanou dávku záření při CT vyšetření. Základem pro výpočet DLP je znalost $CTDI_{vol}$ a délky skenu v cm, díky čemuž nejčastěji používanou jednotkou je $mGy \cdot cm$ a vzorec pro výpočet hodnoty je následující:

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{délka skenu}$$

Hodnota DLP je v současnosti běžnou součástí dávkového protokolu z CT vyšetření a díky její znalosti je následně možné lépe stanovit například efektivní dávku z vyšetření. Nevýhodou tohoto parametru, jelikož vychází z hodnoty $CTDI_{vol}$ je, že ani tento dozimetrický parametr neobsahuje informaci o rozměrech pacienta, nicméně jeho hodnota odráží celkovou absorbovanou energii rentgenového záření a tím pádem vyjadřuje potenciální biologický efekt CT vyšetření. (AAPM Report no. 96, 2008, s. 6-10), (Budoff J. M., Shinbane S. J, 2016, s. 33-45.)

1.7.4 Efektivní dávka

Efektivní dávka (dále ED) vyjadřuje míru ozáření lidského těla, jelikož při jejím výpočtu zahrnuje i míru ozáření jednotlivých orgánů a jejich radiosenzitivitu. Lze podle ní stanovit pravděpodobnost výskytu stochastických účinků záření a tím umožňuje porovnání jednotlivých metod mezi sebou z hlediska radiační zátěže, například porovnání CT koronarografie, selektivní koronarografie a vyšetření srdce pomocí metod nukleární medicíny. (Súkupová L., 2018, s. 159-160)

V základu se efektivní dávka vypočítá, jako suma všech součinů ekvivalentních dávek s tkáňovým váhovým faktorem ze všech orgánů, které byly při daném vyšetření ozářeny. Jednotkou ED je Sievert (Sv). V rentgenové diagnostice se pohybujeme v nižších řádech, proto se zde používají jednotky miliSieverty (mSv). (AAPM Report no. 96, 2008, s. 11-13)

U CT vyšetření základní výpočet nelze z mnoha důvodů jednoduše použít. Proto ke stanovení efektivní dávky je zapotřebí využít některý ze softwarových programů, například CT-Expo, ImPACT CT nebo ImpactDose, které pomocí zadaných parametrů jako jsou CT přístroj, typ vyšetření, napětí, elektrické množství, doba rotace, kolimace, pitch faktor a u některých i $CTDI_{vol}$, DLP a výška a váha pacienta, vypočtou nejčastěji pomocí Monte Carlo simulací odhad efektivní dávky. (Súkupová L., 2018, s. 161-170)

Pro stanovení ED existuje i druhý způsob, a to využití výpočtu za pomoci definovaných konverzních faktorů (k) pro jednotlivé oblasti těla a hodnoty DLP z dávkového reportu podle vzorce:

$$ED = DLP \times k$$

Konverzní faktory se pro jednotlivé oblasti a pohlaví mezi sebou liší, postupem času se také i upravuje jejich hodnota na základě nových poznatků. Například konverzní faktor pro hrudník, který se používá při výpočtu efektivní dávky při CT koronarografii, kdy podle Evropských guidelines pro kritéria kvality při CT z roku 2000 byla jeho hodnota $k=0,017$ mSv/mGycm (Bongratz G. et al, 2000, s. 65-69). Následně tento koeficient byl v roce 2004 upraven na základě revize tkáňových váhových faktorů na novou hodnotu, kterou posléze přijala i Americká asociace fyziků v medicíně a aktuálně je pro hrudník $k=0,014$ mSv/mGycm (AAPM Report no. 96, 2008, s. 11-13).

Nevýhodou využití tohoto konverzního faktoru u CT koronarografie je to, že nebere v potaz EKG synchronizaci a pohlaví, které podle studie Kobayashiho M. et al. mají výrazný vliv na efektivní dávku. Podle jeho zjištění je dávka, kterou obdrží mužský fantom oproti ženskému až o 25 % menší. Dále také zjistil výrazný rozdíl mezi CT koronarografií u pacienta se srdeční akcí 60 tepů/min, kde byla efektivní dávka 4,66 mSv, a u srdeční akce 90 tepů/min, kde průměrná efektivní dávka dosáhla hodnoty 33,43 mSv. Ve studii porovnával i konverzní faktor pro hrudník se speciálním faktorem pro CT koronarografii o hodnotě $k=0,031$ mSv/mGycm, který použil ze studie z roku 2010 od Einsteina et al., a tento konverzní faktor podle jeho měření více odpovídá výsledné efektivní dávce z CT koronarografie. (Kobayashi M. et al., 2016, s. 342-356)

Podle studie od autorů Trattner et al. z roku 2018, kde byly porovnány jednotlivé CT protokoly pro koronarografii na 12 přístrojích, je zapotřebí stanovit různé konverzní faktory pro různé typy skenovacích módů s EKG synchronizací. Doporučují alespoň zavedení konverzního faktoru přímo pro CT koronarografii, jelikož podle jejich měření použití hodnoty pro hrudník efektivní dávku podhodnocuje o 46 %. Pro protokoly s retrospektivní EKG synchronizací doporučuje $k=0,0252$ mSv/mGycm a hodnotu $k=0,0272$ mSv/mGycm pro výpočet ED u prospektivní EKG synchronizace. V praxi je nicméně stále využíván konverzní faktor pro hrudník, což v případě porovnání dvou CT přístrojů nehraje zásadní roli. Problém ovšem nastává, když je zapotřebí porovnat CT koronarografii s jinou vyšetřovací metodou, než je CT. Proto s přibývajícím daty je pravděpodobné, že dojde k revizi doporučení a do budoucna se

zřejmě zavedou k faktory určené speciálně pro CT koronarografii. (Trattner S. et al., 2018, s. 64-74)

1.8 Shrnutí teoretických východisek

Z vyhledaných zdrojů, které byly použity pro přípravu teoretické části vyplývá, že CT koronarografie zaujímá nezpochybnitelné místo v diagnostice neakutní ischemické choroby srdeční, ale také hraje významnou roli ve sledování pacientů se srdečními bypassy a zavedenými stenty v koronárních arteriích. Jedná se o rychlou neinvazivní metodu zobrazování srdečních tepen a jde o možnou alternativu k vyšetření klasickou selektivní koronarografií, která je nicméně stále zlatým standardem v diagnostice akutních ischemické choroby srdeční, zejména díky tomu, že tento výkon lze dále v jedné době rozšířit i o terapeutickou část, kdy je zároveň odstraněna příčina zúžení či okluze tepny.

Díky kontinuálnímu technickému vývoji nových technologií v oblasti výpočetní tomografie a značnému rozšíření dostupnosti CT přístrojů v klinické praxi se z CT koronarografie stalo relativně dobře dostupné vyšetření. K ke správnému provedení je nicméně zapotřebí dobré načasování akvizice dat, správná aplikace jódové kontrastní látky a také volba vhodného CT protokolu a způsobu EKG synchronizace podle typu CT přístroje, srdeční akce pacienta a indikace k vyšetření.

V praxi se v současnosti můžeme setkat s třemi typy CT přístrojů, které se využívají pro angiografii srdečních tepen. Jedná se o multidetektorový jedno-zdrojový typ, v současné době v rozpětí 16 a více řad detektorů. Druhým typem je také jedno-zdrojový CT přístroj s obdobnou konstrukcí, ale s tzv. širokým detektorem s 320 řadami detektorů a schopností zobrazit celý objem srdce během jedné rotace, díky celkové šířce detektoru až 15 cm. Třetím typem CT přístroje vhodným k provedení CT koronarografie je dvou-zdrojový model, který v gantry obsahuje dvě sady rentgenek a k nim protilehlé detektory o 32, 64 či 192 řadách detektorů, kdy toto konstrukční řešení umožňuje snížit časovou rozlišovací schopnost, která je velmi důležitá pro zobrazení srdce a jeho tepen.

Jelikož je srdce pohyblivý orgán, kdy rychlost a frekvenci jeho pohybu není pacient schopen vůlí ovlivnit, je zapotřebí během vyšetření zapojit i EKG synchronizaci, která funguje dvěma způsoby, buďto v prospektivním nebo retrospektivním modu.

První možností je retrospektivní EKG triggering, kdy podle získané křivky jsou výsledná data přepočítávána ve zvolené části srdečního cyklu, nejčastěji v diastole, zpětně a náběr dat probíhá v průběhu několika celých srdečních cyklů s plnou dávkou záření. U tohoto módu je

možné celkovou dávkou záření u vybraných pacientů s nižší a pravidelnou srdeční frekvencí snížit za pomoci modulace proudového množství již v průběhu samotného skenování podle aktuální EKG křivky pacienta. Hodnoty mAs na rentgence, nejčastěji mimo oblast diastoly, se výrazně sníží, čímž sice dojde k zhoršení kvality obrazu v čase systoly, kdy jsou srdeční tepny nejvíce v pohybu a zpravidla není zapotřebí získat daty vysoké kvality. Tímto se zredukuje celková aplikovaná dávka záření na pacienta. U obou módů je možné zpětně provést přepočtení obrazu i v jiné části srdečního cyklu, což je s výhodou u rychlých či nepravidelných srdečních akcích, kde je vyšší riziko výskytu pohybových artefaktů.

Druhou možností je prospektivní EKG hradlování, kdy na základě srdeční křivky je dopředu zvolen úsek srdečního cyklu, i zde je to nejčastěji diastola, kde probíhá náběr dat a mimo tuto oblast není záření aplikováno. Tohoto způsobu lze využít u sekvenčního skenovacího módu, např. u CT přístrojů s širokým detektorem anebo u skenovacího módu s vysokou hodnotou pitch faktoru, a to hlavně u dvou zdrojových CT přístrojů. Oproti retrospektivní synchronizaci, lze tento způsob použít u pacientů s nízkou a pravidelnou srdeční frekvencí a po akvizici dat již nelze získat obrazy z jiné části srdečního cyklu. Celková dávka záření je zde ovšem výrazně nižší.

Další možností, jak ovlivnit frekvenci a EKG křivku, je aplikace betablokátorů v různých aplikačních schématech někdy i v kombinaci s nitráty před vyšetřením, které mají za cíl zpomalit srdeční frekvenci a zlepšit kvalitu zobrazení koronárních arterií.

S výrazným nárůstem všech CT vyšetření se výrazně zvýšil podíl této radiodiagnostické metody na celkové radiační zátěži obyvatel z medicínských zdrojů. Cílem vývoje v této oblasti je snižování radiační zátěže na co nejnížší možnou míru a zvyšování kvality obrazu na maximum. Co se týká oblasti vyšetřování srdečních tepen, zlepšování kvality a snižování radiační zátěže se děje pomocí zavedení lepších výpočetních metod, detektorů a zkracování délky vyšetření. Současné studie porovnávající starší typy přístrojů s novými tento trend snižování efektivní dávky i dokazují, ovšem vždy záleží na konkrétních podmínkách nastavení skenovacích parametrů.

Velká část provedených studií porovnává radiační zátěž různých CT strojů mezi sebou často souhrnně pro všechny možné vyšetřovací módy najednou anebo jen vyšetřovací protokoly pro CT koronarografii na jednom zařízení. Na základě shrnutí všech teoretických znalostí v oblasti CT koronarografie, byla formulována následující výzkumná otázka: Je celková

radiční zátěž pacientů při CT koronarografii s retrospektivní EKG synchronizací na CT přístroji s dvěma zdroji záření nižší než na jednozdrojovém CT zařízení?

2. Metodika výzkumu

Celé šetření k diplomové práci bylo provedeno formou retrospektivního kvantitativního výzkumu. Byla použita data z obrazového archivu a radiologického informačního systému pracoviště CT 1, které spadá pod Ústav radiodiagnostický Fakultní nemocnice v Ostravě. Z archivů byla získány informace o demografické struktuře pacientů, kteří ve zvoleném období podstoupili vyšetření CT koronarografie, dále byly použity údaje o hodnotách charakterizující radiační zátěž pacienta z tohoto vyšetření.

Výzkumné šetření bylo schváleno Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci (příloha č. 1) a také byl udělen souhlas Fakultní nemocnice v Ostravě s nahlédnutím do archivu a použitím dat pracoviště CT 1 (příloha č. 2)

2.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Výzkumným cílem práce je porovnat míru radiační zátěže při CT koronarografii s retrospektivní EKG synchronizací na CT přístroji s jedním zdrojem záření a CT přístroji s dvěma zdroji záření. Míra radiační zátěže u CT vyšetření se stanovuje pomocí parametrů v dávkovém protokolu z vyšetření, který se ukládá společně s výslednými obrazy do PACS. Konkrétně se jedná o hodnoty $CTDI_{vol}$ a DLP, ze kterých se posléze vypočítává hodnota efektivní dávky a SSDE. Na základě vymezení hlavního cíle se odvíjí dílčí cíle diplomové práce.

Cíl 1: Zjistit, zda se hodnota DLP u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H1a: Hodnota DLP je u obou typů přístrojů při CT koronarografii shodná.

H1b: Hodnota DLP je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Cíl 2: Zjistit, zda se hodnota $CTDI_{vol}$ u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H2a: Hodnota $CTDI_{vol}$ je u obou typů přístrojů při CT koronarografii shodná.

H2b: Hodnota $CTDI_{vol}$ je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Cíl 3: Zjistit, zda se hodnota efektivní dávky u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H3a: Hodnota efektivní dávky je u obou typů přístrojů při CT koronarografii shodná.

H3b: Hodnota efektivní dávky je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Cíl 4: Zjistit, zda se hodnota SSDE u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H4a: Hodnota SSDE u obou typů přístrojů při CT koronarografii se od sebe neliší.

H4b: Hodnota SSDE je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

2.2 Charakteristika zkoumaného souboru

Výzkumný soubor tvořili pacienti, kteří podstoupili vyšetření CT koronarografie na pracovišti CT 1 Fakultní nemocnice v Ostravě (dále FNO). Dle požadavků pracoviště všichni pacienti zařazení do souboru před vyšetřením podepsali informovaný souhlas s CT vyšetřením a na vyšetření byli odesláni indikujícím lékařem s řádně vyplněnou žádankou. Do zkoumaného souboru nebyli zařazení pacienti, kteří nesplňovali podmínky pro indikaci k CT koronarografii, o které rozhodl odesílající lékař a ověřena byla i lékařem radiologem. Jako vylučovací kritéria jsou použity i kontraindikace k CT, což jsou těhotenství, případná alergie na jód a kontrastní látky u pacientů bez případné premedikace, ledvinné selhání a tyreotoxikóza.

Jelikož na původním CT s jedním zdrojem záření byli pacienti vyšetřováni pouze pomocí protokolů s retrospektivní EKG synchronizací buď protokolem bez nebo s modulací proudového množství během srdečního cyklu, byli i do souboru pacientů z CT přístroje s dvěma zdroji záření zařazení pouze ti pacienti, kteří byli vyšetřeni pomocí dvou obdobných protokolů s retrospektivní EKG synchronizací v módu s a bez modulace proudového množství a pacienti vyšetřeni protokoly využívající prospektivní EKG triggering nebyli do výzkumného souboru zařazení.

Pro datový soubor charakterizující přístroj s jedním zdrojem záření, a to konkrétně 128řadý CT Somatom Definition Siemens, bylo zvoleno vyhledávací období od 1. 3. 2017 až 28. 2. 2018 a obdobně pro CT přístroj s dvěma zdroji záření, konkrétně 2x192řadý Somatom Force Siemens, bylo zvoleno období 1.3.2019 až 28.2.2020. Zvolená období ne sebe nenavazují, jelikož v mezičase probíhala na pracovišti CT 1 rekonstrukce a výměna CT přístrojů. Proto byly zvoleny právě tyto období charakterizující dobu, kdy na pracovišti probíhal již standardní provoz, během, kterého byly v programu zařazeny i CT koronarografie.

2.3 Metoda sběru dat

Sběr dat probíhal zpětnou analýzou archivu radiologického informačního systému a obrazového archivačního systému PACS na vybraném pracovišti výpočetní tomografie Radiodiagnostického Ústavu FNO, který funguje na rozhraní programu xVision View. Z archivu byli vybráni pacienti ze dvou zvolených období, kteří podstoupili vyšetření CT koronarografie provedené pomocí protokolů s retrospektivní EKG segmentací.

Provedení vyšetření CT koronarografie na pracovišti ve Fakultní nemocnici Ostrava:

Příprava pacienta a průběh vyšetření CT koronarografie byla u obou typů přístrojů shodná. Znamená to tedy, že pacienti před vyšetřením po dobu minimálně 4 hod nesměli přijímat pevnou stravu a mohli pít pouze čiré tekutiny. Dále kromě řádně vyplněné žádanky, také museli mít vyšetřenu hladinu kreatininu v krvi pro kontrolu funkce ledvin.

Před vyšetřením si pacient odložil veškeré svršky a šperky z oblasti hrudníku a poté byl uložen na vyšetřovací lehátko CT přístroje v pozici na zádech s hlavou směřující do gantry. Poté mu byla zavedena 20G kanyla do periferní žíly vpravo v loketní jamce. Pokud to stav žilního řečiště nedovoloval, byla zavedena kanyla do jiné žíly například na předloktí nebo hřbetu ruky. Na přední stranu hrudníku byly pacientovi nalepeny EKG svody podle doporučení evropské verze IEC (vydané Mezinárodní elektrotechnickou komisí). (Force návod k použití, 2017-2018, s. 149-230.) Následně se pacient podle pokynů personálu zkusil několikrát nadechnout a zadržet dech, aby se zkontrolovala přilnavost svodů a rychlost srdeční akce v nádechu.

Poté byl pacient umístěn do CT přístroje tak, aby oblast srdce byla umístěna v izocentru, a zavedená kanyla byla napojena na tlakový injektor, kterým je během vyšetření aplikována kontrastní látka. Pro CT koronarografii se na tomto pracovišti vždy používá jódová kontrastní látka Iomeron 400 mg/l (Bracco Imaging Deutschland GmbH, Německo) následovaná bolusem fyziologického roztoku. Pro spuštění nahrávání dat se na obou typech přístrojů využívá

Bolus Tracking metoda s monitorací v místě ascendentní aorty. Přesné množství aplikované kontrastní látky a fyziologického roztoku pro tyto dva přístroje jsou uvedeny v příloze č. 7. Po vyšetření s aplikací KL intravenózně pacient čeká v prostoru recepcce pod zdravotním dohledem.

Pro vyšetření CT koronarografie byly u obou přístrojů použity dva módy retrospektivní EKG synchronizace s a bez modulace mAs. Protokol bez modulace proudového napětí byl použit u pacientů se srdeční akcí nad 75 tepů/min, u nepravidelného srdečního rytmu nebo v případech, kdy bylo zapotřebí získat i funkční složku z celého srdečního cyklu. Přehled technických parametrů pro jednotlivé CT přístroje a módy EKG synchronizace viz příloha č. 6.

Vyhledávání dat z archivačního systému PACS:

Z PACSu byli pomocí zadaných kritérií vybráni pacienti, kteří byli vyšetřeni pomocí protokolu CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací s modulací či bez modulace proudového množství ve zvolených časových úsecích. Ze záznamu vyšetření v obrazovém archivu byl použit údaj o věku, pohlaví a průměrné srdeční frekvenci během vyšetření. Podle souřadnic polohy vyšetřovacího ležátka byla vypočítána délka vyšetření v ose z.

Dále z uloženého plánovacího skenu byla změřena šířka hrudníku ve středu vyšetřované oblasti označena jako AP rozměr, viz. obrázek 3, podle kterého byl v dokumentu AAPM Report no.204 (tabulka 1C, s. 10-11.) dohledán konverzní faktor f , který byl využit pro přepoččet



Obrázek 3 Měření AP rozměru z topogramu při CT koronarografii (Zdroj: PACS FN Ostrava)

hodnoty $CTDI_{vol}$ na hodnotu SSDE podle vzorce: $SSDE = CTDI_{vol} \times f$. Pro chybějící hodnoty v tabulkách dokumentu byla dosazena průměrná hodnota 33,3 mGy, která byla vypočítána jako průměr ze všech naměřených hodnot u pacientů, pro které lze dohledat konverzní faktory pro hrudník v dokumentu AAPM Report no.204 (tabulka 1C, s. 10-11.).

V PACSu je uložen dávkový report pro každé CT vyšetření včetně CT koronarografií, ze kterého byly získány hodnoty $CTDI_{vol}$ a DLP. Pomocí hodnoty DLP byla vypočítána výsledná efektivní dávka z vyšetření, a to pomocí vzorce: $E = DLP \times k$, kdy $k=0,014$ mSv/mGycm (AAPM Report no. 96, 2008, s. 11-13), což je koeficient pro výpočet efektivní dávky pro CT vyšetření hrudníku, kam spadá i CT koronarografie. Ukázky dávkového reportu pro oba CT přístroje viz. obrázek 4.

Vyhledávání dat v radiologickém informačním systému:

Podle získaných identifikačních údajů o vyšetření byla v radiologickém informačním systému dohledána žádanka k vyšetření. Z žádanky k vyšetření byly ověřeny údaje o věku a pohlaví pacienta a ověřena indikace k CT koronarografii.

Total mAs 8575		Total DLP 1606 mGycm						
	Scan	kV	mAs / ref.	$CTDI_{vol}^*$ mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm	
Patient Position H-SP								
Topogram	1	120	35 mA	0.13 L	6	4.9	0.6	
PreMonitoring	2	120	20	0.95 L	1	0.3	10.0	
Contrast								
Monitoring	3	120	20	16.19 L	16	0.3	10.0	
CorCTA	20	120	153 / 160	46.04 L	1583	0.3	0.6	

Obrázek 4 Dávkový report z CT koronarografie provedené na přístroji CT Somatom Definition AS+ (Zdroj: PASC FN Ostrava)

Obrázek 5 Dávkový report z vyšetření CT koronarografie provedené na přístroji CT Somatom FORCE

(Zdroj: PASC FN Ostrava)

Total mAs 12180		Total DLP 835 mGycm						
	Scan	kV	mAs / ref.	$CTDI_{vol}^*$ mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm	
Patient Position H-SP								
Topogram	1	Sn100	74 mA	0.01 L	0.4	2.3	0.6	
PreMonitoring	2	100	23	0.65 L	0.6	0.25	10.0	
Contrast								
Monitoring	3	100	23	0.65 L	0.6	0.25	10.0	
DS_CorCTABi	4 D	80	505 / 428	49.69 L	833.5	0.25	0.6	
Medium	Type		Iodine Conc. mg/ml	Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio		
Contrast			0	0	0.0	100%		
Saline				0	0.0			

2.4 Realizace výzkumu

Po výběru tématu CT koronarografie byla provedena rešerše současných poznatků k tomuto tématu v odborné literatuře a recenzovaných zdrojích. Na podkladu této rešerše byl stanoven výzkumný cíl a jednotlivé dílčí cíle diplomové práce. Při naplánování bylo rozhodnuto o použití retrospektivního kvantitativního přístupu k výzkumu. Dále byla stanovena kritéria a způsob výběru pacientů pro datový soubor.

Pro výzkumné šetření bylo zvoleno pracoviště výpočetní tomografie CT1 Radiodiagnostického ústavu Fakultní nemocnice v Ostravě, kde sama pracuji a podílím se na provádění CT koronarografií v pozici radiologického asistenta. Nejprve bylo požádáno o souhlas se získáním dat z tohoto pracoviště a této žádosti bylo vedením nemocnice vyhověno viz. příloha č. 2. Společně se souhlasným stanoviskem nemocnice byla podána žádost k Etické komisi Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci, která rovněž vydala souhlasné stanovisko k realizaci výzkumného šetření, viz. příloha č. 1.

2.5 Metoda zpracování dat

Získaná data byla anonymizována a zapsána do programu Microsoft Office – Excel pro Microsoft 365 MSO. Ke statistickému zpracování byl použit program STATISTICA.PRO (TIBCO Statistica Ultimate Academic).

Demografické údaje jako je věk, pohlaví, průměrná tepová frekvence a jejich zastoupení v použitých vyšetřovacích protokolech byly zpracovány pomocí četnostních tabulek. Pro ověření hodnot AP rozměru hrudníku a délka vyšetření v ose z, které mají vliv na výslednou dávku záření, byly použity neparametrické metody Mann-Whitney U-Test a Kruskal-Wallisova analýza rozptylu, jelikož tyto proměnné nevykazují normální rozložení. Hladina signifikace pro tyto statistické testy byla stanovena na 0,05. Při porovnání hodnot CTDIvol, DLP a efektivní dávky mezi CT přístroji s jedním a dvěma zdroji nebylo zjištěno normální rozložení proměnných a tudíž pro ověření těchto hypotéz byly použity neparametrické statistické metody Mann-Whitney a Kruskal-Wallisova analýza rozptylu s hladinou signifikace 0,05. Pro porovnání všech čtyř typů vyšetřovacích protokolů byla použita neparametrická Kruskal-Wallisova analýza a výsledky byly ověřeny post-hoc testem podle Scheffra. Pro hypotézu porovnávací hodnotu SSDE byl použit parametrický výpočet pomocí Studentova t-testu s hladinou signifikace 0,05 a analýza rozptylu, jelikož rozložení těchto hodnot vykazuje normální distribuci.

3. Výsledky

3.1 Demografický charakter datového souboru

Do výzkumného souboru bylo celkem zařazeno 279 pacientů, kteří podstoupili CT koronarografii a z toho 103 jich bylo vyšetřeno na 128řadém CT přístroji Siemens Somatom Definition s jednou rentgenkou a 176 vyšetření podstoupilo na zařízení s dvěma rentgenkami na 2 x 192řadém CT Siemens Somatom Force. Přesné počty mužů a žen a jejich rozdělení mezi stroje a typy protokolů jsou uvedeny v tabulce 2 a 3.

Průměrný věk všech účastníků výzkumného šetření je 59,1 let a medián je na hodnotě 61 let. Nejmladšímu pacientovi, který byl do studie zařazen bylo 14 let a nejstaršímu 85 let, další přesné rozložení věkové struktury podle jednotlivých CT přístrojů a protokolů je uvedeno v tabulkách 4 a 5.

Tabulka 2 Zastoupení pohlaví podle typu CT přístroje

	CT S 1 ZDROJEM ¹	CT S 2 ZDROJÍ ²	CELKEM
MUŽI	55	84	139
ŽENY	48	92	92
CELKEM	103	176	279

Tabulka 3 Zastoupení pohlaví podle zvoleného vyšetřovacího protokolu

	PROTOKOL 1 ³	PROTOKOL 2 ⁴	PROTOKOL 3 ⁵	PROTOKOL 4 ⁶
MUŽI	30	25	38	46
ŽENY	30	18	50	42
CELKEM	60	43	88	88

¹ CT Somatom Definition AS+, Siemens

² CT Somatom Force, Siemens

³ CT přístroj s 1 zdrojem s retrospektivní EKG synchronizací s modulací mAs

⁴ CT přístroj s 1 zdrojem s retrospektivní EKG synchronizací bez modulací mAs

⁵ CT přístroj s 2 zdroji s retrospektivní EKG synchronizací s modulací mAs

⁶ CT přístroj s 2 zdroji s retrospektivní EKG synchronizací bez modulací mAs

Tabulka 4 Rozložení věkové struktury mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	58,1	59,8
MEDIÁN	61	61
MINIMUM	17	14
MAXIMUM	85	82
SD⁷	14,5	12,9

Tabulka 5 Rozložení věkové struktury mezi vyšetřovacími protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	56,5	60,5	60,0	59,7
MEDIÁN	58	63	61	62
MINIMUM	17	17	17	14
MAXIMUM	85	78	82	78
SD⁸	15,0	13,7	12,8	12,7

3.2 Vyhodnocení zkoumaných parametrů radiální zátěže při CT koronarografii

Mezi parametry, které mají významný vliv na volbu vyšetřovacího protokolu, a tím pádem i na celkovou radiální zátěž, patří tepová frekvence a rozměry pacienta. Jelikož výška a váha nebyla u velké části pacientův zpřístupněném archivu elektronických žádanek v době vyhledávání dat k výzkumnému šetření přístupná, jsou částečně nahrazeny použitím AP rozměru hrudníku. Přehled jednotlivých hodnot tepových frekvencí a AP rozměrů pro jednotlivé CT přístroje a vyšetřovací protokoly je v tabulkách 6 až 9. V získaných hodnotách se ukazuje skutečnost, že u protokolů (Protokol 1 a 3) s modulací mAs během srdečního cyklu u obou CT přístrojů je tepová frekvence nižší oproti protokolů bez modulace

⁷ SD... směrodatná odchylka

⁸ SD... směrodatná odchylka

proudového množství (protokol 2 a 4), jelikož protokoly bez modulace hodnoty mAs během srdečního cyklu jsou vhodné pro vyšetřování u pacientů s vyšší tepovou frekvencí nebo u pacientů s nepravidelným srdečním rytmem.

Z naměřených AP rozměrů hrudníku lze pozorovat, že průměrné hodnoty se u jednotlivých přístrojů a protokolů výrazně neliší, což potvrdila i provedená statistická analýza, kde pro ověření dat pro jednotlivé CT přístroje podle neparametrické metody Mann-Whitney U-testu není mezi naměřenými hodnotami signifikantní rozdíl a taktéž i neparametrická metoda Kruskal-Wallisova analýza pro ověření dat u jednotlivých vyšetřovacích protokolů potvrdila, že neexistuje signifikantní rozdíl mezi daty u jednotlivých skupin. Oba statistické testy byly provedeny s hladinou signifikance 0,05 a při porovnání CT přístrojů byla zjištěna p-value 0,19755 a pro jednotlivé protokoly je hodnota p-value 0,194, jsou obě tedy větší než zvolená hladina signifikance. Jelikož rozměry pacientů a jejich zastoupení ve zkoumaných souborech jsou shodné, výsledná radiační dávka je takto ovlivněna stejným způsobem u všech protokolů a přístrojů v této studii.

Tabulka 6 Hodnoty tepové frekvence (tepů/min) podle jednotlivých CT přístrojů

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	68	71
MEDIÁN	67	69
MINIMUM	42	38
MAXIMUM	114	132
SD	15	15

Tabulka 7 Hodnoty tepové frekvence (tepů/min) podle jednotlivých vyšetřovacích protokolů

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	61	77	64	77
MEDIÁN	62	72	62	75
MINIMUM	42	56	38	40
MAXIMUM	82	114	111	132
SD	9	16	14	14

Tabulka 8 Hodnota AP rozměru hrudníku (cm) a její distribuce mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	37,1	37,7
MEDIÁN	36	37
MINIMUM	28	27
MAXIMUM	54	56
SD	5,4	4,9

Tabulka 9 Hodnota AP rozměru hrudníku (cm) a její distribuce mezi vyšetřovacími protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	37,2	36,9	36,9	38,5
MEDIÁN	36	35	37	38
MINIMUM	28	28	27	28
MAXIMUM	54	49	47	56
SD	5,6	5,4	4,2	5,4

Dalším parametrem, který může ovlivnit výslednou dávku záření během CT vyšetření je délka skenování podél osy z, jejíž hodnoty jsou zobrazeny v tabulkách 10 a 11. Průměrná délka vyšetření v ose z se u všech protokolů pohybovala okolo 15 cm a mezi jednotlivými přístroji není v délce skenování rozdíl. Což potvrdila i statistická neparametrická metoda Mann-Whitney U-test pro porovnání rozložení dat mezi CT přístroji a Kruskal-Wallisova analýza rozptylu pro porovnání hodnot u jednotlivých vyšetřovacích protokolů. U obou statistických testů byla zvolena hladina signifikace 0,05. Jelikož při porovnání CT přístrojů je výsledná p-value 0,594 a při porovnání protokolů je p-value 0,915 a obě hodnoty jsou větší než hladina signifikance, není tedy mezi jednotlivými skupinami významný statistický rozdíl, což se týče délky vyšetření v ose z, je výsledná radiační zátěž u jednotlivých skupin ovlivněna stejnou měrou.

Tabulka 10 Délka vyšetření v ose z (cm) a distribuce její hodnoty mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	15,5	15,5
MEDIÁN	15	15
MINIMUM	9,9	9,9
MAXIMUM	29,7	27,9
SD	3,2	2,9

Tabulka 11 Délka vyšetření v ose z (cm) a distribuce její hodnoty mezi protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	15,6	15,3	15,7	15,4
MEDIÁN	15	15	15,2	14,4
MINIMUM	9,9	10,2	9,9	9,9
MAXIMUM	29,7	24,6	24,6	27,9
SD	3,3	3,0	2,8	3,1

Pro hodnocení radiační zátěže při CT koronarografii byly v této studii použity hodnoty $CTDI_{vol}$, DLP, SSDE a efektivní dávka. Celkově u obou typů přístrojů je průměrná hodnota $CTDI_{vol}$ 42,55(+/-26,3) mGy. Hodnoty veličiny $CTDI_{vol}$ pro jednotlivé CT přístroje a protokoly jsou uvedeny v tabulce 12 a 13.

Tabulka 12 Hodnota $CTDI_{vol}$ (mGy) a její distribuce mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	40,6	44,7
MEDIÁN	41,2	34,1
MINIMUM	17,8	6,38
MAXIMUM	61,7	147,34
SD	11,0	31,8

Tabulka 13 Hodnota $CTDI_{vol}$ (mGy) a její distribuce mezi protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	38,5	43,7	31,2	58,1
MEDIÁN	37,8	44,7	25,4	49,0
MINIMUM	17,67	23,87	6,38	13,7
MAXIMUM	60,5	61,7	118,55	147,3
SD	10,5	10,9	20,5	35,2

U parametru DLP byla celková průměrná hodnota 867,3 (+/- 587,5) mGy*cm. Jednotlivé hodnoty pro oba CT přístroje a pro čtyři použité vyšetřovací protokoly jsou uvedeny v tabulkách 14 a 15.

Tabulka 14 Hodnota DLP (mGy*cm) a její distribuce mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	790,0	933,5
MEDIÁN	757	735
MINIMUM	326	135
MAXIMUM	1767	3950
SD	242,1	707,4

Tabulka 15 Hodnota DLP (mGy*cm) a její distribuce mezi jednotlivými protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	749,2	846,7	655,5	1211,5
MEDIÁN	709,5	813	502,5	1001,5
MINIMUM	326	456	135	235
MAXIMUM	1767	1305	2275	3950
SD	246,4	226,7	447,5	806,2

Celková průměrná hodnota SSDE, která bere v potaz AP průměr hrudníku pacienta, je 34,2 (+/- 17,5) mGy u obou typů CT přístrojů. Jednotlivé hodnoty charakterizující SSDE pro konkrétní CT přístroj a protokol jsou uvedeny v tabulkách 16 a 17.

Tabulka 16 Hodnota SSDE (mGy) a její distribuce mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	34,7	34,7
MEDIÁN	33,3	30,5
MINIMUM	18,4	7,4
MAXIMUM	49,1	110,5
SD	7,1	21,0

Tabulka 17 Hodnota SSDE (mGy) a její distribuce mezi jednotlivými protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	33,2	36,9	26,0	43,5
MEDIÁN	33,3	37,5	21,8	36,4
MINIMUM	18,4	23,6	7,4	15,2
MAXIMUM	49,1	47,5	86,5	110,5
SD	7,4	6,2	15,1	22,6

Posledním hodnoceným parametrem charakterizující radiační zatížení pacienta během CT koronarografie je efektivní dávka, která souhrnně dosáhla hodnoty 12,1 (+/- 8,2) mSv při využití koeficientu pro hrudník $k=0,014$ mSv/mGycm. Souhrn jednotlivých hodnot pro oba typy CT přístrojů a jednotlivé vyšetřovací protokoly se nachází v tabulkách 18 a 19.

Tabulka 18 Hodnota efektivní dávky (mSv) a její distribuce mezi CT přístroji

	CT S 1 ZDROJEM	CT S 2 ZDROJI
PRŮMĚR	11,1	13,1
MEDIÁN	10,6	10,3
MINIMUM	4,6	1,89
MAXIMUM	24,7	55,3
SD	3,4	9,9

Tabulka 19 Hodnota efektivní dávky (mSv) a její distribuce mezi jednotlivými protokoly

	PROTOKOL 1	PROTOKOL 2	PROTOKOL 3	PROTOKOL 4
PRŮMĚR	10,5	11,9	9,2	17,0
MEDIÁN	9,9	11,4	7,0	14,0
MINIMUM	4,6	6,4	1,89	3,29
MAXIMUM	24,7	18,2	31,9	55,3
SD	3,4	3,2	6,3	11,3

3.3 Ověření platnosti hypotéz

Cíl 1: Zjistit, zda se hodnota DLP u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H1a: Hodnota DLP je u obou typů přístrojů při CT koronarografii shodná.

H1b: Hodnota DLP je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Ověření platnosti hypotézy a závěr:

Pro ověření platnosti byl použit Mann-Whitney U-test a hladina signifikance byla stanovena na 0,05. Tento test zjistil, že mezi hodnotami DLP u CT přístroje s jedním zdrojem záření a přístroje s dvěma zdroji záření nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl, jelikož p-value byla 0,308. Na základě tohoto byla potvrzena hypotéza H1a a hypotéza H1b byla zamítnuta. Dokonce absolutní hodnoty pro CT přístroj s jedním zdrojem záření vykazují nižší hodnoty než u druhého přístroje, což je spíše pravým opakem původního předpokladu, že u novějšího typu přístroje bude radiační zátěž z vyšetření snížena.

Dále byly porovnány všechny čtyři vyšetřovací protokoly, které se liší mezi sebou typem CT přístroje a také způsobem retrospektivní EKG synchronizace. K ověření rozdílu mezi jednotlivými protokoly byla použita neparametrická Kruskal-Wallisova analýza rozptylu, a ta zjistila signifikantní rozdíl mezi protokoly s a bez modulace proudového množství u přístroje s dvěma zdroji, kdy hodnota DLP byla u módu s modulací mAs výrazně nižší než u módu bez této modulace. Dále statistická analýza zjistila významný rozdíl mezi oběma přístroji u protokolu bez modulace mAs, kdy hodnoty DLP u přístroje s dvěma zdroji záření výrazně převyšovali hodnoty získané u CT zařízení s jednou rentgenkou. Toto bylo dále ověřeno

Scheffovým post-hoc testem, který rozdíly potvrdil. Mezi ostatními protokoly nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v získaných hodnotách.

Cíl 2: Zjistit, zda se hodnota $CTDI_{vol}$ u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H2a: Hodnota $CTDI_{vol}$ je u obou typů přístrojů při CT koronarografii shodná.

H2b: Hodnota $CTDI_{vol}$ je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Ověření platnosti hypotézy a závěr:

Stejně jako u hodnoty DLP byl u hodnoty $CTDI_{vol}$ použit Mann-Whitney U-test pro ověření platnosti této hypotézy. Jelikož hodnota DLP vychází z parametru $CTDI_{vol}$, dalo se předpokládat, že zde bude výsledek obdobný, což se i statistickým ověřením potvrdilo. Tudíž i u hodnoty $CTDI_{vol}$ mezi jednotlivými přístroji nebyl zjištěn signifikantní rozdíl, jelikož hodnota p-value byla 0,104. V platnosti zůstává hypotéza H2a a hypotéza H2b je zamítnuta.

Obdobně i zde byly všechny čtyři vyšetřovací protokoly porovnány neparametrickou Kruskal-Walisovou analýzou a ověřeny Scheffovým post-hoc testem. Výsledky i zde odpovídají výsledkům pro první parametr DLP. Tedy byl potvrzen rozdíl u obou použitých módů s a bez modulace proudového množství u CT přístroje s dvěma zdroji a také byl potvrzen rozdíl mezi oběma přístroji u protokolu nevyužívajícího modulaci parametru mAs, kdy hodnoty pro CT Somatom Force (dvojzdrojový) jsou výrazně vyšší než u přístroje CT Somatom Definition AS+ (jednozdrojový).

Cíl 3: Zjistit, zda se hodnota efektivní dávky u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H3a: Hodnota efektivní dávky je u obou typů přístrojů při CT koronarografii shodná.

H3b: Hodnota efektivní dávky je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Ověření platnosti hypotézy a závěr:

Jelikož hodnota efektivní dávky se vypočítává pomocí násobení hodnoty DLP koeficientem pro hrudník, jehož hodnota je vždy stejná, jsou proto výsledky pro efektivní dávku totožné s výsledky pro parametr DLP. Toto bylo i zde ověřeno Mann-Whitney U-testem, a tudíž byla potvrzena hypotéza H3a. Obdobně i pro jednotlivé protokoly byla použita neparametrická Kruskal-Wallisova analýza rozptylu a ověření provedeno Schefferovým post-hoc testem se stejným výsledky jako u DLP a $CTDI_{vol}$ a získanou hodnou p-value 0,308.

Cíl 4: Zjistit, zda se hodnota SSDE u CT koronarografie s retrospektivní EKG synchronizací při provedení na CT přístroji s jedním či dvěma zdroji záření změní.

Statistické hypotézy k cíli:

H4a: Hodnota SSDE u obou typů přístrojů při CT koronarografii se od sebe neliší.

H4b: Hodnota SSDE je při CT koronarografii u CT přístroje s dvěma zdroji nižší než u zařízení s jedním zdrojem záření.

Ověření platnosti hypotézy a závěr:

Pro některé pacienty nebylo možné hodnotu SSDE vypočítat, jelikož tabulka s koeficienty pro přepočítání podle AP rozměru hrudníku v dokumentu Americké asociace fyziků v medicíně z roku 2011 (Tab. 1C, str. 10-11, AAPM r. no204) neobsahuje koeficienty pro všechny AP rozměry, které byly v tomto datovém souboru naměřeny. Proto chybějící hodnota byla nahrazena průměrnou hodnotou SSDE ze zbylého datového souboru, tedy 33,3, což mohlo výsledky do jisté míry ovlivnit a zkreslit.

Díky normálnímu rozložení hodnot SSDE byl pro ověření hypotézy použit parametrický Studentův t-test a analýza rozptylu s hladinou signifikace 0,05. I zde nebyl mezi skupinami z obou CT přístrojů zjištěn signifikantní rozdíl, jelikož hodnota p-value byla 0,993. V platnosti tedy zůstala hypotéza H4a a hypotéza H4b není platná.

Pro porovnání čtyř vyšetřovacích protokolů byla využita analýza rozptylu a k ověření parametrická analýza. U hodnoty SSDE byly nalezeny signifikantní rozdíly mezi třemi dvojicemi protokolů. I zde se potvrdilo, že v případě CT přístroje s dvěma zdroji s retrospektivní EKG synchronizací je výrazný rozdíl mezi módem s a bez modulace proudového napětí a hodnota SSDE u protokolu s modulací mAs je v tomto případě výrazně nižší a snižuje zatížení pacienta zářením.

Dále byl nalezen významný rozdíl mezi protokolem s modulací mAs u CT přístroje s jedním zdrojem a protokolem bez modulace proudového množství u zařízení s dvěma zdroji a obdobně byl zjištěn rozdíl mezi skupinou bez modulace mAs u jednozdrojového CT přístroje a skupinou s modulací proudového množství u přístroje s dvěma rentgenkami, což vychází z jejich samotného technického nastavení, kdy protokoly s modulací proudového množství během srdečního cyklu mají dávkové zatížení pacientů vždy nižší.

4. Diskuse

Cílem této diplomové práce bylo vyhledat a shrnout aktuální teoretické poznatky o vyšetření CT koronarografie a druhou podstatnou částí bylo výzkumné šetření zabývající se porovnáním radiační zátěže z tohoto vyšetření mezi CT přístroji s jedním a dvěma zdroji záření v oblasti protokolů s retrospektivní EKG synchronizací. Pro tento druh vyšetření se u retrospektivní segmentace dat pomocí EKG využívají v současnosti 2 typy vyšetřovacích protokolů, a to v módu s a bez modulace hodnoty mAs během srdečního cyklu. Pro hodnocení radiační zátěže, obdobně jako v současných studiích zabývajících se touto tematikou, byly použity parametry $CTDI_{vol}$, DLP, SSDE a efektivní dávka.

Předpokladem výzkumného šetření bylo, že s novějším CT zařízením s dvěma zdroji záření (Somatom Force) bude celková radiační zátěž nižší oproti původnímu CT přístroji s jednou rentgenkou (Somatom Definition AS+) a to díky tomu, že umožňuje zkrátit dobu vyšetření a k výpočtu rekonstruovaných obrazů použít i iterativní rekonstrukční algoritmus, který má za cíl zvýšit kvalitu obrazu se zachovanou nižší dávkou záření. Tuto hypotézu se bohužel nepodařilo dokázat ani statisticky potvrdit, jelikož výsledné průměrné hodnoty $CTDI_{vol}$, SSDE, DLP a efektivní dávky jsou u obou přístrojů obdobné. U CT zařízení s dvěma zdroji jsou naměřené absolutní hodnoty dokonce vyšší. Při porovnání jednotlivých protokolů s a bez modulace proudového množství se ukázalo, že alespoň u protokolu, který využívá modulaci parametru mAs během srdečního cyklu, se celková průměrná radiační zátěž snížila u přístroje CT Somatom Force a naopak u protokolu bez této modulace byl zjištěn mírný nárůst radiační zátěže, ale tyto rozdíly nejsou statisticky signifikantní. Nicméně při porovnání protokolu s a bez modulace proudového množství u CT s dvěma zdroji se ukázalo, že zde je již výrazný rozdíl hodnot. Protokol, který má za cíl pomocí modulace tohoto parametru během srdečního cyklu snížit dávku, radiační dávku skutečně výrazně snižuje a bylo to dokázáno i statisticky pro všechny parametry čili pro $CTDI_{vol}$, SSDE, DLP a efektivní dávku. Je proto vhodné do budoucna více využívat tohoto módu, pokud to indikace a pacientova srdeční frekvence umožní. Nárůst průměrné efektivní dávky, při přestupu z CT Somatom Definition AS+ na novější CT přístroj s dvěma rentgenkami Somatom Force, činil 18 %, nicméně hodnota $CTDI_{vol}$ se zvýšila jen o 9,9 %. Pokles míry ozáření klesl u protokolu s modulací hodnoty mAs u novějšího typu přístroje o 12,5 % u efektivní dávky a o 23,2 % u $CTDI_{vol}$. Dokonce při porovnání protokolu s a bez modulace proudového množství u dvouzdrojového CT je pokles průměrné dávky až o 46 % a pro parametr $CTDI_{vol}$ až o 86%. Na základě těchto zjištění se dá vyvodit, že při využití protokolů, které šetří množství aplikované dávky, lze pozorovat pokles

průměrných hodnot efektivní dávky a $CTDI_{vol}$ a tím pádem i DLP, které je základem pro výpočet efektivní dávky.

Vzhledem k širokému spektru jednotlivých CT přístrojů a výrobců se v současnosti nepodařilo dohledat při rešerši studii na porovnání vyšetřovacích protokolů pro CT koronarografii s retrospektivní EKG segmentací přímo u těchto konkrétních dvou CT zařízení (Somatom Definition AS+ se 128 řadami detektorů a jednou zobrazovací soustavou a Somatom Force se 2 x 192 řadami a dvěma rentgenkami), nicméně obdobné studie na porovnání různých CT přístrojů a vyšetřovacích protokolů u CT koronarografie jsou dostupné.

Velmi podobná je studie porovnávající CT přístroj s 64 řadami detektorů s jedním zdrojem Lightspeed VCT (GE) a přístroj CT Somatom Force (Siemens) s dvěma zdroji, kdy autoři Agliata G. a kol. porovnávali parametry radiační zátěže při CT koronarografii mezi těmito CT přístroji a také provedli porovnání jednotlivých vyšetřovacích protokolů pro tento typ vyšetření u přístroje CT s dvěma zdroji záření. (Agliata G. et al, 2019, s. 753-761) Podle této studie je radiační zátěž z CT koronarografie na přístroji s dvěma zdroji výrazně nižší než u přístroje s jedním zobrazovacím systémem. Konkrétně hodnota průměrné efektivní dávky byla 6,5mSv pro CT Somatom Force a 10,3 mSv pro CT firmy GE, kdy obě hodnoty byly naměřeny pro protokoly s retrospektivním EKG synchronizací. Při porovnání s daty naměřenými v této diplomové práci, kdy pro CT s dvěma zdroji byla naměřena průměrná hodnota 13,07 mSv a pro CT zařízení s jedním obrazovým systémem byla průměrná hodnota 11,06 mSv, jsou průměrné hodnoty pro CT přístroje s jedním obrazových systémem obdobné i přesto, že se jedná o přístroje s odlišným počtem detektorových řad. Ovšem u hodnot pro CT přístroj s dvěma zdroji záření bylo v této studii dosaženo výrazně nižší radiační zátěže než v šetření diplomové práce. Vyšetření v této diplomové práci zahrnují mód s i bez modulace proudového množství, což ve studii od Agliaty není přesně specifikováno. Když porovnáme hodnotu z této studie s průměrnou hodnotou efektivní dávky 9,18 mSv pro mód s modulací mAs během srdečního cyklu, která byla získána během šetření k diplomové práci, jsou tyto hodnoty pro oba přístroje CT Force podobné a je tedy pravděpodobné, že ve studii Agliaty G. a kol. byl použit pouze EKG mód s modulací proudového množství, či mohly být jinak nastaveny parametry výpočtu aplikovaných hodnot mAs a kV, které mají značný vliv na hodnotu efektivní dávky. Při porovnání hodnot $CTDI_{vol}$ a DLP z těchto dvou výzkumných šetření je trend vývoje hodnot shodný s porovnáním průměrných efektivních dávek a také obě studie pro výpočet tohoto parametru využívají součin DLP s koeficientem pro hrudník podle Evropských doporučení z roku 2004 ($k=0,014mSv/mGycm$).

Velice rozsáhlou studii shrnující radiační zatížení při CT koronarografii publikovali autoři Sabarudin et al. (2012, s. 5-17), kteří vyhledali všechny dostupné studie z několika vědeckých databází na toto téma publikované v letech 1998 až 2011, což zahrnuje období od počátku uvedení moderních multidetektorových CT přístrojů do klinické praxe až do roku vydání jejich studie, kdy v praxi již byly i CT zařízení s 320 řadami detektorů i první dvoulampové CT přístroje. Při porovnání radiační zátěže z nejrůznějších přístrojů došli k závěru, že bez využití modulace proudového množství během srdečního cyklu, či prospektivního EKG hradlování se efektivní dávka s každou další generací CT přístrojů zvyšuje. Tomuto odpovídá i zjištění v této diplomové práci, kdy u protokolů bez modulace hodnoty mAs se radiační dávka u novějšího CT Somatom Force zvýšila na 16,69 mSv z hodnoty 11,85 mSv, která byla naměřena u staršího CT přístroje CT Somatom Definition AS+. Kdežto u protokolu s modulací mAs naopak došlo k poklesu hodnoty efektivní dávky na 9,18 mSv z původních 10,49 mSv. Dále autoři zjistili, že jakákoliv metoda snižující množství aplikovaného záření se s technickým pokrokem zlepšuje a snižuje hodnoty $CTDI_{vol}$, DLP a tím pádem i Efektivní dávku. Při použití prospektivního EKG triggeringu je možné u novějších přístrojů dosáhnout dávek pod 10mSv. U CT přístrojů s širokým 320řadým detektorem lze dosáhnout i hodnot okolo 5 mSv a u CT zařízení s dvěma zdroji záření v TurboFlash módu s využitím vysokých hodnot pitch faktoru lze efektivní dávku zredukovat až na hodnoty okolo 1 až 2 mSv.

V šetření této diplomové práce nebyla možnost využití prospektivního EKG triggeringu zkoumána, nicméně do budoucna vzhledem k relativně vyšším dávkám záření při retrospektivním módu by bylo vhodné ověřit hodnoty radiační zátěže i pro tyto typy protokolů u CT Somatom Force na zkoumaném CT pracovišti Fakultní nemocnice Ostrava. Dále by bylo vhodné ověřit podmínky využití jednotlivých protokolů hlavně stran rychlosti a pravidelnost srdeční akce a habitu pacientů.

Na základě vyšších naměřených hodnot v tomto výzkumném šetření, byly na pracovišti CT 1 podle doporučení výrobce CT přístroje zavedeny do denní praxe i protokoly s TurboFlash módem a sekvenčním získáváním dat s prospektivní EKG synchronizací, které mají snižovat množství aplikovaného záření. Nicméně před použitím TurboFlash protokolu je zapotřebí provést zkoušku, zda je srdeční frekvence vhodná pro využití tohoto módu, což u pacientů s rychlejší srdeční akcí znemožňuje použití této metody redukce radiační dávky. Dalším kritériem pro výběr protokolu je i cíl konkrétního CT vyšetření koronárních tepen, jelikož pro některé indikační skupiny pacientů je důležitá i funkční složka vyšetření, kterou lze získat pouze u protokolů používajících náběr dat po celou dobu srdečního cyklu, tedy u módů

s retrospektivní EKG segmentací, čímž se možnost použití protokolů s nižší dávkou ještě více zužuje.

Možností, jak snížit srdeční akci, je využití léků snižujících tepovou frekvenci, a to konkrétně podání betablokátorů. Nicméně o jejich využití rozhoduje lékař, který je při vyšetření přítomen. U souboru pacientů, který byl analyzován v této diplomové práci, nebyly beta blokátory prodávány pro ovlivnění srdeční frekvence, což mohlo mít vliv na výběr protokolu. Bez snížení tepové frekvence u pacientů s rychlejším srdečním rytmem jsou častěji využívány protokoly bez modulace proudového množství, tak aby bylo možné zpětně dopočítat data z jiné části srdečního cyklu v případě, kdyby byly ve výsledném obrazu pohybové artefakty v srdeční fázi diastoly, která se primárně pro zobrazení používá. Díky této skutečnosti mohou být radiační zátěž a hodnoty Efektivní dávky vyšší, než je uváděno v jiných podobných studiích.

Dalším limitujícím faktorem tohoto šetření bylo retrospektivní použití pouze dat z již proběhlých vyšetření, tudíž některé parametry pro přesnější stanovení radiační zátěže již nebylo možné dohledat. Jedná se hlavně o výšku a váhu pacienta. Pokud by byly tyto údaje přítomné u většiny pacientů, bylo by možné Efektivní dávku vypočítat pomocí některého z dostupných softwarových programů využívající přesnější výpočty pro konkrétní pacienty, a lépe tak posoudit radiační zátěž a případně ji i porovnat s jinými typy vyšetření koronárních tepen.

Cílem výzkumu bylo pouze zhodnotit radiační zátěž pacientů během vyšetření CT koronarografie. Nicméně dalším důležitým faktorem, který ovlivňuje diagnostickou výtěžnost je i kvalita výsledného obrazu, ale ta v této práci nebyla hodnocena. Do budoucna, pokud by výzkum v této oblasti pokračoval, by bylo vhodné zařadit do sledovaných parametrů i kvalitu výsledného obrazu, jelikož je možné provést CT vyšetření s velmi nízkou dávkou záření, ale výsledná kvalita obrazové dokumentace může být natolik špatná, že může znemožnit diagnostické hodnocení vyšetření. Naopak i vyšetření s vyšší dávkou záření s retrospektivním EKG segmentováním nemusí být zárukou kvalitního vyšetření. Proto je zapotřebí vždy zvážit účel vyšetření a podle konkrétního pacienta v danou chvíli vybrat nejvhodnější vyšetřovací protokol.

Studií, která hodnotila jednotlivé vyšetřovací protokoly i stran kvality zobrazení pro CT koronarografii na přístroji s dvěma zdroji záření, ale menším počtem detektorových řad je práce autorů Wichmann L. J. et al. (2015, s. 1112-1121). Při porovnání protokolů s retrospektivní EKG segmentací byla radiační zátěž těchto pacientů hodnocena pomocí $CTDI_{vol}$, SSDE, DLP a výpočtem Efektivní dávky. Ve shodném pořadí byly naměřeny průměrné hodnoty 49,10 mGy,

70,21 mGy, 763 mGy*cm a 8,11 mSv. Tyto hodnoty se jen mírně lišily od výsledků z šetření diplomové práce, kdy hodnoty pro konstrukčně shodný typ CT přístroje, ale s větším počtem detektorových řad, byly ve shodném pořadí 44,68 mGy, 34,75 mGy, 933 mGy*cm a 13,07 mSv a pouze hodnota SSDE se výrazně odlišuje, což je způsobeno chybějícími konverzními faktory pro pacienta s větší šířkou v AP rozměru získaného z lokalizačním skenu a tímto mohou být hodnoty zkresleny. Zbytek parametrů je jen mírně vyšší než u studie autorů Wichmann L. J. et al., což může být způsobeno tím, že při CT koronarografii využívali i farmakologické medikace ke zpomalení srdeční akce pacientů, a tudíž i k většímu použití protokolu s modulací mAs šetřící celkovou dávkou záření.

Do budoucna je proto ke zvážení, zda i na zkoumaném pracovišti CT 1 Fakultní nemocnice v Ostravě, ve spolupráci s lékaři nepřistoupit u pacientů s vyšší srdeční akcí k aplikaci betablokátorů před vyšetřením CT koronarografie, tak aby bylo možné víc využívat protokoly používající metody snižování radiační zátěže, jako jsou modulace mAs během srdečního cyklu, nebo použití prospektivního EKG triggeringu využitím sekvenčního protokolu či TurboFlash módu. Tyto metody snížení množství aplikovaného záření jsou již v současnosti na pracovišti používány i díky modernímu CT přístroji s dvěma zdroji záření CT Somatom Force, který umožňuje několik způsobů, jak dávkou snížit a zachovat přitom kvalitu vyšetření na rozumné úrovni, a to použitím TurboFlash protokolu a adaptivního sekvenčního získávání dat, obojí s prospektivním EKG triggeringem. Data získaná u prvních pacientů vyšetřených těmito protokoly ukazují, že radiační zátěž by se mohla pohybovat okolo průměrných hodnot $CTDI_{vol}$ 7,84 mGy, DLP 129 mGy*cm a Efektivní dávkou přibližně 1,81 mSv. Nicméně tohoto lze dosáhnout pouze, jak již bylo zmiňováno, u pacientů s nízkým a pravidelným srdečním rytmem a průměrná tepová frekvence těchto pacientů se pohybovala okolo 54 tepů/min. Další značnou nevýhodou těchto módů je, že z již získaných dat nelze získat funkční složku, či dopočítat obrazy pro jinou část srdečního cyklu v případě pohybového artefaktu na zobrazované arterii. Možnost použití těchto protokolů bude i budoucna vhodné sledovat a lépe učit pravidla, podle kterých se bude rozhodovat o použití jednotlivých módů vyšetření podle konkrétního pacienta.

Možnou oblastí zájmu, kam by šlo do budoucna orientovat další výzkum, je i porovnání a snižování množství podané jódové kontrastní látky a způsob načasování její aplikace se začátkem nahrávání dat, jelikož snižování jejího množství rozšiřuje možnosti použití této metody i pro pacienty se špatnými ledvinnými funkcemi.

5. Závěr

CT koronarografie je v současnosti nedílnou součástí diagnostiky ischemické choroby srdeční a u vybraných skupin jedinců je vhodnějším diagnostickým postupem než klasická selektivní koronarografie. Nicméně jako u všech zobrazovacích metod využívajících ke vzniku obrazu rentgenového záření je i zde nutná obezřetnost. Radiologický asistent ve spolupráci s lékařem vždy musí u konkrétního pacienta zvolit nejvhodnější vyšetřovací postup s co nejnižší dosažitelnou dávkou záření, při zachování adekvátní obrazové kvality.

Cílem této diplomové práce bylo ověřit, jak se změnilo zatížení zářením při vyšetření CT koronarografie po výměně CT přístroje za novější zařízení, které místo původního jednoho zobrazovacího systému složeného z rentgenky a k ní protilehlých detektorových řad, využívá hned dva tyto systémy najednou a zlepšuje, tak časovou rozlišovací schopnost a kvalitu obrazu. Celosvětově existuje obava, že se zvyšujícím se počtem detektorových řad a zdvojením systému rentgenek celková radiační zátěž z vyšetření bude růst. Výrobci těchto CT přístrojů, proto do praxe zavádí efektivnější způsob rekonstrukce dat pomocí iterativních technologií a u CT koronarografií snižují čas vyšetření a také pomocí sekvenčních či TurboFlash módu snižují radiační zátěž, což potvrdila i tato práce, kdy u protokolu s retrospektivní EKG segmentací obrazu, a upraveným proudovým množstvím v průběhu srdečního cyklu se s novějším přístrojem dávka záření snížila. Naopak u protokolu bez modulace hodnoty mAs došlo k jejímu nárůstu, a je proto důležité vždy zvážit nutnost jeho použití s ohledem na cíl vyšetření.

Na základě zjištění z této práce bylo upraveno používání jednotlivých protokolů pro CT koronarografii a byly do rutinní praxe zařazeny i protokoly s prospektivním EKG trigerem. Do budoucna bude na pracovišti sledována radiační zátěž pacientů při tomto vyšetření, tzn. parametry CTDI_{vol}, DPL a Efektivní dávka pro toto vyšetření, tak aby se lépe určila pravidla, podle kterých budou vyšetřovací protokoly vybírány pro konkrétní pacienty. Na základě dalšího sledování parametrů vyšetření bude možné lépe optimalizovat výběr vyšetřovacího protokolu, tak aby bylo vyšetření provedeno s co nejnižší možnou dávkou, ale zachovanou požadovanou diagnostickou výtěžností.

Výsledky mohou být použity pro další výzkum nebo publikovány v odborných časopisech a také je možné je využít pro další úpravu místních radiologických standardů pracoviště.

REFERENČNÍ SEZNAM

AAPM report No. 96, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, American Association of Physicists in Medicine, 2007, ISBN 978-1-888340-73-0.

AAPM report No. 204, Size-Specific Dose Estimates in Pediatric and Adult Body CT Examinations, American Association of Physicists in Medicine, 2011, ISBN 978-1-936366-08-8.

ACR Committee on Drugs and Contrast Media, acr manual on contrast media, American College of Radiology, 2020. ISBN 978-1-55903-012-0.

AGLIATA, G., SCHICCHI, N., AGOSTINI, A. et al. Radiation Exposure Related To Cardiovascular Ct Examination: Comparison Between Conventional 64-Mdct And Third-Generation Dual-Source Mdct. *Radiol med* 124, 753–761 (2019). <https://doi.org/10.1007/s11547-019-01036-6>.

Aktuální informace ÚZIS ČR č.24, Nemocnost a úmrtnost na ischemické nemoci srdeční v ČR v letech 2003-2010 aktualizace, ÚZIS ČR, Praha 2012, Dostupné online z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/24_12.pdf.

ANDREINI D, PONTONE G, MUSHTAQ S, et al. Image quality and radiation dose of coronary ct angiography performed with whole-heart coverage ct scanner with intra-cycle motion correction algorithm in patients with atrial fibrillation. *Eur Radiol*. 2018;28(4):1383-1392. doi:10.1007/s00330-017-5131-2.

AZIZ, Kusal S. a George S. ABELA. Diagnostic imaging of coronary artery disease. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2009, 1 online zdroj (xii, 188 s.). ISBN 9780781766029.

BALIGA, R. R., ed. An introductory guide to cardiac ct imaging. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, c2010, 1 online zdroj. ISBN 9781582559384.

BONGARTZ G., GOLDING SJ., JURIK AG., et al. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262. The European Commission's Study Group on Development of Quality Criteria for Computed Tomography. Luxembourg, Luxembourg: European Commission; 2000. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a> [cit.2021-02-03]

BRANNY, Marian. Ct koronarografie a její místo v diagnostice koronární nemoci. Intervenční a akutní kardiologie. Od morfologie ke koronární fyziologii. 2011, 10(Suppl. D). ISBN 978-80-87327-67-8. ISSN 1213-807X.

BREMERICH, Jens et Rodrigo SALGADO, ed. The heart revealed: radiology in the diagnosis and management of cardiac conditions [online]. 1. Vienna, Austria: The European Society of Radiology (ESR), 2018 [cit. 2020-01-05]. ISBN 978-3-9504388-5-7.

BUDOFF Matthew J. a Jerold S. SHINBANE. Cardiac ct imaging: diagnosis of cardiovascular disease [electronic resource]. 3rd ed. 2016. Cham: Springer International Publishing, 2016. XVI, 563 p. 554 illus., 248 illus. in color. ISBN 9783319282190.

DAUBER, Wolfgang. Feneisův obrazový slovník anatomie: obsahuje na 8000 odborných anatomických pojmů a na 800 vyobrazení. Vydání 3. české. Přeložil Radomír ČIHÁK, přeložil Miloš GRIM. Praha: Grada Publishing, 2007, xii, 536 s. ISBN 978-80-247-1456-1.

DESEIVE, S., CHEN, M. Y., KOROSOGLOU, G., LEIPSIC, J., MARTUSCELLI, E., CARRASCOSA, P., MIRSADRAEE, S., WHITE, C., HADAMITZKY, M., MARTINOFF, S., MENGES, A. L., BISCHOFF, B., MASSBERG, S., & HAUSLEITER, J., prospective randomized trial on radiation dose estimates of ct angiography applying iterative image reconstruction: the protection v study. JACC. Cardiovascular imaging, 2015, 8(8), 888–896. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2015.02.024>

EINSTEIN, Andrew J et al., radiation dose from single-heartbeat coronary ct angiography performed with a 320-detector row volume scanner. Radiology vol. 254,3 (2010): 698-706. doi:10.1148/radiol.09090779

ESUR Guidelines on Contrast Agents. In: European Society of Urogenital Radiology [online]. 10.0. European Society of Urogenital Radiology, 2018, March 2018, s. 1-46 [cit. 2021-02-20]. Dostupné z: http://www.esur.org/fileadmin/content/2019/ESUR_Guidelines_10.0_Final_Version.pdf

Force návod k použití. Číslo tisku: HC-C2-058.621.07.02.26. Erlangen Německo: Siemens Healthcare, 2017-11–2018-04.

KERL, J. M., BAUER, R. W., MAURER, T. B., ASCHENBACH, R., KORKUSUZ, H., LEHNERT, T., DESEIVE, S., ACKERMANN, H., VOGL, T. J., dose levels at coronary ct angiography--a comparison of dual energy-, dual source- and 16-slice ct. European radiology, 2011, 21(3), 530–537. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1954-9>.

KIDOH, M., UTSUNOMIYA, D., ODA, S. et al. Validity of the size-specific dose estimate in adults undergoing coronary CT angiography: comparison with the volume CT dose index. *Int J Cardiovasc Imaging* 31, 205–211 (2015). <https://doi.org/10.1007/s10554-015-0782-z>.

KOBAYASHI, M. et al. Electrocardiogram-gated coronary CT angiography dose estimates using ImPACT, *Journal of applied clinical medical physics* vol. 17,4 342-356. 8 Jul. 2016, doi:10.1120/jacmp.v17i4.6218

KOMZÁK, František. Radiodiagnostické zobrazení koronárních tepen. Plzeň, 2018. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Jirouš Štěpán, MUDr. Dostupné také z: https://dspace5.zcu.cz/bitstream/11025/31890/1/Komzak_Frantisek.pdf.

KŘIVÁNKOVÁ, Kateřina a Tomáš JONSZTA. CT Koronarografie. *Praktická radiologie*. 2012, 17(1), 7-11. ISSN 1211-5053.

MEYERSOHN NM, SZILVESZTER B, STAZIAKI PV, et al. Coronary CT angiography in the emergency department utilizing second and third generation dual source CT. *Journal Cardiovascular Computed Tomography*. 2017;11(4):249-257. doi:10.1016/j.jcct.2017.03.002.

NZIS report č.K/19 (08/2019), Zdravotníci ČR: Stručný přehled činnosti obor radiologie a zobrazovací metody za období 2007-2018. ÚZIS ČR. 2019, Dostupné online z: <https://www.uzis.cz/res/f/008294/nzis-rep-2019-k19-a049-radiologie-a-zobrazovaci-metody-2018.pdf>.

OHNESORGE, Bernd M., FLOHR, Thomas G., et al. *Multi-slice and dual-source CT in cardiac imaginig*. 2.nd, Springer, Berlin, Heidelberg, 2007, ISBN 978-3-540-25523-9.

PLEVA Leoš, JONSZTA Tomáš, KUKLA Pavel, ZAPLETALOVÁ Jana. Porovnání multi-detektorové CT a selektivní koronarografie v posuzování průchodnosti implantovaných stentů. *Intervenční a akutní kardiologie*, 2014, 13(3), s. 114-118, ISSN 1213-807X. Dostupné z: <http://www.iakardiologie.cz/archiv.php>

PŘÍBALOVÝ LETÁK IOMERON 400MG/ML INJEKČNÍ ROZTOK, Bracco Imaging Deutschlang GmbH, Německo, 2019.

QIN J, LIU LY, MENG XC, et al. Prospective versus retrospective ecg gating for 320detector ct of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Clin Imaging*. 2011;35(3):193-197. doi:10.1016/j.clinimag.2010.04.002

SABARUDIN A, SUN Z, Ng KH., Coronary computed tomography angiography with prospective electrocardiography triggering: a systematic review of image quality and radiation dose. Singapore Med J. 2013;54(1):15-23. doi:10.11622/smedj.2013005

SABARUDIN Akmal, SUN Zhonghua a KWAN-HOONH Ng. A systematic review of radiation dose associated with different generations of multidetector ct coronary angiography. [online] Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology, 2012, 56, s. 5-17, [cit. 2020-05-01] DOI:10.1111/j.1754-9485.2011.02335.x.

SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Vyd. 1. Praha : Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

SOUHRN ÚDAJŮ O PŘÍPRAVKU Iomeron: Iomeron 400 mg/l. Bracco Imaging Deutschland GmbH 78467 Konstanz Německo, 2020. Dostupné také z: <https://www.sukl.cz/modules/medication/detail.php?code=0022075&tab=texts>

SÚKUPOVÁ, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi. Grada, 2018, 1 online zdroj (280 stran). ISBN 978-80-271-0709-4.

SUNDARAM B, PATEL S, BOGOT N, KAZEROONI EA. Anatomy and terminology for the interpretation and reporting of cardiac MDCT: part 1, Structured report, coronary calcium screening, and coronary artery anatomy. AJR Am J Roentgenol. 2009;192(3):574-583. doi:10.2214/AJR.08.1177.

ŠTEJFA, Miloš. Kardiologie. 3. přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, c2007, xxxiii, 722 s. ISBN 978-80-247-1385-4.

TRATTNER S., HALLIBURTON S., THOMPSON CM. et al. Cardiac-Specific Conversion Factors to Estimate Radiation Effective Dose From Dose-Length Product in Computed Tomography. JACC Cardiovasc Imaging. 2018;11(1):64-74. doi:10.1016/j.jcmg.2017.06.006

WICHMANN, J.L., HU, X., ENGLER, A. et al. Dose levels and image quality of second-generation 128-slice dual-source coronary CT angiography in clinical routine. Radiol med 120, 1112–1121 (2015). <https://doi.org/10.1007/s11547-015-0546-9>.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
AP	Předozaďní rozměr
BMČ	Bibliographia medica Čechoslovaca
CT	Výpočetní tomografie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DLP	Dose-length Product
DSCT	Dualsource Computed Tomography
ED	Efektivní dávka
ESUR	European Society of Urogenital Radiology
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
FR	Fyziologický roztok
IEC	Mezinárodní elektrotechnická komise
ICHS	Ischemická choroba srdeční
IR	Iterativní rekonstrukce
KL	Kontrastní látka
LAT	Boční rozměr
NZIS	Národní zdravotnický informační systém
PACS	Picture Archiving and Communication System
PICC	Periferií implantovaný centrální žilní katétr
RCx	Ramus circumflexus
RIA	Ramus interventricularis anterior
ROI	Region of interest
SD	Směrodatná odchylka
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie
SSDE	Size-specific Dose Estimates
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Označení IR podle výrobce CT přístroje.....	19
Tabulka 2 Zastoupení pohlaví podle typu CT přístroje	49
Tabulka 3 Zastoupení pohlaví podle zvoleného vyšetřovacího protokolu	49
Tabulka 4 Rozložení věkové struktury mezi CT přístroji.....	50
Tabulka 5 Rozložení věkové struktury mezi vyšetřovacími protokoly	50
Tabulka 6 Hodnoty tepové frekvence (tepů/min) podle jednotlivých CT přístrojů	51
Tabulka 7 Hodnoty tepové frekvence (tepů/min) podle jednotlivých vyšetřovacích protokolů	51
Tabulka 8 Hodnota AP rozměru hrudníku (cm) a její distribuce mezi CT přístroji.....	52
Tabulka 9 Hodnota AP rozměru hrudníku (cm) a její distribuce mezi vyšetřovacími protokoly	52
Tabulka 10 Délka vyšetření v ose z (cm) a distribuce její hodnoty mezi CT přístroji.....	53
Tabulka 11 Délka vyšetření v ose z (cm) a distribuce její hodnoty mezi protokoly	53
Tabulka 12 Hodnota CTDI _{vol} (mGy) a její distribuce mezi CT přístroji.....	53
Tabulka 13 Hodnota CTDI _{vol} (mGy) a její distribuce mezi protokoly	54
Tabulka 14 Hodnota DLP (mGy*cm) a její distribuce mezi CT přístroji	54
Tabulka 15 Hodnota DLP (mGy*cm) a její distribuce mezi jednotlivými protokoly.....	54
Tabulka 16 Hodnota SSDE (mGy) a její distribuce mezi CT přístroji.....	55
Tabulka 17 Hodnota SSDE (mGy) a její distribuce mezi jednotlivými protokoly	55
Tabulka 18 Hodnota efektivní dávky (mSv) a její distribuce mezi CT přístroji.....	55
Tabulka 19 Hodnota efektivní dávky (mSv) a její distribuce mezi jednotlivými protokoly ..	56

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 VRT zobrazení koronárních tepen při CT koronarografii z několika pohledů	14
Obrázek 2 Ukázka měření AP a LAT rozměrů pacienta z axiálního řezu při CT vyšetření v oblasti hrudníku	37
Obrázek 3 Měření AP rozměru z topogramu při CT koronarografii.....	46
Obrázek 4 Dávkový report z CT koronarografie provedené na přístroji CT Somatom Definition AS+	47
Obrázek 5 Dávkový report z vyšetření CT koronarografie provedené na přístroji CT Somatom FORCE.....	47

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 Stanovisko Etické komise FZV UP.....	74
Příloha č. 2 Žádost o sběr dat ve Fakultní nemocnici v Ostravě s anotací diplomové práce...	75
Příloha č. 3 Přehled technických parametrů u jedno zdrojových CT při CTA koronarografii...	77
Příloha č. 4 Přehled technických parametrů u CT s širokým detektorem při CTA koronarografii.....	78
Příloha č. 5 Přehled technických parametrů u CT přístrojů s dvěma zdroji při CTA koronarografii...	79
Příloha č. 6 Aplikační schémata KL při CT koronarografii v závislosti na CT přístroji.....	81
Příloha č. 7 Technická specifikace CT přístrojů, jejich nastavení pro CT koronarografii a aplikační schémata kontrastní látky na pracovišti CT 1 ve Fakultní nemocnici v Ostravě.....	82

Příloha č. 1 Stanovisko Etické komise FZV UP



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL-117335/1030S-2020

Vážená paní
Bc. Martina Hýlová

2020-14-07

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

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

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP


Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotinská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

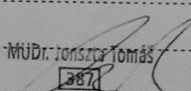
Příloha č. 2 Žádost o sběr dat ve Fakultní nemocnici v Ostravě s anotací diplomové práce

Fakultní nemocnice Ostrava
17. listopadu 1790/5, 708 52 Ostrava-Poruba

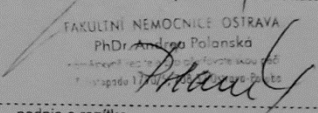
Žádost o sběr dat pro studijní účely

Jméno a příjmení, titul:	Martina Hýlová, Bc., nar. 2.5.1992
Kontaktní údaje:	721 511 491, martina.hylova@fno.cz
Jste zaměstnancem FNO?	<input checked="" type="checkbox"/> ANO <input type="checkbox"/> NE
Pokud ano, na jakém pracovišti ve FNO pracujete:	Ústav radiodiagnostický, FNO
Pokud jste zaměstnancem jiné organizace než FNO, uveďte jaké?	
Název vysoké / vyšší odborné školy	<input type="checkbox"/> Ostravská univerzita <input checked="" type="checkbox"/> Jiná vysoká / vyšší odborná škola
Adresa jiné vysoké / vyšší odborné školy:	Univerzita Palackého v Olomouci, Hněvotínská 976/3, Olomouc 775 15
Název fakulty:	Fakulta Zdravotnických věd
Název studovaného oboru:	Zobrazovací technologie v radiodiagnostice
Ročník studia:	1.
Sběr dat je za účelem	<input type="checkbox"/> bakalářské práce <input type="checkbox"/> absolventské práce <input checked="" type="checkbox"/> diplomové práce <input type="checkbox"/> rigorózní práce <input type="checkbox"/> dizertační práce <input type="checkbox"/> jiný typ práce: upřesnění jiného typu práce:
Název práce:	CT koronarografie
Jméno a příjmení vedoucího odborné práce:	MUDr. Tomáš Jonszta
Název pracoviště FNO, kde má být sběr dat proveden:	pracoviště CT1
Termín zahájení a ukončení sběru dat:	1.7.2020 - 31.12.2020

Datum: 29.5.2020  podpis žadatele

MUDr. Jonszta Tomáš  podpis vedoucího odborné práce nebo ved. katedry

Vyjádření FNO: souhlasím nesouhlasím

Datum: 1.6.2020  podpis a razítko

Povinné přílohy žádosti:

- Potvrzení o studiu
27-05-2020
datum, razítko a podpis studijního oddělení
- Stručná anotace odborné práce
- V případě dotazníkového šetření vzor dotazníku, v případě rozhovoru návrh otázek

Žádost potvrzenou studentem i vedoucím odborné práce zašlete ve 2 originálech pro nelékařské obory na sekretariát náměstkyně pro ošetrovatelskou péči, nebo pro lékařské obory na sekretariát náměstka pro léčebnou péči, Fakultní nemocnice Ostrava (Domov sester), 17. listopadu 1790/5, 708 52 Ostrava-Poruba.

Katalog tiskopisů FNO - složka NPR, Kód MTZ: 3601872 Strana 1 (celkem 2) Revize číslo: 03

Prohlášení o mlčenlivosti

Já (jméno, příjmení) Martina Hýlová
datum narození 2.5.1992

se zavazuji zachovávat úplnou mlčenlivost o všech informacích, které jsem získal v souvislosti se sběrem dat ve Fakultní nemocnici Ostrava za účelem popsáním na str. 1 tohoto tiskopisu. Jedná se zejména o tyto informace:

1. Všechny informace týkající se osobních údajů pacientů:
 - a. jméno pacienta,
 - b. zdravotní stav pacienta,
 - c. hospitalizace/ambulantní péče ve FNO,
 - d. jiné.
2. Informace o zdravotnickém zařízení, klinice, ústavu, centru, odděleních, na kterých sběr dat probíhal.

Dále se zavazuji neposkytovat žádné informace o Fakultní nemocnici Ostrava sdělovacím prostředkům, prostřednictvím sociálních sítí, apod..


Jsem si vědom(a), že patientská data mohou čerpat pouze z dat pacientů, kteří k tomu udělili souhlas (viz záznam v „Prohlášení pacienta/zákonného zástupce – zdravotní služby: hospitalizace/ambulantní péče“).

Jsem si vědom(a), že získána data mohou ve své práci použít pouze v anonymní podobě, tzn. konkrétní pacient nesmí být žádným způsobem identifikovatelný.

Jsem si vědom(a), že povinnost mlčenlivosti nezaniká ukončením mé činnosti ve FNO.

Porušení výše uvedených zásad může být důvodem odebrání souhlasu ke sběru dat, rovněž může mít za následek důsledky plynoucí z porušení platné legislativy jak v rovině trestněprávní, tak v rovině občanskoprávní.

V Ostravě dne: 29.5.2020


.....
podpis

Příloha č. 3 Přehled technických parametrů u jedno zdrojových CT při CTA koronarografii

Přístroj	Siemens Somatom Sensation 16 řad⁹	GE Lightspeed CVT 64ř ad¹⁰	Toshiba Aquilion ONE 320 řad/při využití 64řad bez modulace proudu¹¹	Toshiba Aquilion ONE 320 řad/při využití 64řad s modulací proudu¹¹
Kolimace [mm]	16 x 0,75	-	64 x 0,5	64 x 0,5
Čas rotace [s]	0,420	-	-	-
Napětí [kV]	120	100 (<70 kg), 120 (>70 kg)	120	120
Proud [mAs]	500	400-600	430	430
Pitch faktor	-	0,2	0,2	0,2
Skenovací čas [s]	6	10,53	9,28	9,28
Rozsah vyšetření [cm]	10	-	14	14
Tloušťka řezu [mm]	1	-	0,5	0,5
Increment [mm]	0,5	-	-	-
CTDIvol [mGy]	41,93 +/- 0,96	30,6	-	-
DLP [mGy/cm]	760 +/- 153,88	732,3	1201,3	826,2
Efektivní dávka [mSv]	12,00 +/- 3,59 ¹²	10,3 ¹³	20,4 ¹² / 16,8 ¹³	14,00 ¹² / 11,6 ¹³

⁹ Siemens, Forchheim, Německo (Kerl J. M., et al., 2010, s. 530-537)

¹⁰ GE (Aglia G., et al., 2019, s. 753-761)

¹¹ Toshiba Medical Systems, Otawara, Japonsko (Einstein J. A., et al., 2010, s. 698-706)

¹² Konverzní faktor k=0,017

¹³ Konverzní faktor k=0,014

Příloha č. 4 Přehled technických parametrů u CT s širokým detektorem při CTA koronarografii

Přístroj	Toshiba Aquilion ONE 320řad/při využití 280řad a low-voltage mód¹⁴	Toshiba Aquilion ONE 320řad¹⁵	GE Revolution CT 256řad¹⁶
Kolimace [mm]	280 x 0,5	320 x 0,5	256 x 0,625
Čas rotace [s]	-	0,350	0,280
Napětí [kV]	100	120	100 (BMI <30) 120 (BMI >30)
Proud [mAs]	550	400 (BMI <30) 580 (BMI >30)	500 (BMI <20) 550 (BMI 20-25) 600 (BMI 25-30) 650 (BMI >30)
Pitch faktor	Bez posunu	Bez posunu	Bez posunu
Skenovací čas [s]	0,4	-	-
Rozsah vyšetření [cm]	14	-	12-16
Tloušťka řezu [mm]	0,5	0,5	0,625
Increment [mm]	-	-	-
CTDIvol [mGy]	-	-	-
DLP [mGy/cm]	128,6	-	280 +/- 153
Efektivní dávka [mSv]	2,2 ¹⁷ /1,8 ¹⁸	3,30 +/- 2,0 ¹⁷	3,9 +/- 2,1 ¹⁸

¹⁴ Toshiba Medical Systems, Otawara, Japonsko (Einstein J. A., et al., 2010, s. 698-706)

¹⁵ Toshiba Medical systems, Otawara, Japonsko (Qin J., et al., 2011, s. 193-197)

¹⁶ GE Healthcare, Milwaukee, USA (Andreini D. et al., 2017, s. 1383-1392.)

¹⁷ Konverzní faktor k=0,017

¹⁸ Konverzní faktor k=0,014

Příloha č. 5 Přehled technických parametrů u CT přístrojů s dvěma zdroji při CTA koronarografii

Přístroj	Siemens Somatom Definition¹⁹	Siemens Somatom Flash – HighPitch mód²⁰	Siemens Somatom Flash – Sekvenční mód²⁰	Siemens Somatom Flash – Retrospektivní EKG gating²⁰
Kolimace [mm]	0,6 x 32 x 2 (z-flying focal spot)	128 x 0,6	128 x 0,6	128 x 0,6
Čas rotace [s]	0,330	0,280	0,280	0,280
Napětí [kV]	120	100	100	100
Proud [mAs]	320	370	370	320
Pitch faktor	-	3,4		0,17
Skenovací čas [s]	7	1	8	8
Rozsah vyšetření [cm]	10	-	-	-
Tloušťka řezu [mm]	0,75	0,75	0,75	0,75
Increment [mm]	0,4	0,4	0,4	0,4
CTDI_{vol} [mGy]	35,79 +/- 14,69	3,35 +/- 1,08	8,08 +/- 3,29	49,10 +/- 28,63
DLP [mGy/cm]	578,07 +/- 282,49	74,71 +/- 36,79	122,0 +/- 55,01	763,08 +/- 437,29
Efektivní dávka [mSv]	9,8 +/- 4,77 ²¹	1,27 +/- 0,62 ²¹	2,04 +/- 0,94 ²¹	8,11 +/- 4,95 ²¹

¹⁹ Siemens, Forchheim, Německo (Kerl J. M, et al., 2010, s. 530-537)

²⁰ Siemens, Forchheim, Německo (Wichmann J. L., et al., 2015, s. 1112-1121)

²¹ Konverzní faktor k=0,017

Přístroj	Siemens Somatom Force Turboflash²²	Siemens Somatom Force prospektivní EKG gating²²	Siemens Somatom Force retrospektivní EKG gating²²	Siemens Somatom Flash – Retrospektivní EKG gating + DE mód²⁰
Kolimace [mm]	2 x 192 x 0,5	2 x 192 x 0,5	2 x 192 x 0,5	64 x 0,5
Čas rotace [s]	0,250	0,250	0,250	0,280
Napětí [kV]	Care kV (120 kV ref)	Care kV (120 kV ref)	Care kV (120 kV ref)	100/140
Proud [mAs]	Care Dose 4D (280 mAss ref)	Care Dose 4D	Care Dose 4D	165/140
Pitch faktor	2,9	0,8	0,9	0,17
Skenovací čas [s]	0,78	1,96	3,1	8
Rozsah vyšetření [cm]	-	-	-	-
Tloušťka řezu [mm]	0,6	0,6	0,6	0,75
Increment [mm]	0,3	0,3	0,3	0,4
CTDI_{vol} [mGy]	6,6	14,2	23,1	23,92 +/- 7,2
DLP [mGy/cm]	129	242,1	465	488,12 +/- 160,09
Efektivní dávka [mSv]	1,8 ²³	3,4 ²³	6,5 ²³	3,97 +/- 1,29 ²¹

²² Siemens, Forchheim, Německo (Agliata G. et al., 2019, s. 753-761), (Meyersohn N. M. et al., 2017, s. 249-257)

²³ Konverzní faktor k=0,014

Příloha č. 6 Aplikační schémata KL při CT koronarografii v závislosti na CT přístroji

Přístroj	CT 16 řad²⁴	CT 64 řad²⁵	CT 320 řad²⁶	DSCT 2 x 128 řad²⁷	DSCT 2 x 192 řad²⁸	DSCT 2 x 64 řad²⁹
Čas skenování [s]	6	10,2	-	-	3,1	7
Způsob časování	Bolus tracking (160 HU)	Bolus tracking	Bolus tracking (200 HU)	Test bolus (15ml KL, 30ml FR)	Test bolus (4ml KL, 35 ml FR)	Test bolus (15ml KL, 50 ml FR)
KL³⁰, koncentrace	Ultravist 370 mg/ml	Iopamidol, 370 mg/ml	Iopmidol, 370 mg/ml	Iomeron, 400 mg/ml	Iopamidol, 370 mg/ml	Iomeron, 400 mg/ml
Rychlost [ml/s]	2,5 - 4,5 ³¹	5	6	5	5	5
Objem KL [ml]	90 ³²	1,5 ml/kg	60	1. bolus 70, 2. bolus 50 ³³	45	1. bolus 50-70 ³⁴ 2. bolus 50 ml ³⁵
Objem FR [ml]	30	50	20	50	35	30

²⁴ Siemens, Forchheim, Německo (Kerl J. M, et al., 2010, s. 530-537)

²⁵ GE (Agliata G., et al., 2019, s. 753-761)

²⁶ Toshiba (Qin J., et al., 2011, s. 193-197)

²⁷ Siemens, Forchheim, Německo (Wichmann J. L., et al., 2015, s. 1112-1121)

²⁸ Siemens, Forchheim, Německo (Agliata G. et al., 2019)

²⁹ Siemens, Forchheim, Německo (Kerl J. M, et al., 2010, s. 530-537)

³⁰ KL... kontrastní látka

³¹ Aplikace ve 3 fázích 1. bolus - 4,5 ml/s, 2.,3. bolus - 2,5 ml/s

³² Aplikováno vícefázově 1.bolus 30 ml, 2. bolus 60ml

³³ (30 % KL, 70 % FR)

³⁴ Přesný výpočet objemu KL podle vzorce $V=ST \times 5$ (V...objem KL v ml, ST ...čas akvizice dat v s)

³⁵ (30 %KL, 70%FR)

Příloha č. 7 Technická specifikace CT přístrojů, jejich nastavení pro CT koronarografii a aplikační schémata kontrastní látky na pracovišti CT 1 ve Fakultní nemocnici v Ostravě

Přístroj	CT Somatom Definition AS +		CT Somatom Force	
Počet detektorových řad	128 ³⁶		2 x 192	
Označení protokolu³⁷	Protokol 1	Protokol 2	Protokol 3	Protokol 4
Modulace mAs³⁸	+	-	+	-
Kolimace	0,6 x 128	0,6 x 128	0,6 x 2 x 192	0,6 x 2 x 192
Čas rotace [s]	0,3	0,3	0,25	0,25
Min. temporal resolution [ms]	75	75	33	33
Napětí [kV]	120	120	Care kV	Care kV
Proud [mAs]	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D
Pitch faktor	automatický	automatický	automatický	automatický
Tloušťka řezu [mm]	0,6	0,6	0,5	0,5
Increment [mm]	-	-	0,4	0,4
Způsob časování	Bolus Tracking, ROI ... asc. aorta, 100 HU		Bolus Tracking, ROI ... asc. aorta, 120 HU	
KL, koncentrace	Iomeron 400 mg/ml			
Rychlost aplikace [ml/s]	5		5	
Objem KL, FR	80 ml KL, 50 ml FR		70 ml KL, 40 ml FR	

³⁶ Jedná se o počet datových stop, fyziky má tento CT přístroj 64řad detektorů a 128řad je dosaženo využitím dvou ohnisek.

³⁷ Protokoly pro vyšetření CT koronarografie s retrospektivní EKG segmentací dat

³⁸ (+) ... protokol s modulací proudového množství během srdečního cyklu, (-)... protokol bez modulace hodnoty mAs