

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018

Kristýna Ševčíková

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví (B5345)

Kristýna Ševčíková

Studijní obor: Radiologický asistent (5345R010)

CT KORONAROGRAFIE

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Filip Heidenreich

PLZEŇ 2018

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2017/2018

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Kristýna ŠEVČÍKOVÁ**

Osobní číslo: **Z15B0206P**

Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**

Studijní obor: **Radiologický asistent**

Název tématu: **CT koronarografie**

Zadávací katedra: **Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

- Zpracovat seznam odborné literatury na vybrané téma
- Stanovit cíl kvalifikační práce
- Zpracovat teoretickou a praktickou část práce dle požadavků FZS
- Popsat metodiku praktické části
- Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce
- Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS
- Dodržet citační normu

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

- FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, c2002. ISBN 80-7262-172-6.
- BAXA, Jan a Jiří FERDA. Multidetektorová výpočetní tomografie srdce. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-80-7262-880-3.
- FERDA, Jiří. CT angiografie. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-7262-281-1.
- O'ROURKE, Robert A., Richard A. WALSH a Valentí FUSTER. Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-3175-9.
- FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření. Praha: Galén, c2009. ISBN 8072626086.
- BUDOFF, Matthew J., S. ACHENBACH a Jagat. NARULA. Atlas of cardiovascular computed tomography. Philadelphia: Current Medicine Group LLC/Springer, c2007. ISBN 978-1-57340-267-5.

Vedoucí bakalářské práce:

MUDr. Filip Heidenreich

Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Datum zadání bakalářské práce: **31. ledna 2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **31. března 2018**

Doc. PaedDr. Iloňa Mauritzová, Ph.D.
děkanka



PhDr. Alena Pistulková
vedoucí katedry



V Plzni dne 1. února 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 28. 3. 2018

.....

vlastnoruční podpis

Chtěla bych touto cestou poděkovat MUDr. Filipu Heidenreichovi za vedení práce, cenné rady i za poskytnutí odborných podkladů. Také děkuji Fakultní nemocnici Plzeň za zpřístupnění dat potřebných k vypracování praktické části. Dále bych chtěla poděkovat své rodině a přátelům, kteří mi byli oporou po celou dobu studia.

Anotace

Příjmení a jméno: Ševčíková Kristýna

Katedra: Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Název práce: CT koronarografie

Vedoucí práce: MUDr. Filip Heidenreich

Počet stran – číslované: 41

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 28

Počet příloh: 8

Počet titulů použité literatury: 20

Klíčová slova: výpočetní tomografie, koronarografie

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá vyšetřením koronárních tepen pomocí výpočetní tomografie. Práce je rozdělena na část teoretickou a část praktickou. Teoretická část popisuje anatomii srdce, funkci koronárních tepen, vývoj a historii CT, popis principu CT a indikace k vyšetření koronárních tepen. Praktickou část práce tvoří kvalitativní výzkum, v němž je porovnáno vyšetření koronárních tepen pomocí CT a invazivní koronarografie.

Annotation

Surname and name: Ševčíková Kristýna

Department: Department of Rescue Services, Diagnostic Fields and Public Health

Title of thesis: CT coronarography

Consultant: MUDr. Filip Heidenreich

Number of pages – numbered: 41

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 28

Number of appendices: 8

Number of literature items used: 20

Keywords: Computed Tomography, coronarography

Summary:

This thesis focuses on the examination of coronary arteries using computed tomography. The thesis is divided into theoretical part and practical part. The theoretical part describes the heart anatomy, the function of the coronary arteries, the development and history of the CT, the description of the CT principle and the indication for examination of coronary arteries. The practical part of the thesis is a qualitative research, in which coronary artery examination by CT is compared with invasive coronarography.

OBSAH

ÚVOD.....	8
TEORETICKÁ ČÁST	9
1 SRDCE A KORONÁRNÍ CÉVY.....	9
1.1 Anatomie a topografie srdce.....	9
1.1.1 Srdeční oddíly a chlopně.....	9
1.1.2 Srdeční vrstvy	9
1.2 Srdeční automatizace.....	10
1.3 Koronární cévy	11
1.3.1 Koronární tepny	11
1.3.2 Koronární žíly	12
1.3.3 Patofyziologie koronárních tepen	13
1.4 Elektrokardiogram.....	15
2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	16
2.1 Historie a vývoj	16
2.1.1 Historie radiologie	16
2.1.2 Historie a vývoj výpočetní tomografie	16
2.2 RTG záření	17
2.2.1 Vznik RTG záření	18
2.2.2 Vlastnosti RTG záření.....	19
2.3 Princip výpočetní tomografie	20
2.4 MDCT	20
2.5 Akviziční (primární) parametry.....	21
2.6 Rekonstrukční parametry	22
2.7 Kontrast a šum.....	24
2.8 Hounsfieldova stupnice	24
3 CT KORONAROGRAFIE.....	26
3.1 Technika vyšetření	26
3.2 Protokol	27
3.3 EKG synchronizace	27
3.3.1 Typy EKG synchronizace	28
3.4 Indikace k vyšetření koronárních tepen pomocí CT	29
3.5 Příprava pacienta a premedikace	30
3.5.1 Intravenózní podání kontrastní látky	30
3.5.2 EKG elektrody	31
3.5.3 Beta-blokátory.....	31

3.5.4	Nitráty	31
3.6	Typy rekonstrukcí.....	32
3.7	Hodnocení vyšetření.....	33
PRAKTICKÁ ČÁST		35
4	METODIKA	35
5	CÍLE PRÁCE	35
6	KAZUISTIKY	36
6.1	Kazuistika č. 1	36
6.2	Kazuistika č. 2	38
6.3	Kazuistika č. 3	40
6.4	Kazuistika č. 4	42
6.5	Kazuistika č. 5	44
6.6	Kazuistika č. 6	46
7	DISKUZE	47
ZÁVĚR.....		49
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A ZDROJŮ.....		50
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK		52
SEZNAM OBRÁZKŮ		55
SEZNAM PŘÍLOH		56
PŘÍLOHY		57

ÚVOD

Onemocnění koronárních tepen jsou relativně častá a nebezpečná. Je proto třeba zdokonalit a zrychlit jejich diagnostiku a uspíšit tak následnou léčbu.

V první kapitole teoretické části zpracovávám poznatky o srdci a koronárních cévách. V druhé kapitole popisuji diagnostickou zobrazovací metodu výpočetní tomografie a objasňuji princip fungování CT i vznik RTG záření. Dále popisuji akviziční a obrazové parametry.

V praktické části bakalářské práce se zabývám případy 6 pacientů. Popisuji zejména jejich vyšetření koronárních tepen za pomoci výpočetní tomografie, zároveň se ale stručně věnuji i celkové anamnéze, selektivní koronarografii a stanoveným diagnózám pacientů. Všichni pacienti byli vyšetřováni ve Fakultní nemocnici Plzeň.

Cílem této práce je přehledné zpracování informací o CT koronarografii a poukázání na to, jak významnou pozici při diagnostice chorob koronárních tepen v současné době tato metoda zastává.

TEORETICKÁ ČÁST

1 SRDCE A KORONÁRNÍ CÉVY

1.1 Anatomie a topografie srdce

Srdce leží v mediastinu, prostoru mezi levou a pravou plicí, ohraničeném vpředu hrudní kostí (sternem) a vzadu páteří. Jeho větší část se nachází vlevo od mediánní roviny těla. Vazivový osrdečník (perikard), ve kterém je srdce ukryto, naléhá na bránici. (Kastnerová, 2013)

Srdce dospělého člověka váží průměrně 250-350 gramů. Lidé s větší fyzickou zátěží mají větší hmotnost srdce než ti, kteří příliš aktivní nejsou. Pokud je člověk v klidu, jeho srdeční frekvence je obvykle kolem 70 stahů za minutu. Za den tak srdeční sval přečerpá přes 7 000 litrů krve. (Bulava, 2017)

1.1.1 Srdeční oddíly a chlopně

Svislou svalovou přepážkou je srdce rozděleno na levou a pravou část, přičemž každá z nich má dva hlavní anatomické oddíly – síň (atrium) a komoru (ventriculus). Do síní přitéká žilní krev a z komor je vháněna do tepen. Komory jsou větší a mají silnější svalovou stěnu než síně. Mezi komorou a síní na pravé straně najdeme trojcípou (trikuspidální) chlopeň a na straně levé chlopeň dvojčípou (mitrální). Díky těmto atrioventriculárním chlopním protéká krev pouze jedním směrem a je zabráněno jejímu zpětnému toku z komor do síní. K dolním plochám a okrajům těchto chlopní přirůstají z komorové strany tzv. šlašinky (chordae tendinae), které fungují jako lanka bránící vyvrácení cípů chlopní do síní v průběhu zvýšení nitrokomorového tlaku při stahu komor. (Bulava, 2017)

1.1.2 Srdeční vrstvy

Srdeční stěna je tvořena ze 3 vrstev.

- Epikard - tenká vrstva serózní membrány, která je uložena nejsvrchněji a pomáhá chránit vnější část srdce.

- Myokard - střední vrstva srdeční stěny, která obsahuje vlastní svalové buňky. Tvoří většinu tloušťky a hmotnosti stěny. Srdeční sval je tvořen příčně pruhovanou svalovinou a můžeme ho funkčně rozdělit na dvě skupiny. První skupinou jsou svaly spirální, které tvoří vnější a vnitřní vrstvu myokardu. Jejich činností dochází ke zkracování komor v podélném směru. Druhým typem jsou svaly konstriční, které jsou vloženy mezi vnější a vnitřní vrstvu svalu spirálního. Levá komora má vrstvu konstričních vláken oproti pravé komoře mohutnější, proto v levé komoře dochází především ke zmenšení příčného průměru a v menší míře pak ke zkrácení. Spirální svaly naopak převažují u pravé komory, která se proto zkracuje převážně v podélné ose. (Chaloupka, 2000)
- Endokard - jednovrstevná hladká tkáň vystylající srdeční dutiny, která zajišťuje hladký průtok krve. (Tim Taylor, 2012)

1.2 Srdeční automatizace

Buňky v srdci vykazují elektrickou a současně i mechanickou aktivitu. Koordinačně řídicí systém, který vytváří a převádí vzruchy, se nazývá řídicí systém srdeční a je tvořen buňkami charakteristickými pouze svou elektrickou aktivitou. Patří mezi ně například buňky tvořící sinusový uzel v pravé síni, který je primárním centrem řízení činnosti srdce. Převodní srdeční systém je tvořen ze sinoatriálního (primárního) uzlíku a atrioventrikulárního (sekundárního) uzlíku, které jsou ve stěně pravé síně. Dále pak z Hisova svazku, elektricky spojujícího síně a komory, Tawarových ramének a Purkyňových vláken ve stěnách komor. V sinoatriálním uzlíku dochází ke spontánní elektrické aktivitě, která udává rytmus srdeční činnosti. Vzruchy (nebo tzv. sinusový rytmus) jsou šířeny po svalovině síní do atrioventrikulárního uzlíku, ze kterého vzruchová aktivita pokračuje do komor pomocí Hisova svazku v nevodivé mezikomorové přepážce. Rozdělením Hisova svazku na dvě části vzniká levé a pravé Tawarovo raménko, které se po otočení v srdečním hrotu větví na Purkyňova vlákna. Akce srdeční je kontrolována sympatikem, který činnost primárního centra zrychluje, a parasympatikem, který jej naopak utlumuje. (Chaloupka, 2000; Mourek, 2012)

Čerpací funkce srdce je výsledkem pravidelných kontrakcí (systola), kdy se krev vhnání ze srdce do tepen, a ochabování (diastola), kdy se srdce plní krví. Krev se vypuzuje z komor pod velkým tlakem. Z levé komory je krev vhnána do aorty, která ji rozvádí dále

do velkého oběhu. Z pravé komory teče krev plicnicí do malého plicního oběhu. (Mourek, 2012)

Srdce získává energii na práci výhradně aerobní cestou, proto potřebuje dostatečné zásobení kyslíkem. V klidovém stavu je požadavek srdce na kyslík mnohem vyšší než na kosterní sval (8-10 ml/min/100g). Epikardiální koronární cévy slouží jako kapacitní nádoby, které se primárně plní v průběhu diastoly (až 85 % celkového průtoku). Arterioly v myokardu mají velkou vasodilatační rezervní kapacitu a umožňují vysoký průtok v reakci na zvýšenou fyzickou aktivitu. Při svalové práci stoupne průtok krve koronárními tepnami až pětinašobně. (Bezold, 2015)

1.3 Koronární cévy

1.3.1 Koronární tepny

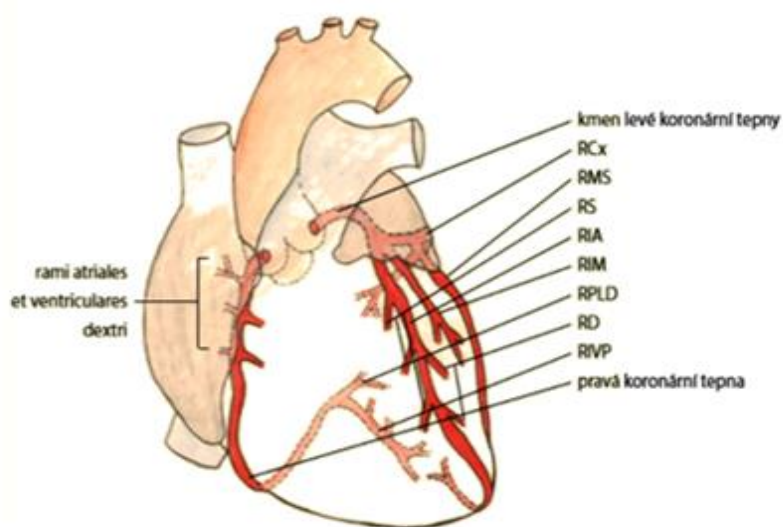
Zásobení srdce zajišťují věnčité tepny. Ty jsou větvemi aorty a odstupují z ní hned na jejím začátku za poloměsíčitými chlopněmi. Dvě hlavní tepny se dále větví až v bohatou síť kapilár, které se vnořují do myokardu a zásobují ho okysličenou krví. Hlavní větve vedou po povrchu srdce (epikardiálně). Levá koronární tepna se dělí na dvě hlavní větve - ramus interventricularis anterior (RIA) a ramus circumflexus (RCx). Jelikož k větvení dochází blízko odstupu od aorty, často se hovoří o třech hlavních koronárních tepnách - RIA, RCx a pravá koronární tepna. Levá tepna zásobuje komoru levou. Pravá tepna zásobuje komoru pravou a zpravidla i zadní část komory levé. Koronární tepny se postupně větví až na vlasečnice, které jsou v srdečním svalu 10x četnější než ve svalu kosterním. Minutový koronární průtok u dospělého člověka je zhruba 200-250 ml a v různých fázích srdečního cyklu se liší. Nejvyšší zaznamenáme v první polovině diastoly a nejnižší na začátku systoly. Průtok přímo závisí na diastolickém tlaku a trvání diastoly, při přílišném snížení tlaku nebo zkrácení trvání diastoly může dojít k ischemii srdečního svaly. (Chaloupka, 2000)

Jedna z větví, ramus interventricularis posterior (dále pouze RIVP), může odstupovat z pravé i levé koronární tepny. Podle odstupu RIVP z jedné z tepen, pak hovoříme o dominanci pravé či levé koronární tepny. Dominance bývá zhruba v 85-90 % pravostranná. V případě vyrovnaného zásobení hovoříme o kodominanci. (Veselka, Rohn, 2015)

V koronárním řečišti často nalezneme spojky (anastomózy) mezi jednotlivými větvemi hlavních tepen i mezi hlavními koronárními tepnami navzájem. Bývá to běžné u lidí provozujících pravidelnou fyzickou aktivitu, protože u nich je častější navýšení nároků srdečního svalu na kyslík. Tyto spojky umožňují přítok okysličené krve při případném zúžení či uzavěru některé z větví koronárního řečiště. (Kastnerová, 2013)

Průtok krve myokardem se sníží při jeho stahu. Naopak ochabnutí myokardu průtok krve usnadňuje. Zvětšení lumenu cév (vasodilatace) je ovlivněno intenzitou metabolismu v myokardu. Rozšíření tepének nastává v případě sníženého množství kyslíku a zvýšeného množství oxidu uhličitého a kyselých metabolitů (například při fyzické aktivitě). K rozšíření dojde díky snížení napětí hladké svaloviny, které zajistí přítok většího množství okysličené krve. (Kastnerová, 2013)

Obrázek 1: Schematické znázornění anatomie koronárních tepen a jejich větví



Zdroj: VESELKA, Josef a Vilém ROHN, Kardiovaskulární medicína, 2015

1.3.2 Koronární žíly

Odkysličená krev z myokardu odtéká samostatným žilním systémem. Srdeční žíly můžeme rozdělit do 3 oddílů, které různou mírou odvádějí krev z koronárního řečiště. Nejvýznamnější koronární žilou je sinus coronarius, široká žíla probíhající na zadní straně, která odvádí asi 85 % krve ze srdce a ústí do pravé síně. Její hlavní přítokovou větví, de

facto i jejím počátkem, je vena cordis magna. Dalším odvodným systémem jsou žíly z přední plochy pravé srdeční komory, které vedou přímo do pravé síně, a menší žíly sbírající krev ze stěny síní. Nejmenší žíly (venae cordis minimae - Thebesiovy žíly) se vlévají jednotlivě do všech srdečních oddílů a jsou tak malé, že je není možné zobrazit. Nejlepšího zobrazení koronárních žil docílíme v systolické fázi po podání většího objemu kontrastní látky. (Veselka, Rohn, 2015; Baxa, Ferda, 2012)

1.3.3 Patofyziologie koronárních tepen

Závažné postižení koronárních tepen patří k nejčastějším příčinám úmrtí. Projevuje se onemocněními jako angina, tichá ischemie, nestabilní angina, infarkt myokardu, arytmie, srdeční selhání a náhlá smrt. Onemocnění koronárních tepen je téměř vždy způsobeno aterosklerotickým zúžením a následným uzavřením cévy. Pokud progresse aterosklerotického plátu dosáhne více než 50% průměru tepny, sníží se průtok krve koronární tepnou a během námahy může docházet k AP (angina pectoris). Akutní koronární příhody obvykle vznikají rupturou aterosklerotického plátu. (Grech, 2003)

Mezi rizikové faktory postižení koronárního řečiště patří například pozitivní rodinná anamnéza, hypercholesterolemie, hypertrofie levé komory, nadváha a obezita, hypertriglyceridemie, vyšší věk, arteriální hypertenze, sedavý životní styl, nadměrný příjem alkoholu, mužské pohlaví, diabetes a kouření. (Grech, 2003)

- **Koronární ateroskleróza**

Současné CT vybavení nám umožňuje nejen hodnotit rozsah a umístění plátů, ale zároveň i změny jejich vnitřní struktury. Aterosklerotické pláty můžeme rozdělit na stabilní a nestabilní. Mezi stabilní pláty řadíme pláty s širokou vrstvou fibrózní čepičky a malým lipidním jádrem, dále čistě fibrózní pláty, anebo pláty fibrokalifikované. Tyto pláty se vyznačují malým (nebo žádným) množstvím měkkých ateromových hmot v centru aterosklerotické léze. V CT obrazu se takový plát jeví jako homogenní bez hypodenzního centra. Nestabilní pláty jsou takové, které mají pouze slabou fibrózní čepičku a nadměrné lipidní jádro. Měkké lipidní aterosklerotické pláty bývají hypodenzní s výrazným cholesterolovým jádrem. I přesto, že objem takového plátu může být velký a může výrazně zasahovat do průřezu tepny, nemusí mít po remodelaci tepny tyto redukce průsvitu klinický význam. Není však vyloučena následná ruptura plátu a akutní okluze (uzávěr) tepny. Jsou i případy, kdy se objem plátu zredukoval po nasazení antilipidemik. Lipoidní a fibrózní typy plátů se odlišují na základě denzity v CT obrazu. (Baxa, Ferda, 2012)

- **Kalcifikace koronárních tepen**

Kalcifikace je proces zvápenatění tepny v důsledku ukládání vápenatých solí. Dochází tak ke snížení pružnosti a poddajnosti, což má za následek zhoršení celkové funkčnosti tepny. Mezi klinicky bezvýznamné změny tepen patří nodulární kalcifikace, vysoce denzní hrudkovité útvary vyklenující se nad základní úroveň tepny. Výrazné a klinicky významné kalcifikované pláty nalezneme u dlouhodobě se rozvíjejících stenóz. Aterosklerotické kalcifikace jsou ploténkové až hrudkovité útvary s možnou vrstvou měkkotkáňové struktury. (Baxa, Ferda, 2012; Súkupová, 2012)

- **Anomálie koronárních tepen**

Anomálie koronárních tepen se vyskytují zhruba u 1 % populace a většinou jsou bez průkazné etiologické příčiny. Anomálie jako odstup koronární tepny z plicnice či komplexní malformace koronárního řečiště mohou být i příčinou náhlého úmrtí. U benigních anomálií probíhají tepny místy, kde jim nehrozí komprese. (Baxa, Ferda, 2012)

- **Koronární píštěle**

Píštěle vznikají propojením vysokotlakého tepenného koronárního řečiště s koronárními žilami. Propojení bývá nejčastěji s koronárním sinem, ale může být i přímo s pravou síní. Toto propojení vysokotlakého a nízkotlakého řečiště vede k vytvoření mohutných varikózních pletení na srdci. (Baxa, Ferda, 2012)

- **Myokardiální můstky**

Tyto můstky se objevují při atypickém zanoření tepen do myokardu. Můstky bývají většinou úzké a podobné myokardiálním poutkům. Tato odchylka bývá benigní a většinou nevede k zúžení tepny. Byly ale zaznamenány i případy, kdy hluboké zanoření tepny do myokardu způsobilo myokardiální ischemii či dokonce náhlé úmrtí. Mezi symptomy patří angiózní bolesti u pacienta, jehož zátěžové vyšetření bylo negativní. Nejčastěji bývá takto postižen střední úsek RIA, ale může být postižen kterýkoliv tepenný úsek. Detekce můstků má význam u pacientů postižených aterosklerózou tepny proximálně od můstku. Případné zpomalení toku krve může být podpůrným faktorem pro vznik trombózy na narušeném aterosklerotickém plátu. (Baxa, Ferda, 2012)

1.4 Elektrokardiogram

Elektrická aktivita v srdečních buňkách je možná díky schopnosti polarizovat a depolarizovat jejich buněčnou membránu. Díky vodivosti lidského těla můžeme tyto elektrické projevy na jeho povrchu snímat, využíváme k tomu přístroj elektrokardiograf. Vzniklou křivku, která je sumací velkého množství elektrických projevů jednotlivých buněk srdečního svalů a převodního systému srdečního, nazýváme elektrokardiogram (dále jen EKG). Samotná křivka se pak skládá z několika vln. (Mourek, 2005)

Srdeční cyklus začíná spontánní depolarizací v sinusovém uzlu, která v záznamu EKG není patrná. První křivka - vlna P - reprezentuje počátek depolarizace síní a šířící se ztrátu napětí v jejich svalovině. Úsek PQ odpovídá zpomalení vedení vzruchu atrioventrikulárním uzlem. Zpomalení převodu vzruchu do komor má význam pro oddělení systoly a diastoly. Následný komplex QRS zobrazuje postupnou ztrátu napětí (depolarizaci) v komorách. ST úsek na křivce představuje dobu od konce depolarizace komor k začátku repolarizace komor. Vlna T je projevem repolarizace komor, která je aktivním dějem a spotřebovává se při ní velké množství buněčné energie. Repolarizace síní patrná není. Citlivost na různé kardiální i nekardiální vlivy je u vlny T velmi vysoká, a proto mívá proměnlivý tvar. Interval QT značí dobu mezi začátkem depolarizace komor a koncem jejich repolarizace. Je v něm zaznamenáno trvání veškeré elektrické aktivity komor. Čím vyšší je srdeční frekvence, tím kratší je úsek QT. (Mourek, 2005; Thaler, 2013)

EKG se dnes snímá standardním způsobem z 12 svodů, které mají přesně určené umístění i orientaci. Svody dělíme na bipolární, pomocí kterých registrujeme rozdíly potenciálu mezi dvěma místy, a svody unipolární, které zachycují potenciály z jednoho místa vzhledem k nulovému potenciálu. Končetinové svody jsou bipolární a tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník. Spojením končetinových elektrod přes stejné odpory se získá Wilsonova svorka s prakticky stálým nulovým potenciálem, která slouží jako referenční bod, vůči kterému se měří potenciál unipolárních hrudních a zvětšených končetinových svodů. (Chaloupka, 2000)

2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

2.1 Historie a vývoj

2.1.1 Historie radiologie

U počátků radiologie stál objev X-paprsků, učiněný Wilhelmem Conradem Röntgenem v roce 1895 během výzkumu katodového záření. Pokusy byly prováděny v tzv. katodových trubcích, v nichž vznikaly katodové paprsky, skládající se z proudu rychle se pohybujících elektronů. Tyto paprsky byly vytvářeny díky vysokému napětí mezi záporně nabitou katodou a kladně nabitou anodou, jež byly umístěny v uzavřené skleněné trubici s vakuem. Zprvu nebyly známy všechny negativní účinky záření. Lékaři, kteří prováděli vyšetření, často trpěli chronickými dermatitidami a častějšími maligními onemocněními kůže, protože nebyla dodržována základní hygiena při práci s ionizujícím zářením. (Seidl, 2012)

2.1.2 Historie a vývoj výpočetní tomografie

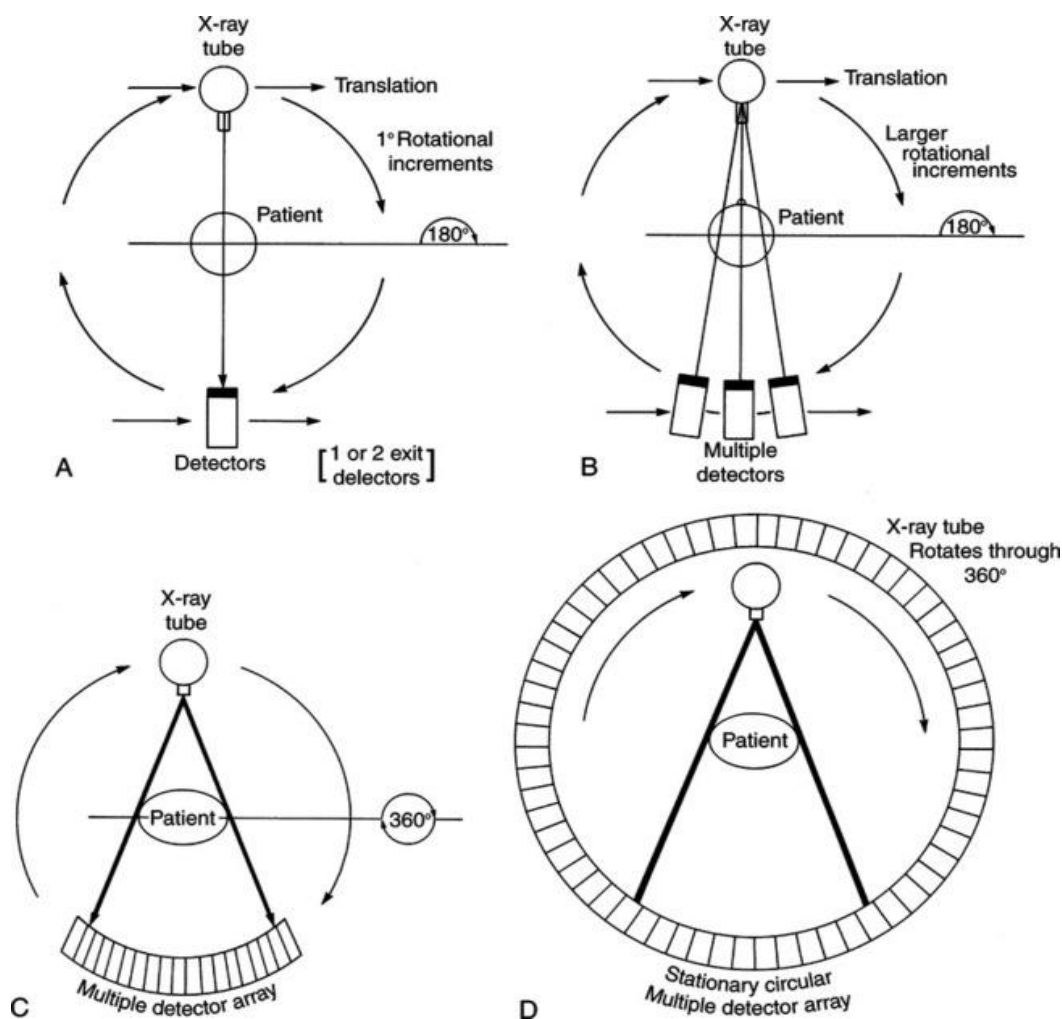
Objev, který změnil radiodiagnostiku, učinil Godfrey Newbold Hounsfield, když v roce 1971 vytvořil první výpočetní tomograf. Za tento svůj vynález byl v roce 1979 oceněn Nobelovou cenou. (Seidl, 2012)

Výpočetní tomografy jsou konstrukčně řešeny na základě dvou principů. První z nich, který v současnosti převažuje, je konstrukce vějířová. U takového přístroje se otáčí rentgenka i detektorová soustava. Druhý z nich je kruhový konstrukční princip, u něhož jsou detektory umístěné po celém kruhovém obvodu přístroje a rotuje pouze rentgenka. (Seidl, 2012)

Přístroje výpočetních tomografů se dělí do několika generací. V první generaci bylo RTG záření kolimováno do tenkého svazku válcového tvaru. Po prozáření pacienta bylo detekováno jedním protilehlým detektorem, který spolu s rentgenkou rotoval. Vyšetření takovým přístrojem mělo velmi dlouhou expoziční dobu. V druhé generaci bylo záření kolimováno do vějířovitého svazku a po průchodu pacientem zachycováno na detektorech umístěných v jedné řadě kružnicové výšeče naproti rotující rentgence. První dvě generace využívaly rotačně translační pohyb. Ve třetí generaci je svazek kolimován do širšího vějíře, podobně jako v předchozí generaci, ale prošlé záření je zachycováno na detektorech umístěných na kruhovém oblouku ve více řadách. Je tedy možná snímání více řezů současně. Takové konstrukční řešení se nazývá multi-slice CT a využívá rotačního pohybu

soustavy rentgenka-sektor detektorů. Vysokorychlostní spirální multidetektorové systémy (dále už jen MDCT) jsou pokračováním právě této třetí generace. Čtvrtá generace využívá rotačně stacionární pohyb. Detektory, které jsou umístěny po celém obvodu kruhu (několik prstenců vedle sebe) jsou nepohyblivé a rotuje pouze rentgenka. (Seidl, 2012)

Obrázek 1: Generace CT



Zdroj: <https://radiologykey.com/computed-tomography-4/>

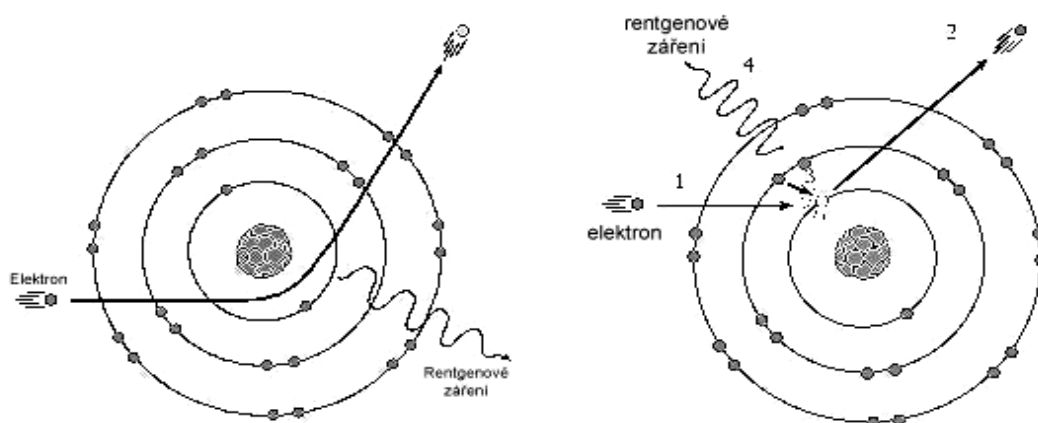
2.2 RTG záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění s krátkými vlnovými délkami a vysokou frekvencí procházející hmotou i vakuem. Jeho intenzita klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Má ionizující účinky, které mohou být nebezpečné pro živé organismy. Při běžném vyšetření ale pacienta významně nezatíží a pro přínos v diagnostice patří k základním vyšetřovacím metodám. Pro vznik obrazu se využívá rozdílné atenuace (= hodnoty zeslabení) RTG svazku procházejícího různými tkáněmi pacienta. (Seidl, 2012)

2.2.1 Vznik RTG záření

Podle způsobu vzniku se RTG záření dělí na brzdné a charakteristické. Brzdné záření vzniká průletem elektronu v blízkosti atomového jádra. Po zbrždění a zakřivení dráhy elektronu je jeho ztrácející se energie vyzářena formou kvanta energie. Spektrum tohoto záření je spojité. Charakteristické záření vzniká při srážce elektronu letícího z katody a elektronu z elektronového obalu atomu na anodě. Vyražením elektronu z K nebo L slupky atomu vzniká místo, které je následně zaplněné elektronem z jedné z hladin vzdálenějších od jádra. Vzniklý foton má energii rovnou rozdílu v energiích těchto dvou vrstev, ve kterých došlo k přesunutí elektronu. Spektrum charakteristického záření je čárové. Vlnová délka záření je závislá na materiálu anody. (Ferda, 2015)

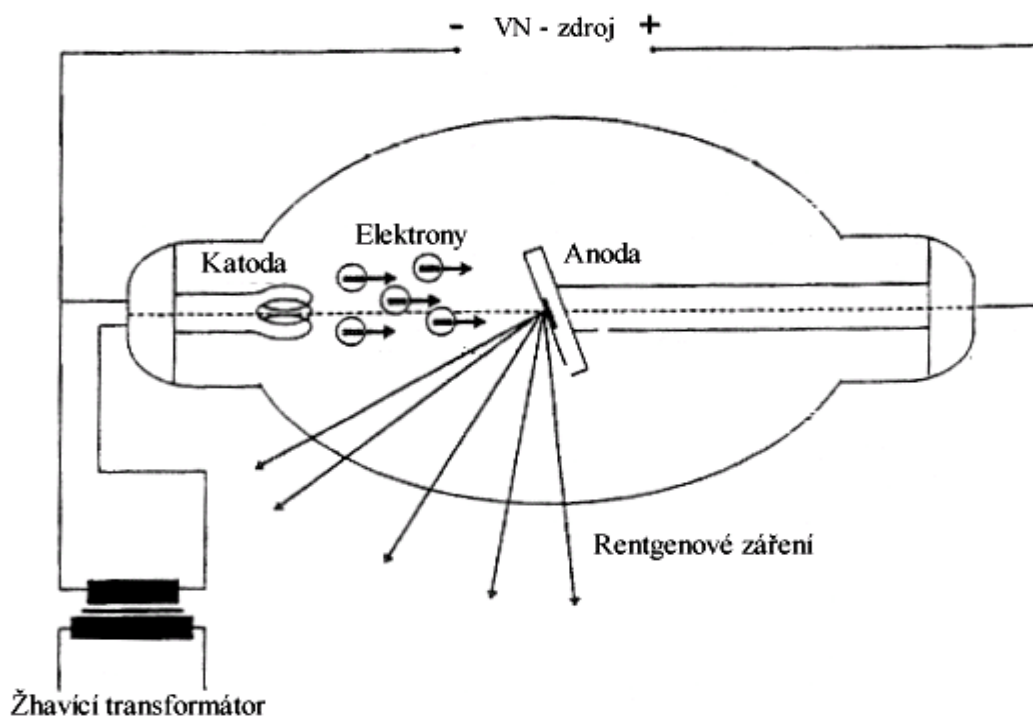
Obrázek 129: Vznik RTG záření



Zdroj: http://www.rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html

V diagnostice se jako zdroj umělého záření využívá rentgenka. Tato skleněná vakuová trubice je uložena v olověném krytu. V trubici najdeme dvě elektrody, kladnou anodu a zápornou katodu. Po nažhavení wolframové katody se termoemisí uvolňují elektrony, které jsou fokusovány do elektronového svazku a urychlovány silným elektrickým polem s vysokým napětím (U) mezi katodou a anodou. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí a zhruba 1 % jejich kinetické energie je transformováno na brzdné nebo charakteristické záření. Zbýlých 99 % je pak přeměněno na tepelnou energii. (Seidl, 2012).

Obrázek 257: Vznik záření v rentgence



Zdroj: <http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=renzar>

2.2.2 Vlastnosti RTG záření

I přesto, že se jedná o elektromagnetické vlnění, lze jej popsat jako kvantum energie (foton). Je charakterizováno vlnovou délkou (λ) pohybující se v intervalu mezi 10^{-8} – 10^{-12} , frekvencí (f) a kvantovou energií. Šíří se rychlostí světla ve vakuu, která činí 3×10^8 m/s. (Ferda, 2015)

Záření, které je za normálních okolností neviditelné, má schopnost se přeměnit na viditelné při interakci s určitými látkami. Tomuto jevu říkáme luminiscenční efekt. Další jeho vlastností je efekt ionizační, který způsobí, že z elektricky neutrálních atomů se stávají elektricky nabitě ionty. Energie, které záření dosahuje, je dostatečná k ionizaci atomů či molekul ozářené látky. Nesmíme opomenout ani biologický efekt, protože záření může být ve větších dávkách pro živý organismus nebezpečné a může způsobit nevratné poškození buněk. V ionizovaných částech molekul vyvolává řadu chemických reakcí, které mohou způsobit smrt buňky nebo změnu genetické informace. Fotochemický efekt záření způsobí změny v chemickém složení fotografického materiálu a jeho následné zčernání. (Seidl, 2012)

2.3 Princip výpočetní tomografie

Základním principem je, stejně jako u konvenční skiografie, využívání různé míry zeslabování svazku X záření procházejícího různými tkáněmi vyšetřovaného objektu. Následně se digitálně zpracují data o průchodu rentgenového záření vyšetřovanou vrstvou v mnoha průmětech. Celé vyšetření se skládá z velkého množství sousedících vrstev (skenů), které mohou mít různou šířku v závislosti na nastavených parametrech a vyšetřované problematice. Jednotlivé vrstvy jsou zhotovovány postupně za pomoci posunu vyšetřovacího stolu o zvolenou vzdálenost. Posun stolu a šířka vrstvy bývají většinou stejně velké, aby došlo k pokrytí celé oblasti zájmu. (Heřman, 2014)

Svazek rentgenového záření (jeho vznik byl popsán v kapitole 2.2.1.) vycházející z rentgenky je vycloněn do tvaru vějíře. Jeho šířka určuje šířku zobrazované vrstvy. Záření je průchodem skrz objekt zeslabeno a dopadá na detektory uložené naproti rentgence. V detektorech je záření registrováno a převáděno na elektrický signál. Ten pak následně počítač zpracuje a zrekonstruuje obraz snímkové vrstvy. Pro zhotovení jedné vrstvy se systém rentgenka-detektory otočí kolem objektu o 360° . Doba jedné rotace rentgenky se pohybuje od 0,3 do 2 sekund. (Heřman, 2014)

2.4 MDCT

Multidetektorové výpočetní tomografy jsou přístroje s detektory ve více řadách. Při tomto způsobu akvizice dat je současně získávána více než jedna datová stopa. V současnosti lze simultánně získat 4-320 datových stop. Základní princip získávání hodnot absorpce je stejný jako u přístrojů s jednou řadou detektorů. (Ferda, 2009)

Dnes máme k dispozici několik konstrukčních typů. Nejobvyklejší přístroj je vybaven jednou rentgenkou a soustavou detektorů, která může současně získat 4-128 datových stop. Další typ MDCT přístroje má dva zdroje - dvě rentgenky a dvě soustavy detektorů, mezi nimiž je většinou úhel 90° . Při zapojení obou detektorových soustav lze urychlit akvizici dat a zlepšit časové rozlišení. Dvě detektorové soustavy umožňují získávání dat expozicí s dvojnásobnou energií záření. (Ferda, 2009)

Detektorové soustavy mohou být založeny buď na principu matice, kdy mají všechny elementy stejnou velikost, nebo na detektorech typu adaptive array, které využívají jemnější detektory uložené centrálně a širší detektory v periferních částech. (Ferda, 2009)

2.5 Akviziční (primární) parametry

Akviziční parametry jsou takové, které ovlivňují získávání dat a závisí na nich kvalita hrubých dat. Jejich správné nastavení má zásadní význam pro získání diagnosticky validních zobrazení. Nemůžeme je dodatečně měnit, takže v případě vzniklé chyby je nutné expozici opakovat. Mezi akviziční parametry patří expozice (hodnota napětí a proudu na rentgence), kolimace, počet datových stop, rychlost otáčky systému rentgenka-detektor o 360° a rychlost posunu stolu s pacientem. Získaná hrubá data následně slouží k rekonstrukci obrazových dat. (Ferda, 2009)

- Kolimace

Kolimace je důležitým parametrem určujícím výsledné prostorové rozlišení i rychlost vyšetření. U MDCT můžeme kolimaci rozdělit na úhrnnou a nominální. Úhrnná kolimace udává šíři soustavy detektorů ozářených X zářením ve směru osy Z, nominální náleží jednomu aktivnímu detektoru, jehož činností vzniká jedna datová stopa. Pro nominální kolimaci se dnes využívá termín datová stopa. (Ferda, 2009)

- Datová stopa

Počet datových stop je u multidetektorových přístrojů významným faktorem ovlivňujícím prostorové rozlišení a kvalitu hrubých dat. Udává, kolik simultánně získávaných stop vzniká jedním otočením rentgenky v gantry o 360°. Počet zároveň získávaných stop hraje také roli v akviziční rychlosti vyšetření. (Ferda, 2009)

- Faktor stoupání

Faktor stoupání (pitch) je bezrozměrná veličina, která se odvozuje od základního parametru nazývajícím se rychlost posunu stolu. Určujeme jím hustotu závitů šroubovice datové stopy získávané během akvizice dat posunem stolu otvorem gantry přístroje. Pitch je poměrem mezi posunem stolu během jedné otáčky systému rentgenka-detektor o 360° a úhrnnou kolimací. Například pokud posun stolu činí 10 mm a úhrnná kolimace je 20 mm, bude faktor stoupání 0,5. Při zrychlení posunu stolu a stejné kolimaci bude faktor stoupání nabývat vyšších hodnot. (Baxa, Ferda, 2012)

Mezi kvalitou výsledného datového pole a faktorem stoupání je nepřímá úměra. Čím vyšších hodnot nabývá pitch, tím klesá hodnota tzv. minimální rekonstruovatelné šíře obrazu, protože dochází k neúplnému vyplnění datového prostoru. Závitů šroubovice jsou

více vzájemně oddáleny. Pokud potřebujeme získat kvalitní pole dat (např. pro zobrazení srdce) využívají se nízké hodnoty faktoru stoupání. Čím nižší faktor stoupání, tím více se závitý šroubovice překrývají. Dvouzdrojový systém umožňuje nové způsoby akvizice dat, kdy se vzájemně kompletují data do úplného naplnění datového pole i při použití většího faktoru stoupání (např. při použití faktoru stoupání 3). (Ferda, 2009)

- Perioda rotace

Perioda rotace ovlivňuje především časové rozlišení. Pro rutinní zobrazení se používá perioda 500 ms, ale může se pohybovat v rozmezí od 270 ms až do 1 s. Kratší perioda se využívá pro zrychlená vyšetření (např. rychlé skenování polytraumat), při potřebě vysokého časového rozlišení (např. u vyšetření srdce) nebo pro snížení radiační dávky. Nižší hodnota periody rotace znamená i menší náchylnost k pohybovým artefaktům. Delší perioda se využívá hlavně pro nepohybující se struktury. Docílíme tak vyšší kvality obrazu, ale obdržená dávka záření je vyšší. (Ferda, 2009)

- Expozice

Hodnotu expozice určuje nastavení proudu (mAs) a napětí (kV) rentgenky. Napětí ovlivňuje vlastní energii záření používaného k měření absorpce materiálu. Absorpce jednotlivých materiálů se výrazněji liší při použití nižší energie. Hodnoty běžně používaného napětí jsou mezi 80 a 140 kV. Proud ovlivňuje velikost kvanta X záření (množství záření) vycházejícího z rentgenky. Tato hodnota ovlivňuje jak celkovou absorbovanou dávku, tak i kvalitu zobrazení v subjektivním hodnocení - množství šumu. (Ferda, 2009)

2.6 Rekonstrukční parametry

Hrubá data se musí nejprve zrekonstruovat, abychom získali výsledná obrazová data. Právě k tomu slouží tzv. rekonstrukční parametry, které určují kvalitu zrekonstruovaných obrazových dat. Mezi rekonstrukční parametry patří šíře rekonstruované vrstvy, překrývání jednotlivých obrazů (rekonstrukční increment) a rekonstrukční algoritmus. Tyto parametry pracující s hrubými daty se mohou měnit i po akvizici dat. (Ferda, 2009)

- Rekonstruovaná šíře vrstvy

Šíři vrstvy (slice width) volíme podle vyšetřovaného orgánu. U mozku to bývá 5-8 mm, u mediastina, břicha a retroperitonea 3-5 mm, u trávicí trubice 3 mm, u cév 1-3 mm a u plicního parenchymu se šíře vrstvy pohybuje v nejnižších hodnotách, od 0,6 do 1,5 mm. (Ferda, 2009)

Při rekonstrukci koronárních tepen je třeba využít co nejmenší šíře obrazu. Ta zajistí vysoký kontrast a dostatečné prostorové rozlišení, zároveň ale dochází k zatížení obrazu větším množstvím šumu. (Baxa, Ferda, 2012)

- Rekonstrukční increment

Rekonstrukční increment udává vzdálenost mezi dvěma sousedícími axiálními řezy obrazu v ose Z. Dostatečné překrývání jednotlivých obrazů zajistí plynulejší přechody kontur ve výsledných obrazových datech. Jestliže mají rekonstruovaná data širší axiální obraz než 1 mm, dostatečný překryv řezů je o polovinu a více (increment stejný nebo větší než 1/2 šíře obrazu). Pokud je šíře axiálního obrazu do 1 mm, stačí překryv o třetinu (increment stejný nebo větší než 1/3 šíře obrazu). (Ferda, 2009)

- Rekonstrukční algoritmus

Rekonstrukční algoritmus má vliv na kontrast, šum i prostorové rozlišení obrazu. Umožňuje zvýraznit nebo potlačit přechod denzitního rozhraní mezi jednotlivými elementy obrazu (pixels). Čím více je přechod zvýrazněn, tím je vyšší geometrické rozlišení, ale zároveň i vyšší hladina šumu. Naopak při nižším přechodu denzitního rozhraní je geometrické rozlišení horší, ale hladina šumu není tak vysoká. (Ferda, 2009)

Použití algoritmu s výrazně potlačeným rozhráním je vhodné pro vytváření objemových rekonstrukcí, u kterých může při hodnocení axiálních řezů dojít k limitaci kvůli neostrosti přechodů denzit mezi jednotlivými strukturami nebo z důvodu tzv. „blooming artifactu“ způsobeného zejména kalcifikací stěn tepen. (Baxa, Ferda, 2012)

- Matice

Velikost matice je dána množstvím bodů (pixelů), kterými je tvořen jeden axiální obraz. Čím jemnější matice je použita při rekonstrukci, tím lepší je prostorové rozlišení. Základní matice je tvořena rastrem 512 x 512 bodů, ale rozsah se může pohybovat od 340x340 do 2048x2048 bodů. (Ferda, 2009)

- Zobrazované pole

Pro kvalitní prostorové rozlišení je potřeba zvolit správné zobrazované pole - field of view (FOV). Oblast zájmu by měla vyplňovat prostor zvolený pro akvizici nebo rekonstrukci co nejvíce. Počet elementů základní matice je totiž konstantní a musí jich být co nejvíce využito pro vyšetřovanou oblast, nikoliv na struktury mimo oblast zájmu. Při pouhém zvětšení obrazu v prohlížeči by došlo k úměrnému snížení prostorového rozlišení a drobné struktury by měly nejasné kontury nebo by úplně splynuly s okolní tkání. (Ferda, 2009)

2.7 Kontrast a šum

Kontrast definujeme jako rozdíl denzit mezi jednotlivými strukturami umožňující jejich rozlišení. Mají na něj vliv expoziční a rekonstrukční parametry, ale také histologické složení tkání a distribuce aplikované kontrastní látky. (Ferda, 2009)

Množství šumu má pro diagnostickou výtěžnost vyšetření zásadní význam. Závisí na objemu vyšetřovaného objektu, množství použitých mAs, šíři řezu a rekonstrukčním algoritmu. Šum je ve větší či menší míře přítomen vždy. Čím větší objem má vyšetřovaný objekt, tím více je obraz šumem zatížen. Použitím vyšších mAs ubývá šumu, ale narůstá obdržená dávka. Je proto třeba zvážit účel vyšetření a zvolit kompromis mezi kvalitou obrazu a radiační zátěží pacienta. (Ferda, 2009)

2.8 Hounsfieldova stupnice

Míra absorpce rentgenového záření ve tkáních pacienta se vyjadřuje v Hounsfieldových jednotkách. Stupnice denzit je rozdělena na 4096 stupňů. Její rozsah je od -1000 do +3096. Hodnota 0 na stupnici odpovídá denzitě vody. Záporné hodnoty nabývají materiály s menší absorpcí, např. tuk a vzduch. Kladnou hodnotu mají materiály a tkáně, které absorbují záření více. To jsou například měkké tkáně, kosti a RTG kontrastní látky. Denzita je kódována do stupňů šedi. Čím vyšší hodnota na stupnici, tím je bod

světlejší. Jelikož lidské oko má omezenou schopnost rozlišování většího množství stupňů šedi, využívá se tzv. oken. Okno je část denzitní škály s definovanou šíří a středem, zobrazující pouze její vybraný úsek. Obrazové body, které se do tohoto okna nevešly, se v obraze jeví jako černé (pod dolní hranicí) nebo bílé (nad horní hranicí). Díky využití těchto oken je možné okem posoudit i malé rozdíly v absorpci RTG záření různými tkáněmi lidského těla. Využívá se například plicní, mozkové, břišní nebo kostní okno. (Ferda, 2009)

3 CT KORONAROGRAFIE

V moderní medicíně můžeme díky CT koronarografii získat nejen informace o anatomické struktuře koronárních cév a rozsahu aterosklerotického poškození, ale i řadu dalších detailních informací. Dozvíme se například o změnách průtoku krve tepnou při různých zátěžích nebo o stavbě a složení přítomných aterosklerotických plátů. (Veselka, Rohn, 2015)

3.1 Technika vyšetření

Koronarografie za pomoci CT byla první využívanou minimálně invazivní zobrazovací metodou, která byla schopna přímo zobrazit koronární řečiště. Konvenční CT přístroje hodnotily pouze tvar a velikost srdečních oddílů, šíři myokardu, popřípadě přítomnost kalcifikací na chlopních a hlavních koronárních tepnách. Dnes využívaná spirální multidetektorová technologie nám umožňuje kvalitně zobrazit celé koronární řečiště.

Srdeční sval se aktivně pohybuje, čímž dochází i k pasivnímu pohybu koronárních cév. V závislosti na fázi srdečního cyklu mění koronární cévy svou polohu. Nejméně patrné pohyby zaznamenáváme v pozdní systolické a střední až pozdní diastolické fázi. Morfologické zobrazení srdce pomocí tzv. virtuálního zmrazení je proto nejvhodnější v těchto částech cyklu. Virtuálního zmrazení je možné dosáhnout pouze při synchronizaci akvizice dat s EKG křivkou.

Pro vyšetření koronárních tepen je kromě synchronizace s EKG křivkou nezbytné zajistit co nejkratší dobu akvizice dat, které dosáhneme zvýšením počtu datových stop za jednu otáčku a zkrácením periody rotace rentgenky. (Baxa, Ferda, 2012)

Při použití přístrojů s 64 a více řadami detektorů je spolehlivost vyšetření velmi vysoká. Senzitivita (pravděpodobnost pozitivního nálezu u nemocné osoby) dosahuje 90 %. Specificita (pravděpodobnost negativního nálezu u zdravé osoby) je dokonce až 97 %. Pozitivní prediktivní hodnota (pravděpodobnost, že osoba je opravdu nemocná, když test reagoval pozitivně) dosahuje 76 %. Negativní prediktivní hodnota (pravděpodobnost, že osoba nemá sledovanou nemoc při negativním výsledku testu) je ale až 99 %, z čehož vyplývá, že pro vyloučení významné stenózy je tato metoda velmi spolehlivá. (Adla, 2009)

3.2 Protokol

- rozsah - objem srdce (event. i s bypassy)
- kV - 120
- mAs - 500-750
- redukce dávky - EKG pulsing
- kolimace - 0,6 mm
- faktor stoupání - podle skeneru 0,2-1
- šíře vrstvy - 0,6 mm
- increment - 0,4 mm
- fáze - diastola
- rekonstrukční algoritmus - koronární CTA
- aplikace kontrastní látky - i.v. 80-100 ml/4-5ml/s
- fáze zobrazení - arteriální fáze
- zpoždění - bolus tracking

(Baxa, Ferda, 2012)

3.3 EKG synchronizace

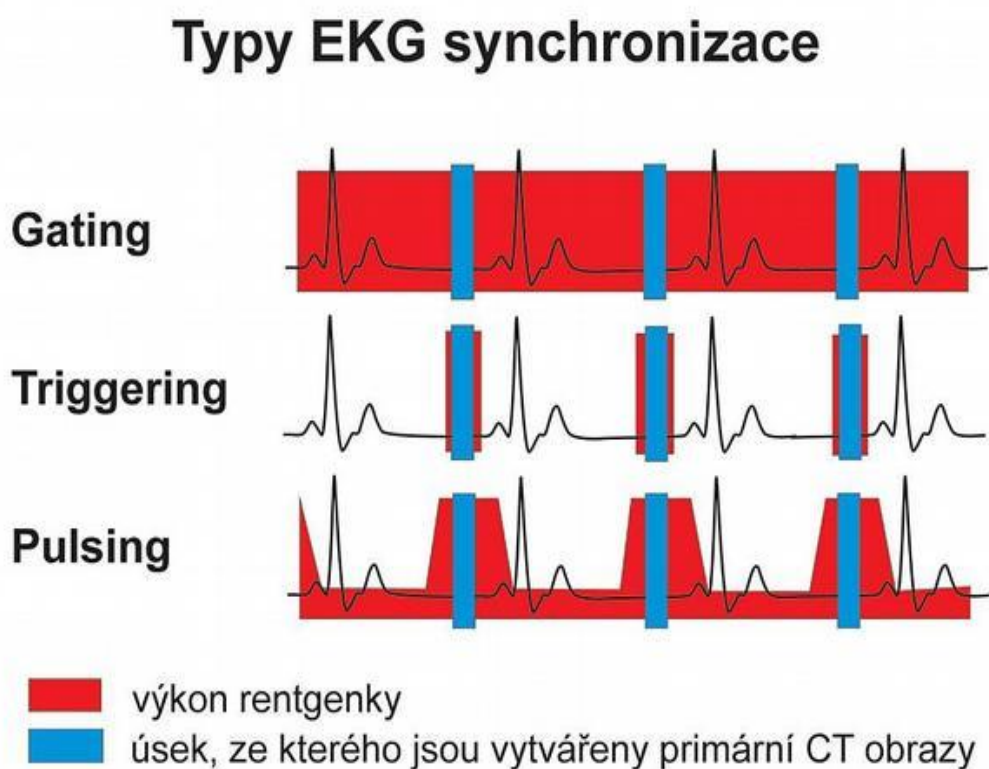
Jelikož srdce nemůžeme zastavit, je nutné pro jeho zobrazení bez pulsačních pohybů a pohybových artefaktů synchronizovat akvizici dat s kontinuálním záznamem EKG křivky. Podmínkou správné synchronizace je konstantní vzdálenost mezi vlnou P, která odpovídá systolické fázi síní, a komplexem QRS, odpovídajícímu systolické fázi komor. Neméně důležitou částí křivky je vzdálenost mezi vlnou T a P, která odpovídá diastolické fázi a závisí na srdeční frekvenci. (Baxa, Ferda, 2012)

- Interval R-R

Pro synchronizaci je třeba přesného určení jednoho srdečního cyklu. Ve většině případů se jako počátek a konec jednoho cyklu zvolí kmit R. Trvání jednoho cyklu je tedy definováno intervalem R-R. Délka tohoto intervalu je závislá na srdeční frekvenci, čím je frekvence vyšší, tím je vzdálenost R-R intervalu kratší. Různá délka R-R intervalu nastává v případě fibrilace síní nebo při přítomnosti supraventrikulárních extrasystol, kdy dochází k poruchám pravidelného rytmu. Tyto jevy se mohou odlišit na základě tvaru QRS komplexu. (Baxa, Ferda, 2012)

3.3.1 Typy EKG synchronizace

Obrázek 385: Typy EKG synchronizace s ohledem na skenování a následné rekonstrukce ze získaných dat



Zdroj: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/vypocetni-tomografie-v-kardiologii-soucasne-moznosti-a-vyuziti-447995>

- **Retrospektivní gating**

Jde o retrospektivní synchronizaci, při které rekonstrukce dat probíhá v nastavené fázi cyklu. Expozice je zapnuta kontinuálně během celého vyšetření, čímž je významně navýšena radiační zátěž. Výhodou je ale možnost volby nejlepší fáze pro rekonstrukci nebo vytvoření rekonstrukcí v několika fázích. Můžeme tak hodnotit kinetiku myokardu a srdeční oddíly v průběhu celého cyklu. (Adla, 2009)

- **Prospektivní triggering**

Jedná se o spouštění expozice v nastavené fázi srdečního cyklu, mimo zvolený segment rentgenka nezáří. Počáteční bod zapnutí expozice je pevně stanoven. Radiační zátěž je tak významně menší než u retrospektivního gatingu. Nevýhodou je ale citlivost na nepravidelnost srdečního cyklu, kdy může dojít ke skenování například i při extrasystole. (Adla, 2009)

- **EKG pulsing**

Pulsing je kombinací předchozích dvou základních principů. Při této metodě se zvolí jedna část R-R intervalu, kdy přístroj používá plný výkon, a v ostatních fázích cyklu je výkon rentgenky snížen na nižší dávku. Docílíme tím menší radiační zátěže při zachování možnosti částečné rekonstrukce kterékoliv části R-R intervalu, což nám umožní i hodnocení funkce a kinetiky srdce. (Adla, 2009)

3.4 Indikace k vyšetření koronárních tepen pomocí CT

K rozšiřování indikačního spektra CT koronarografie dochází zejména kvůli rizikům a technické náročnosti invazivní koronarografie. Mezi hlavní indikace patří podezření na koronární nemoci, zejména ICHS v důsledku aterosklerózy a infarkt myokardu. Indikovat se může také u nespécifického zátěžového testu či bolesti na hrudi bez známého důvodu. Indikací může být rovněž potřeba posouzení průchodnosti koronárních bypassů, které se stalo první rutinní indikací CT koronarografie. Vyšetření pomocí CT je dnes nejvyužívanějším způsobem stanovení množství kalcifikací v koronárním řečišti. Kalciové skóre pak slouží pro hodnocení pokročilosti koronárního postižení a posouzení rizika ICHS. (Baxa, Ferda, 2012)

3.5 Příprava pacienta a premedikace

Příprava pacienta na CT koronarografii se příliš neliší od příprav k ostatním typům CT vyšetření s podáním kontrastní látky. Pacientem, případně jeho zákonným zástupcem, by měl být podepsán informovaný souhlas s vyšetřením (viz Příloha 2). Před vyšetřením by se nejméně 4 hodiny nemělo jíst. Samotný sběr dat je krátký, obvykle 10-20 sekund, ale je potřeba, aby pacient vydržel nedýchat. (Adla, 2009)

3.5.1 Intravenózní podání kontrastní látky

Použití kontrastní látky (dále jen KL) je nezbytné pro zvýraznění cév a parenchymových orgánů. Její použití není vyžadováno při vyšetření vysoce kontrastních struktur (např. skelet, konkrementy atd.), kdy postačí nativní vyšetření. Aplikace KL má přesné zásady a je třeba brát v potaz vyšetřovanou oblast a typ přístroje. Je také nezbytné synchronizovat aplikaci KL s akvizicí dat. (Ferda, 2009)

Před aplikací je nezbytně nutné provést anamnézu a zjistit, jestli pacient netrpí alergií, zhoršenou funkcí ledvin nebo štítné žlázy, paraproteinémií či srdečním selháním. Pacient s alergií se premedikuje kortikoidy. Při porušené funkci ledvin se dbá na dostatečnou hydrataci, případně se podává nefroprotektivum (N-acetyl-cystein). Mohou se rovněž podat neiontové KL. (Ferda, 2009)

Pro podání KL intravenózně se musí zajistit nitrožilní kanylou cévní přístup. V závislosti na rychlosti aplikace KL je její kalibr 18-20G (gauge). Nejčastěji se kanyla zavádí do povrchových žil předloktí nebo do dorza ruky. Méně typické vstupy jsou v dorzu nohy či společné stehenní žíly. Využit se může i centrální žilní katetr. Pro aplikaci KL se ve většině případů využívá přetlakový injektor, který zajistí konstantní a časově přesnou aplikaci. Injektory jednopístové zajišťují pouze aplikaci KL, kdežto injektory dvoupístové umožňují provádět kromě aplikace KL i proplach fyziologickým roztokem. Tím se ušetří až třetina objemu KL nebo se podle potřeby upraví její koncentrace. Rychlost podání, objem a koncentrace KL závisí na typu přístroje a vyšetřované oblasti. (Ferda, 2009)

Nárůstu denzity v cévním řečišti odpovídá tzv. bolus, což je celý objem aplikované KL, který vytváří vlnu denzitního zvýšení. Při CT angiografii je obecně vhodné zvýšit denzitu cévy na úroveň minimálně 250 HU. Koncentrace jodu v KL ovlivňuje výslednou maximální denzitu ve vyšetřované cévě, proto se při CT koronarografii doporučují KL s koncentrací jodu minimálně 350 mg/ml. Vysokou koncentrací a rychlou aplikací stoupá strmost nárůstu denzity. Při dlouhých akvizičních dobách se průtok nastavuje na 34 ml/s.

Při kratších akvizicích se průtok zvyšuje až na 5-6 ml/s. Kromě celkového objemu KL se také definuje tzv. příkon jodu, který udává množství jodu, které se dostane za jednotku času do cílového místa. Příkon je ovlivněn koncentrací jodu v KL, celkovým objemem i rychlostí aplikace. Objem potřebné KL se stanoví vynásobením průtoku dobou akvizice. (Baxa, Ferda, 2012)

3.5.2 EKG elektrody

Zásadní vliv na provedení vyšetření má i správné umístění EKG elektrod, které zajistí získání vysoké voltáže R kmitu. Pacientovi nejprve upevníme dvě elektrody na horní končetiny a dvě na dolní končetiny. Získáme tak frontální pohled na srdce. Zbýlých šest elektrod je umístěno pacientovi na hrudník a díky uspořádání v horizontální rovině získáme záznam podnětů pohybujících se dopředu a dozadu. (Baxa, Ferda, 2012; Thaler, 2013)

3.5.3 Beta-blokátory

Nutnost podání beta-blokátorů závisí na typu přístroje a srdeční frekvenci pacienta. Při vysoké srdeční frekvenci je třeba pro lepší zobrazení využít beta-blokátorů (betalytik), které tlumí vliv sympatického nervového systému na srdeční frekvenci. Podávají se vyšetřovanému krátce před provedením vyšetření přímo na pracovišti CT. Podání beta-blokátorů probíhá buď intravenózně nebo perorálně. Perorální podání má delší nástup účinnosti s vrcholem po 90 minutách. Intravenózní podání má značně rychlejší nástup účinné hladiny, a to zhruba už po 10 minutách. Při podání je třeba počítat s možnými riziky, která zvyšují nároky na obsluhující personál i logistiku CT pracoviště. (Baxa, Ferda, 2012)

3.5.4 Nitráty

Nitráty (estery kyseliny dusičné) jsou běžně využívány v prevenci i terapii ICHS. Jejich podání v rámci vyšetření má okamžitý účinek na vazodilataci koronárního řečiště a docílíme jím tak lepší kvality CT vyšetření. Kvalitního vyšetření dosáhneme i bez jejich využití, ale nitráty přispívají k vyšší kvalitě výsledného obrazu. Podání nitrátů je snadné a prakticky bez rizik. (Baxa, Ferda, 2012)

3.6 Typy rekonstrukcí

- **Multifázová rekonstrukce**

Pro hodnocení morfologie se využívá jedna sada axiálních obrazů, které jsou rekonstruovány v jedné fázi R-R intervalu. Pokud data synchronizujeme pomocí techniky retrospektivního gatingu, je možné zpětně zrekonstruovat celý objem srdce v jakékoli části srdečního cyklu. Multifázová rekonstrukce tak představuje sady axiálních obrazů v jednotlivých částech R-R intervalu. Lze takto získat plynulý kinetický obraz srdečního stahu, proto se tato rekonstrukce využívá nejčastěji pro stanovení funkčních parametrů levé (nebo pravé) komory. (Baxa, Ferda, 2012)

- **Multiplanární rekonstrukce**

Dvourozměrný obraz je vytvořen z trojrozměrného objemu dat. Je stanovena libovolná rovina, ve které má rekonstrukce proběhnout, přičemž všechny voxely v této rovině jsou zobrazeny v planárním obrazu. Tvoříme zejména obrazy ve frontální (koronární) a sagitální rovině, ale také v rovině šikmé či zakřivené, které se využívají pro hodnocení dlouhých struktur s nepravidelným průběhem. Šíři zvolené roviny můžeme libovolně nastavit. Kvalitu rekonstrukce ovlivňuje rozlišení axiálních obrazů získaných při akvizici dat, šíře vrstvy a použitý rekonstrukční algoritmus. Čím menší hrana kubického voxelu, tím kvalitnější MPR můžeme získat (nejlépe voxel s hranou menší než 1 mm). Kvalita MPR je podmíněna použitím dostatečného překryvu (50-70 %) základních axiálních řezů. MPR v jakékoli rovině může být ve stejné kvalitě jako axiální obrazy. (Baxa, Ferda, 2012)

Pro hodnocení koronárních tepen je diagnosticky velmi přínosná rekonstrukce zakřivené plochy. Vytvoříme ji umístěním bodů do centra cévy podél její ideální osy, kterými pak vypočtená rekonstrukce prochází. Zakřivenou rekonstrukci lze provést i pouhým definováním začátku a konce cévy, přičemž aplikace pro cévní analýzu vytvoří rekonstrukci v ose spojující oba body a procházející středem cévy. (Baxa, Ferda, 2012)

- **MIP rekonstrukce - Maximum intensity projection**

MIP nám umožní dosáhnout zvýraznění struktur s vyšší denzitou (např. kosti, konkrementy s kalciumem, cévy naplněné KL, atp.). Tato rekonstrukce se využívá při CT koronarografii pro dosažení výraznějšího odlišení koronárních tepen od okolních tkání. Pro

kvalitní zobrazení cévy v MIP rekonstrukci jsou potřeba axiální obrazy s co nejnižší úrovní šumu a dostatečné naplnění cév KL. Velkou roli hraje i efektivní šíře obrazu, kdy je pro zobrazení tenkých cév vhodné použití vrstvy o šířce 2-5 mm. U koronárních tepen je hlavním problémem překrývání se srdečními dutinami, které jsou rovněž naplněny KL. (Baxa, Ferda, 2012)

- **MinIP rekonstrukce** - Minimum intensity projection

Tato rekonstrukce je založena na opačném principu než MIP. Tyto dvourozměrné rekonstrukce získávané z různého objemu lze využít k zobrazení struktur vyplněných obsahem s nízkou denzitou v porovnání s okolní tkání. Při vyšetření srdce a koronárních tepen se tato rekonstrukce nepoužívá, ale své využití najde například při zobrazování dýchací soustavy, tračníku nebo žlučových cest. (Ferda, 2009)

- **VRT rekonstrukce** - Volume rendering technique

Tato technika nám umožňuje přehledné zobrazení prostorových poměrů, které má spíše dokumentační než diagnostický význam. Jednotlivým voxelům jsou podle hodnot HU přiřazeny různé parametry – barva, jas, sytost, průhlednost atp. Na základě tohoto přiřazení vytvoří různé denzitní intervaly celkový 3D obraz. V případě zobrazení cév je vhodné použít rekonstrukční algoritmus s potlačením denzitních rozhraní, který snižuje vliv šumu. Je vhodné využívat sady tenkých vrstev s překrýváním o $\frac{1}{4}$ až $\frac{1}{2}$. Při této rekonstrukci se využívá subtrakce (odčítání), kdy jsou odstraněny struktury v předem definovaném intervalu denzit (např. kosti). (Baxa, Ferda, 2012)

U zobrazení srdce tato rekonstrukce slouží především pro přehledné zobrazení průběhu koronárních cév, bypassů nebo anomálií. VRT rekonstrukce nenabízí kvůli zkreslení při pohledu z různých úhlů možnost přesného měření. Je postižena také vyšší náchylností k artefaktům. (Baxa, Ferda, 2012)

3.7 Hodnocení vyšetření

Pro dodržení metodické jednotnosti a posloupnosti je vhodné pro hodnocení koronárního řečiště využívat dostupných softwarových aplikací, které jsou přímo vytvořené pro tuto specifickou oblast zájmu. Při hodnocení je třeba provést subjektivní vizuální posouzení tvaru jednotlivých tepen, kontur, struktury i případných anatomických odchylek. Hodnocení nám umožní především vytváření multiplanárních rekonstrukcí a 3D modelů. (Baxa, Ferda, 2012)

Hlavním úkolem bývá posouzení aterosklerotického postižení koronárních tepen a stanovení míry stenotických změn. Hodnocení případné patologie musí obsahovat popis jejího charakteru (typ plátu, míra kalcifikace apod.) a stupeň způsobené stenózy. Za hemodynamicky významnou stenózu považujeme takovou, kdy je lumen tepny zúžen na 50 % původní šíře. Anomálie koronárních tepen se vyskytují zhruba u 1 % populace a jejich etiologická příčina většinou není známá. V případě anomálních odstupů můžeme hovořit o případech benigních a maligních. Benigní odstupy jsou takové, u kterých nehrozí komprese a náhlé přerušování zásobení kyslíkem. Za maligní varianty odstupu považujeme takové, kdy může dojít k náhlému úmrtí následkem koronární oběhové insuficience. (Baxa, Ferda, 2012)

PRAKTICKÁ ČÁST

Onemocnění koronárních tepen nepříznivě ovlivňují životy mnoha lidí. Snaha o zlepšení kvality poskytované péče a pohodlí pacientů stále roste. Užití CT při angiografii nabízí možnost rychlého a téměř neinvazivního vyšetření, čímž docílíme včasějšího stanovení diagnózy a započetí následné léčby. V současné době prochází kategorie multidetektorových CT přístrojů velkým rozvojem, a tím dochází i ke zvýšení kvality zobrazení koronárních cév. Kazuistiky jsem získala ve Fakultní nemocnici Plzeň na Klinice zobrazovacích metod. Ve své bakalářské práci představuji případy 6 pacientů, kteří CT koronarografii podstoupili.

4 METODIKA

Kazuistiky jsem vyhledávala na pracovišti Kliniky zobrazovacích metod ve FN Plzeň po získání povolení ke sběru informací. Do praktické části jsem zahrnula vzorek pacientů, kteří podstoupili jak CT koronarografii, tak invazivní selektivní koronarografii. Všichni pacienti byli na vyšetření koronárních tepen na CT v posledních 2 letech (tzn. od roku 2015).

5 CÍLE PRÁCE

Cílem praktické části bakalářské práce je poukázat za pomoci získaných kazuistik na přínos výpočetní tomografie při vyšetření koronárních cév a na její zásadní význam pro určování rychlé a přesné diagnózy. V diskuzi chci provést krátké srovnání CT koronarografie se selektivní koronarografií.

6 KAZUISTIKY

6.1 Kazuistika č. 1

Žena, rok narození 1932, v rodinné anamnéze uvedla smrt matky na náhlou srdeční příhodu, nekuřačka.

V roce 2006 byla přijata na doporučení spádového kardiologa k dovyšetření pro pozitivní EKG vyšetření, dušnost při námaze (NYHA II st.) a aortomitrální vadu se středně významnou mitrální insuficiencí. Pacientce byla tedy provedena **selektivní koronarografie obou věnčitých tepen s výsledkem**: ACS: nativní kalcifikace aortální chlopně a tepen, kmen s distálně výraznou až těsnou stenózou, na RIA v terénu nerovnosti výrazná 70% stenóza proximálně, ve středním úseku další výrazná stenóza, RD I s proximálně táhlou výraznou stenózou a nerovnostmi, na RCx nerovnosti, větší RMS II proximálně se 70% stenózou. ACD: nativní kalcifikace, ostiální nerovnosti, na RIVP proximálně významná stenóza.

Téhož roku byla provedena chirurgická revaskularizace myokardu.

V roce 2017 byla pacientka přijata pro nespecifické bolesti na hrudi, mravenčení za sternem a nevolnosti. Chronicky warfarinizovaná kvůli prodělané fibrilaci síní. Nemocná nespolupracovala a odmítala perorální medikaci, proto se medikace ke korekci hypertenze podávala intravenózně. Srdeční akce byla nepravidelná s f 77 pulsů/min, TK 190/100 mmHg, systolický šelest v celém prekordiu. Na EKG ST deprese. Nalezen stopový perikardiální výpotek, celková systolická funkce normální, výrazně hypertrofické LKS a výrazná dilatace obou síní. Rovněž byla objevena výrazná degenerativní Ao stenóza a výrazně kalcifikovaná Ao chlopeň.

Vyšetření CT koronárních bypassů a tepen (rok 2017): Vyšetření provedeno po i.v. podání 80 ml neionické KL.

Výsledky: LIMA-RIA: volně průchodný bypass bez stenóz, periferie RIA se plní bez významné stenózy. SVG-RMS: volně průchodný bypass bez stenóz. Vyšetření také ukázalo, že mediastinum je bez patologicky zvětšených lymfatických uzlin, plicní parenchym bez ložisek a pleurální i perikardiální dutiny neobsahují tekutinu. Břišní orgány bez patologického nálezu. Pokročilé degenerativní změny LS páteře.

Závěr CT koronarografie: Provedeno měření a nález byl indikován k TAVI (implantaci aortální chlopně pomocí zaváděcího katétru). Možný oboustranný femorální přístup. Dva průchodné bypassy.

Téhož roku byla pacientce provedena **selektivní koronarografie obou věnčitých tepen** s přístupem z levé radiální tepny s **výsledkem:** Nativní výrazné kalcifikace věnčitých tepen, aorty a aortální chlopně. ACS: výrazná až těsná stenóza kmene, těsná bifurkační stenóza RIA-RD I, významná stenóza středního RIA, dále je na RIA patrna kompetice s bypassem, nevýznamná stenóza v odstupu RCx, významná bifurkační stenóza RCx-RMS II, dvě nevýznamné stenózy RMS II proximálně, dále je na něm patrna kompetice s bypassem, táhlá výrazná tandemová stenóza RCx před odstupem menšího RMS III. ACD: výrazná stenóza magistralní tepny proximálně, hrubé nerovnosti proximálně, jinak nerovnosti. LIMA-RIA: volně průchodný bypass, bez stenózy. SVG-RMS II: volně průchodný bypass, bez stenózy. Proveden pouze jeden nástřík, anastomóza je dobře přehledná z nástříků ACS.

Po doporučení se pacientka v roce 2018 rozhodla podstoupit TAVI.

Aktuální diagnózy:

Léčená hypercholesterolémie, léčená arteriální hypertenze, časté tonzilitidy, migrenózní cefalea, stav po cholecystektomii, námahová dušnost NYHA II.st., hyperlipidémie, ICHS, stav po 2x CABG (r. 2006), varixy DK, obezita, alergie na penicilin.

6.2 Kazuistika č. 2

Žena, rok narození 1926, rodiče nezemřeli na kardiální příčinu.

V roce 1999 navštívila žena kardiologickou ambulanci ve FN pro tlak a bolesti za sternem, které spontánně odeznívaly a nebyly podmíněné námahou. Vyšetření EKG ukázalo normální velikost i kinetiku LK, ale poruchu její relaxace. Objeveny mírné degenerativní změny v mitrálním anulu, ale bez mitrální insuficience. LS nebyla zvětšená. Degenerativní změny byly zřetelné v kořeni aorty a cípech Ao chlopní. Pravostranné oddíly srdce byly nezvětšené. Perikard byl zesílený.

Téhož roku byla pacientka indikována k **selektivní koronarografii obou věnitých tepen** s přístupem z levé radiální tepny s **výsledkem**: ACS: nativní kalcifikace proximálního RIA, okrajové nerovnosti kmene do 30%, výrazná bifurkační stenóza na RIA v místě odstupu velkého RD I, dále na RIA za odstupem RD I ve značně vinutém úseku hrubé nerovnosti, přecházející ve střední části do krátké významné stenózy, vinutý další průběh RIA jen s okrajovými nerovnostmi, na menším RC hraniční až významná stenóza před odstupem RMS I. ACD: mohutná tepna jen s jemnými okrajovými nerovnostmi.

Následovala revaskularizace dvojnásobným CABG (RD+RIA - sekv. LIMA) Byl také implantován kardiostimulátor pro trvalou kardiální stimulaci.

V letech 2005, 2008 a 2014 se pacientka dostavila k reimplantaci přístroje z důvodu vyčerpání zdroje.

V roce 2015 se pacientce tlak na hrudi a zadýchávání zhoršily. Při chůzi trpěla křečovitými bolestmi v lýtkách, které po zastavení odeznívaly. Pacientka byla indikována k CT koronarografii.

Vyšetření CT koronárních bypassů a tepen (rok 2015): Vyšetření bylo provedeno po i.v. aplikaci 80 ml neionické KL.

Výsledky: LIMA-RD+RIA: volně průchodný bypass bez stenóz, periferie RD se plní velmi chabě, nejspíše z důvodu významného postižení. ACD: výrazně sklerotická magistrální tepna i periferní větve, bez přesvědčivě významné stenózy. ACS: kmen - nápadný sklerotický plát způsobující max. hraniční stenózu, RIA - sklerotická magistrální tepna i větve, významná stenóza v úrovni odstupu RD I a dále ve střední třetině, RCx - nerovnosti proximálně, přechází na RMS I - uzávěr či hypoplazie periferie.

Hypokinéza celé přední stěny, celkově však dobrá systolická funkce (EF 55%). Případné perfuzní vyšetření by bylo významně zatíženo artefakty z kardiostimulačních elektrod.

Závěr CT koronarografie: Arteriální bypass průchodný.

Aktuální diagnózy:

ICHS, syndrom námahové anginy pectoris II.st. CCS, stav po dvojnásobném CABG (RD+RIA - sekv. LIMA), trvalá kardiostimulace DDD pro vagové reakce s převahou kardioinhibičního vlivu, arteriální hypertenze, hypercholesterolemie, plicní hypertenze lehkého až středního stupně, mírná dysfunkce PK, chronická ledvinná nedostatečnost lehkého stupně.

6.3 Kazuistika č. 3

Žena, rok narození 1930, rodiče nezemřeli na kardiální příčinu.

V roce 1979 pacientka prodělala IM zadní stěny. V roce 1996 podstoupila CABG (mimo FNL, dle ošetřujícího lékaře RIA, RMS, ACD).

V březnu roku 2016 byla kvůli tlakové bolesti na hrudi a vysokému tlaku i tepové frekvenci převezena RZP do FN Plzeň. Na ambulanci byla nemocná již bez subjektivních potíží a s normálním TK, ale srdeční akce byla fyzikálně nepravidelná. EKG prokázalo nepravidelnou srdeční akci, frekvenci kolem 130 pulsů/min a prvozáchyt FiS (fibrilace síní). Žena byla hospitalizována a indikována k CTAG bypassů, echokardiografii a koronarografii, které v případě nekomplikovaného průběhu hospitalizace byly naplánované v rozmezí několika dnů. Při opakování bolesti by vyšetření proběhla ihned.

Vyšetření CT koronárních bypassů a tepen (rok 2016): Vyšetření provedeno s i.v. podáním 80 ml neionické KL.

Výsledky: LIMA-RIA: volně průchodný bypass bez stenóz, periferie RIA se plní bez významné stenózy. SVG-RMS: chronický uzávěr. SVG-ACD: uzávěr spíše "nedávného" charakteru se stále patrnou trombotickou náplní bypassu. ACD: uzávěr. ACS: kmen bez stenózy, RIA - uzávěr, RCx - uzávěr.

Závěr CT koronarografie: Spíše čerstvý uzávěr bypassu na ACD. Chronický uzávěr bypassu na RMS.

Pacientce byla následně téhož roku provedena i **selektivní koronarografie obou věnčitých tepen** přístupem z levé radiální tepny s **výsledkem:** ACS: kmen bez stenózy, RIA uzavřen za odstupem RD I, tepna se dobře plní z bypassu, RIM s těsnou stenózou proximálně, RCx s výraznou stenózou proximálně, výrazná stenóza RMS I proximálně, heterokolaterály do povodí ACD. ACD: uzávěr na počátku střední třetiny, periferie se plní heterokolaterálně. SVG-RMS: uzávěr v odstupu. SVG-ACD: uzávěr v odstupu. LIMA-RIA: volně průchodný, od místa anastomózy se dobře pro i retrográdně plní RIA, dobře se plní velký RD, z RIA heterokolaterály k ACD.

Aktuální diagnózy:

ICHS, levostranná srdeční dekompenzace, středně těžká systolická dysfunkce, EF LKS 30-35%, perzistující fibrilace síní (warfarinizace), organizovaný hematom v levém lýtku vel. 1,7x1,2x1,7cm, stav po infarktu myokardu zadní stěny, stav po CABG, arteriální hypertenze, stav po salmonelové enteritidě, netoxická struma, gastroezofageální refluxní onemocnění, cholecystolitiáza, divertikulární nemoc tlustého střeva, hyperlipidémie, hyperurikémie, stav po TEP levého i pravého kyčle, primární oboustranná gonartróza, stav po urosepsi, nedoslýchavost.

6.4 Kazuistika č. 4

Muž, rok narození 1937, rodiče nezemřeli na kardiální příčinu.

Pacient se od devadesátých let léčí s hypertenzí a je diabetik 2. typu. V anamnéze se dále uvádí blok levého Tawarova raménka (LBBB), dyslipidémie a cholecystolitiáza. Roku 1996 prodělal infarkt myokardu anterospetálně. V roce 1997 podstoupil v nemocnici na Vinohradech v Praze 3x CABG (LIMA-RIA, SVG-RD, SVG-RIVP). Byl operován pro hypertrofii prostaty a podstoupil cholecystektomii.

V roce 2016 při návštěvě FN Plzeň pacient neudával subjektivní obtíže, ale na kontrole u interního lékaře byly popsány změny na EKG v oblasti anterosepta při chronickém LBBB. Byl přijat na observaci do nemocnice v Chebu, kde byl dále bez potíží. ECHO ani CTAG bypassů provedeno nebylo a pacient byl propuštěn. Spádovou internistkou byl zcela nedovyšetřený odeslán do FNL na SKG, ale o tomto kroku dokumentace chybí. Ve FN Plzeň bylo provedeno také echokardiografické vyšetření, při němž byl ale pacient špatně vyšetřitelný. Z toho důvodu byl popsán nález s větší možnou mírou nepřesnosti. Následně byl pacient indikován k CT koronarografii.

Vyšetření CT koronárních bypassů a tepen (rok 2016): Vyšetření bylo provedeno po i.v. podání 80 ml neionické kontrastní látky.

Výsledky: LIMA-RIA: uzávěr, periferie RIA se plní bez stenóz. SVG-RIVP: uzavřen v odstupu. SVG-RD+RIA: průchodný s nepravidelným lumen a nerovnostmi, ve středním úseku ventrálně od kmene plicnice je krátká ještě nevýznamná stenóza do 45%, těsně před anastomózou je další nevýznamná stenóza do 45%. ACD: uzávěr proximálního úseku za odstupem. ACS: kmen - bez stenózy, RIA - uzávěr proximálního úseku, RCx - hrubé nerovnosti až významné stenózy v proximálním úseku, zejména v oblasti odstupu RMS. Systolická dysfunkce levé komory s EF 44%. Výrazná hypokinéza levé komory s maximem postižení v apikálních a středních segmentech, s důvodným podezřením na trombus v apexu.

Závěr CT koronarografie: Uzávěr bypassu LIMA-RIA a žilního bypassu na RIVP. Nicméně je průchodný žilní bypass šitý sekvenčně na RD i RIA. Poinfarktová jizva hrotu s důvodným podezřením na trombus.

Na základě výsledku CTAG byl pacient objednan na selektivní koronarografii.

Selektivní koronarografie věnčitých tepen byla provedena v červenci roku 2016 přístupem z levé radiální tepny s **výsledkem:** ACS: kmen s nerovnostmi, uzávěr RIA proximálně, na RC hrubé nerovnosti, 60-70% stenóza RMS I v odstupu z RC, terciární menší větev RMS I má těsnou stenózu ve střední části, heterokolaterály k ACD. ACD: uzávěr za odstupem, dále se tepna plní z heterokolaterál. LIMA-RIA: uzávěr proximálně. SVG-RIVP: uzávěr na počátku. SVG-RD I: nerovnosti, přes RD I se plní celé povodí RIA, RIA má výraznou stenózu ve střední části, heterokolaterály k ACD.

Pacientovi byl doporučen klidový režim, obzvláště šetření levé horní končetiny. Poučen, že v případě komplikací se má s doprovodem dostavit zpět na KJIP kardiologického oddělení ve FN Plzeň. Má maximalizovat sekundární prevenci ICHS a provádět pravidelné kontroly TK, tepové frekvence a lipidogramu. Dále by měl být pravidelně sledován spádovým kardiologem.

Vzhledem k chybějícím potížím pacient zatím dodržuje konzervativní postup léčby.

Aktuální diagnózy:

Chronické systolické srdeční selhání, systolická dysfunkce LKS s EF 35-40%, NYHA I.-II.tř., stav po IM anteroseptálně (r. 1996), LBBB, arteriální hypertenze, DM 2. typu na dietě, dyslipidémie, cholecystolitíáza, stav po operaci prostaty pro hypertrofii, stav po cholecystoektomii.

6.5 Kazuistika č. 5

Muž, rok narození 1938, rodiče nezemřeli na kardiální příčinu.

V osobní anamnéze pacient uváděl opakovaný zápal plic v dětství a kuřáctví do 40 let. V roce 2001 podstoupil operaci páteřního kanálu v lumbální oblasti, což mělo za následek zhoršení chůze levé dolní končetiny. V roce 1995 vyšetření SKG ve FN Bory ukázalo uzávěr RC a sklerózu RIA. Byl doporučen konzervativní postup léčby. Léčí se s arteriální hypertenzí.

V roce 2002 pacient zaznamenal zhoršující se angiózní potíže, které nastupovaly už po minimální námaze (běžná chůze). Objektivně měl TK 150/85 mmHg, čisté dýchání a pravidelnou srdeční akci. V září téhož roku byl pacient indikován k selektivní rekonarografii. **Selektivní koronarografie obou věnčitých tepen** byla provedena přístupem z levé radiální tepny s **výsledkem**: ACS: kmen bez stenózy, na RIA kromě nerovností výrazná krátká stenóza ve střední části, za ní významná stenóza, na RC uzávěr na konci proximální části, dále se tato tepna plní dobře zprava. ACD: hrubé nerovnosti, hraniční stenóza distálně těsně před větvením, heterokolaterály k RC.

Pacient byl indikován k časnému CABG s odběrem štěpu z VSM (vena saphena magna). Téhož měsíce byla naplánovaná revaskularizace myokardu provedena.

V roce 2016 se pacientovi zhoršily pálivé bolesti za sternem s propagací mezi lopatky. Vzrostly také námahově vázané potíže spojené s dušností, proto byl přijat na kardiologická lůžka. Pacient byl indikován k CT koronarografii.

Vyšetření CT koronárních bypassů a tepen (rok 2016): Vyšetření provedeno po intravenózním podání 80 ml neionické KL.

Výsledky: LIMA-RIA: volně průchodný bypass bez stenóz, periferie RIA se plní bez významné stenózy. SVG-RIVP: volně průchodný bypass bez stenóz. SVG-RD+RCx: uzavřen, plní se až sekvenční pokračování retrogradně přes anastomózu na RD. ACD: uzávěr. ACS: kmen - výrazná stenóza, RIA - výrazná stenóza střední třetiny, RCx - uzávěr RMS.

Závěr CT koronarografie: Uzávěr proximálního úseku žilního sekvenčního bypassu.

Po CT koronarografii podstoupil pacient ještě téhož roku **selektivní koronarografii obou věnčitých tepen**, provedenou přístupem z levé radiální tepny, **s výsledkem:** ACS: kalcifikace, atyp. odstup kmene kraniálně, ve středním úseku je těsná stenóza dále se plní RIA do začátku střední části, kde je uzávěr, před odstupem RD I je výrazná 70 % stenóza, dále se plní menší RD I a II, ze kterého se cestou původně sekvenčního žilního bypassu, který je proximálně uzavřen, plní jako spojkou povodí dist. RCX s větveným RMS II. ACD: uzavřena dle CT AG. LIMA-RIA: tepenný štěp, anastomóza volná, nerovnosti distálně. SVG-ACD: žilní štěp s nerovnostmi, anastomóza volná, periferie se dobře plní. SVG-RD+RMS uzavřen dle CT AG proximálně. Funguje jako spojka mezi RD a RMS.

S SKG byla současně provedena PTCA RIA se 2 lékovými stenty.

Od výkonu pacient bolestmi netrpěl a jiné kardiální obtíže neuvádí. Je lékově kompenzován a v současné době podstupuje léčbu na onkologii z důvodu adenokarcinomu sigmatu.

Aktuální diagnózy:

ICHDK, ICHS, difuzní sklerotické změny karotického řečiště, nestabilní angina pectoris, ateroskleróza ledvinné renální tepny, arteriální hypertenze, hyperplazie prostaty hyperlipoproteinémie, porucha glukózové tolerance, stav po resekci sigmatu pro karcinom, stav po tonsilektomii, stav po operaci stenózy páteřního kanálu, zhoubný novotvar sigmatu středně diferencovaný bez metastatického postižení.

6.6 Kazuistika č. 6

Muž, rok narození 1944, rodiče nezemřeli na kardiální příčinu, nekuřák.

V roce 2008 byl pacient přijat k plánované koronarografii pro náhodně zjištěný IM, který prodělal 2 měsíce před návštěvou lékaře. Námahové stenokardie neudával. Na EKG srdeční akce pravidelná a bez známek akutní ischemie.

Pacient podstoupil **selektivní koronarografii obou věččitých tepen**, provedenou přístupem z levé radiální tepny, s **výsledkem**: ACS: kmen bez stenózy, na RIA rekanalizovaný uzávěr proximálně, parciálně se plní část středního úseku, odkud kontrast pomalu vytéká do diagonální větve, vlastní RIA není patrný, na RCx jemné nerovnosti. ACD: nerovnosti.

Také byla provedena LVG, při níž výsledky prokázaly akinézu až dyskínézu hrotu a jemu přilehlých 2/3 přední stěny a hrotové 1/3-1/2 spodní stěny a EF LKS 30-40 %.

V důsledku chronického srdečního selhávání v II. třídě NYHA byl pacient indikován k primoimplantaci kardioverter - defibrilátoru v rámci primární prevence.

V roce 2017 byl pacient indikován k CT koronarografii.

Vyšetření CT koronárních bypassů a tepen (rok 2017): Vyšetření provedeno po podání 80 ml neionické kontrastní látky i.v.

Výsledky: ACD: hrubé nerovnosti proximální poloviny. ACS: kmen bez stenózy, RIA - chronický uzávěr proximálně, RIM - gracilní s nerovnostmi, RCx - nerovnosti.

Závěr CT koronarografie: Chronický uzávěr RIA. ACD i RCx bez významné stenózy. Nález bez progresu.

Aktuální diagnózy:

ICHS, stav po IM přední stěny, systolická dysfunkce LKS, chronické srdeční selhání NYHA II.tř, lehká mitrální regurgitace, DM 2. typu, polytopní VAS, obezita.

7 DISKUZE

Jedním z cílů mé bakalářské práce bylo vypracovat přehledné informace o srdci a modalitě výpočetní tomografie. To jsem se snažila učinit v teoretické části své práce. Dalším cílem bylo poukázat na smysl vyšetření koronárních tepen pomocí CT v současné diagnostice.

V kazuistice č.1 dělilo první selektivní koronarografii a CT koronarografii 11 let (rok 2006 a 2017). V období mezi nimi byla provedena chirurgická revaskularizace myokardu, proto se výsledky liší. Při selektivní koronarografii byly objeveny významné stenózy, nerovnosti a kalcifikace. Při CT koronarografii byly tepny zobrazeny už bez stenóz a zavedené bypassy byly průchodné. Při druhé selektivní koronarografii, která byla provedena téhož roku jako CT koronarografie, byly patrné výrazné kalcifikace věnčitých tepen, aorty i její chlopně. Na ACS, bifurkaci RIA-RD I, bifurkaci RCx-RMS II, ACD proximálně a střední části RIA byla patrná významná stenóza. Na RIA i RMS byla zjištěna kompetice s bypassesem. Bypassy byly průchodné. I přesto, že byla vyšetření provedena ve stejný rok, lékařská zpráva z CT koronarografie neobsahovala zmínky o výrazných stenózách. Můžeme se tedy domnívat, že u této pacientky byla selektivní koronarografie průkaznější.

V druhé kazuistice dělilo selektivní a CT koronarografii 16 let. Na selektivní koronarografii v roce 1999 byly zjištěny stenózy v povodí RIA a RCx a pacientka byla indikována v CABG. Při CT koronarografii v roce 2015 byly bypassy průchodné. Při obou vyšetřeních byly popsány nerovnosti koronárních tepen a na CT koronarografii pokročilé aterosklerotické postižení.

Pacientka ve třetí kazuistice podstoupila v roce 1996 CABG. CT koronarografie a selektivní koronarografie byly provedeny v roce 2016, kdy byla žena pro zdravotní obtíže hospitalizována. Obě vyšetření ukázala volně průchozí RIA bypass, ale uzávěr ACD i RMS bypassu.

Ve čtvrté kazuistice navštívil pacient FN Plzeň z důvodu změn na EKG. Tou dobou už byl po provedení CABG, které proběhlo v roce 1997 v Praze. CT koronarografie ukázala uzávěr bypassu LIMA-RIA a žilního bypassu na RIVP. Žilní bypass šitý sekvenčně na RD i RIA byl průchozí. Byly popsány i nevýznamné stenózy a nerovnosti.

Následná selektivní koronarografie přinesla podobné informace o uzávěrech a stenózách. Ve zprávě byly navíc informace o plnění ACD z kolaterál.

V kazuistice č. 5 pacient podstoupil roku 2002 CABG poté, co selektivní koronarografie ukázala nerovnosti a hraniční i významné stenózy RIA a ACD. CT koronarografie byla indikována až po nárůstu potíží o 14 let později, kdy vyšetření ukázalo volně průchozí bypass RIA i RIVP, uzávěr proximálního úseku žilního bypassu RD+RCX. Uzávěr popsán rovněž na ACD a RMS. RIA a ACS s výraznou stenózou. Po CT koronarografii následovala téhož roku selektivní koronarografie. Ta kromě uzávěrů popsala lépe volné anastomózy a jejich zásobování uzavřených úseků. S SKG byla současně provedena PTCA RIA se 2 lékovými stenty.

Šestý pacient podstoupil po náhodně zjištěném IM selektivní koronarografii, kde byly patrné zejména nerovnosti a na RIA rekanalizovaný uzávěr. Kvůli srdečnímu selhávání prokázanému na LVG byl pacientovi z důvodu prevence implantován kardiodefibrilátor. CT koronarografie byla provedena až o 9 let později a byl při ní popsán chronický uzávěr RIA, jinak byl nález bez progresu.

ZÁVĚR

Teoretickou část bakalářské práce jsem rozdělila do tří hlavních částí. V první se věnuji anatomii a funkci srdce a koronárních cév. Ve druhé popisují modalitu výpočetní tomografie včetně principu vzniku záření a získávání obrazu. Třetí část se věnuje už přímo vyšetřování koronárních tepen pomocí výpočetní tomografie. Uvádím zde techniku vyšetření, indikace, přípravu pacienta, protokol, synchronizaci s EKG křivkou, typy rekonstrukcí a hodnocení vyšetření.

V praktické části se zabývám případy 6 pacientů, kteří podstoupili CT koronarografii během posledních dvou let. V kazuistikách popisují zejména jejich vyšetření koronárních tepen pomocí výpočetní tomografie, ale stručně se věnuji i celkové anamnéze pacientů, selektivní koronarografii a stanoveným diagnózám. Všichni pacienti byli vyšetřováni ve Fakultní nemocnici Plzeň.

CT vyšetření koronárních tepen má bezesporu význam pro klinickou praxi a přináší užitečné informace při diagnostice patologií věnčitých tepen. Dříve byla standardem pro vyšetření koronárního cévního řečiště klasická selektivní angiografie, kdy pacienti podstupovali nejen vysokou radiační zátěž, ale i větší rizika a dyskomfort kvůli invazivnímu zavedení instrumentária. Selektivní koronarografie zahrnuje rovněž náročnější přípravu. Naproti tomu koronarografie pomocí CT nabízí vyšetření takřka bez rizik a s výsledky během několika sekund. Můžeme vzít v potaz i menší finanční náročnost CT koronarografie. Jde o metodu důležitou pro stanovení přesné a rychlé diagnózy, která umožňuje co nejpohotovější zahájení léčby.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A ZDROJŮ

1. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3.
2. BAXA, Jan a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-880-3.
3. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
4. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
5. JOSEF, Veselka a Rohn VILÉM, ed. *Kardiovaskulární medicína* [online]. Brno: Facta Medica, 2015 [cit. 2017-11-16]. ISBN 978-80-88056-00-3.
6. MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
7. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
8. KASTNEROVÁ, Markéta. *Medicínské minimum pro každého*. České Budějovice: Nová Forma, 2013. ISBN 978-80-7453-386-0.
9. MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1190-7.
10. THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
11. CHALOUPKA, Václav. *Základy funkčního vyšetření srdce a krevního oběhu*. 2. přeprac. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-297-3.
12. KUCHYŇKA, Petr, Lukáš LAMBERT, Vladimír ČERNÝ, Josef MAREK, David AMBROŽ, Barbara Anna DANEK a Aleš LINHART. *Coronary CT angiography*.

- www.sciencedirect.com* [online]. 2015, [cit. 2018-02-17]. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010865015001010>. ISSN 00108650
13. BULAVA, Alan. *Kardiologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-271-0468-0.
 14. ADLA, Theodor. Výpočetní tomografie v kardiologii: současné možnosti a využití. *Zdraví.Euro.cz* [online]. Praha: Mladá fronta, 2009 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/vypocetni-tomografie-v-kardiologii-soucasne-moznosti-a-vyuziti-447995>.
 15. FERDA, Jiří, Multidetektorová CT angiografie věnčitých tepen. *Zdraví.Euro.cz* [online], 2006 [cit. 2017-20-12], Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/multidetektorova-ct-angiografie-vencitych-tepen-170738>.
 16. TAYLOR, Tim. Human Heart – Diagram and Anatomy of the Heart. *InnerBody.com* [online]. HowToMedia, 2012 [cit. 2018-01-23]. Dostupné z: <http://www.innerbody.com/image/card01.html>.
 17. GRECH, Ever D. Pathophysiology and investigation of coronary artery disease. *The BMJ* [online]. 2003 [cit. 2018-01-12]. Dostupné z: <http://www.bmj.com/content/326/7397/1027>.
 18. BEZOLD, Louis I. Coronary Artery Anomalies: Background, Pathophysiology, Epidemiology. *Medscape.com* [online]. 2015 [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/895854-overview#a5>.
 19. Heart Anatomy. *Texas Heart Institute*. [online]. [cit. 2018-02-13] . Dostupné z: <http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy/anatomy2.cfm>.
 20. SÚKUPOVÁ, Lucie. Kalciové skóre. *Lucie Sůkupová* [online]. 2012 [cit. 2018-01-21]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kalciove-skore/>.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

a. - arterie

ACD - arteria coronaria dextra

ACS - arteria coronaria sinistra

AIM - akutní infarkt myokardu

Ao - aorta

AP - angina pectoris

AS - ateroskleróza

CABG - coronary artery bypass graft, koronární arteriální bypass

CCS - Canadian Cardiology Society - třídy hodnocení angíny pectoris

CT - computed tomography, výpočetní tomografie

CTA - computed tomography angiography, CT angiografie

CŽK - centrální žilní katetr

DDD - dvoudutinová kardiostimulace

DM - diabetes mellitus

dist. - distální

EF - ejekční frakce

EKG - elektrokardiogram

f - frekvence

FiS - fibrilace síní

FN - Fakultní nemocnice

FOV - field of view

HU - Hounsfieldova jednotka

ICHS - ischemická choroba srdeční

ICHDK - ischemická choroba dolních končetin

IM - infarkt myokardu

i.v. - intravenózně

KL - kontrastní látka

kV - kilovolt

LBBB - blok levého raménka Tawarova

LIMA - left internal mammary artery, levá vnitřní prsní tepna

LK, LKS - levá komora srdeční

LVG - left ventriculography, ventrikulografie levé komory

mAs - miliampérsekunda

MDCT - multidetektorová výpočetní tomografie

MIP - maximum intensity projection

MinIP - minimum intensity projection

MPR - multiplanar reconstruction

NYHA - New York Heart Association classification

PCI - perkutánní koronární intervence

PTCA - perkutánní transluminální angioplastika

RC, RCX - ramus circumflexus

RD - ramus diagonalis

RIM - ramus intermedianus

RIA - ramus interventricularis anterior

RIVP - ramus interventricularis posterior

RMS - ramus marginalis sinister

RTG - rentgen, rentgenový

RZP - rychlá zdravotnická pomoc

SKG - selektivní koronarografie

SVG - saphenous vein graft, žilní štěp

TAVI - transcatheter aortic valve implantation

TK - krevní tlak

VAS - vertebrogenní algický syndrom

VRT - volume rendered technique

VSM - vena saphena magna

X - rentgenové záření

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Schematické znázornění anatomie koronárních tepen a jejich větví	12
Obrázek 2: Generace CT	17
Obrázek 3: Vznik RTG záření	18
Obrázek 4: Vznik záření v rentgence	19
Obrázek 5: Typy EKG synchronizace s ohledem na skenování a následné rekonstrukce ze získaných dat	28

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Souhlas se sběrem dat ve FN Plzeň	57
Příloha 2: Informovaný souhlas s CT vyšetřením	58
Příloha 3: Kazuistika č. 1.....	61
Příloha 4: Kazuistika č. 2.....	62
Příloha 5: Kazuistika č. 3.....	64
Příloha 6: Kazuistika č. 4.....	66
Příloha 7: Kazuistika č. 5.....	67
Příloha 8: Kazuistika č. 6.....	68

PŘÍLOHY

Příloha 1: Souhlas se sběrem dat ve FN Plzeň



Vážená paní
Kristýna Ševčíková
Studentka oboru Radiologický asistent
Fakulta zdravotnických studií - Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví
Západočeská univerzita v Plzni

Povolení sběru informací ve FN Plzeň

Na základě Vaší žádosti Vám jménem Útvaru náměstkyně pro ošetrovatelskou péči FN Plzeň **uděluji souhlas** se sběrem informací o zobrazovacích metodách, používaných u pacientů *Kliniky zobrazovacích metod (KZM)* FN Plzeň. Informace budete získávat v souvislosti s vypracováním Vaší bakalářské práce s názvem „*CT koronarografie*“.

Podmínky, za kterých Vám bude umožněna realizace Vašeho šetření ve FN Plzeň:

- Vrchní radiologický asistent KZM souhlasí s Vaším postupem.
- Vaše šetření osobně povedete.
- Vaše šetření nenaruší chod pracoviště ve smyslu provozního zajištění dle platných směrnic FN Plzeň, ochrany dat pacientů a dodržování Hygienického plánu FN Plzeň. Vaše šetření bude provedeno za dodržení všech legislativních norem, zejména s ohledem na platnost zákona č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování, v platném znění.
- Sběr informací pro Vaši bakalářskou práci budete provádět v době Vašich, školou schválených, praktik, **pod přímým vedením MUDr. Filipa Heidenreicha, lékaře KZM FN Plzeň.**
- Obrazové, popř. i další údaje ze zdravotnické dokumentace pacientů, které budou uvedeny ve Vaší práci, musí být zcela anonymizovány.
- Po zpracování Vámi zjištěných údajů poskytnete zdravotnickému oddělení / klinice či organizačnímu celku FN Plzeň závěry Vašeho šetření, pokud o ně projeví oprávněný pracovník ZOK / OC zájem a budete se aktivně podílet na případné prezentaci výsledků Vašeho šetření na vzdělávacích akcích pořádaných FN Plzeň.

Toto povolení nezakládá povinnost zdravotnických pracovníků s Vámi spolupracovat, pokud by spolupráce s Vámi narušovala plnění pracovních povinností zaměstnanců, jejich soukromí, či pokud by spolupráci s Vámi zaměstnanci pocítovali jako újmu. Účast zdravotnických pracovníků na Vašem šetření je dobrovolná.

Přeji Vám hodně úspěchů při studiu.

Mgr. Bc. Světluše Chabrová
manažerka pro vzdělávání a výuku NELZP
zástupkyně náměstkyně pro oš. péči

Útvar náměstkyně pro oš. péči FN Plzeň
tel.: 377 103 204, 377 402 207
e-mail: chabrovass@fnplzen.cz

9. 1. 2018

Zdroj: vlastní



FAKULTNÍ NEMOCNICE PLZEŇ

Dr. E. Beněše 13, 305 99 Plzeň - Bory
alej Svobody 80, 304 60 Plzeň - Lochotín
IČO 00669806 tel.: 377 401 111, 377 103 111

Pacient/ka:

Rodné číslo:

Průběh vyšetření

Vyšetření se může provádět bez nutnosti podání kontrastní látky a jakákoliv příprava ani zajištění nitrožilního přístupu není nutné.

V případě nutnosti podání kontrastní látky Vám bude zajištěn nitrožilní přístup zpravidla na paži (obdobný vpich jako při odběru krve).

Vyšetření je prováděno vleže a je nutné se přesně řídit pokyny zdravotnického personálu (např. zadrženi dechu na krátkou dobu).

Během a bezprostředně po nitrožilním podání se u Vás mohou vyskytnout průvodní jevy kontrastní látky, zejména pocit „tepla po těle“, ojediněle se může dostavit nevolnost či bušení srdce. Tyto pocity za krátkou dobu odezní.

Rizika a možné komplikace výkonu

Případnou závažnou komplikací jsou projevy tzv. alergické reakce, ke kterým může dojít, přestože jste se s nimi ještě nesetkal/a a byl/a jste již jodovou kontrastní látkou vyšetřován/a. Při podávání moderních, tzv. neionických kontrastních látek, však k závažnějším komplikacím dochází výjimečně. Rozpoznání i způsob léčby těchto komplikací závisí na závažnosti alergické reakce a personál CT pracoviště je na ně připraven.

Chování po výkonu, možná omezení

Vzhledem k tomu, že ke zdravotním komplikacím může výjimečně dojít i v delším období po vyšetření, je vhodné se k vyšetření dostavit s doprovodem a po vyšetření vyčkat minimálně 15 minut v čekárně CT pracoviště.

Kontrastní látka se převážně vylučuje ledvinami, je tedy vhodné po vyšetření zvýšit příjem tekutin, pokud to není v rozporu s Vaším zdravotním stavem či léčbou. Tím se vyloučení této látky urychlí.

Pokud se Vaše vyšetření obešlo bez podání kontrastní látky, pak můžete ihned po vyšetření odejít. V případě nejistoty či jakýchkoli dotazů se samozřejmě obraťte na vyšetřující personál.

Dovolujeme si Vás informovat, že na poskytování zdravotních služeb v naší nemocnici se mohou podílet osoby získávající způsobilost k výkonu povolání zdravotnického pracovníka nebo jiného odborného pracovníka, a to včetně nahlížení do zdravotnické dokumentace. Přítomnost těchto osob při poskytování zdravotních služeb můžete odmítnout a jejich nahlížení do zdravotnické dokumentace můžete během svého léčení zakázat. Bližší informace Vám na vyžádání poskytne ošetřující lékař.

PROHLÁŠENÍ PACIENTA/KY (ZÁKONNÉHO ZÁSTUPCE)

Byl/a jsem seznámena s údaji o účelu, povaze, předpokládaném prospěchu, následcích a možných rizicích navrhovaných zdravotních služeb (zdravotního výkonu).

Byl/a jsem seznámen/a s alternativami (jinými možnostmi) navrhovaných zdravotních služeb (zdravotního výkonu), s jejich výhodami a riziky a měl/a jsem možnost si jednu z alternativ zvolit (pokud tato možnost volby existuje a pokud výkon nepodléhá zvláštním právním předpisům).

Byl/a jsem seznámen/a s možnými omezeními v obvyklém způsobu života a v pracovní schopnosti po poskytnutí zdravotních služeb (po zdravotním výkonu) a s možnými očekávanými změnami zdravotního stavu a zdravotní způsobilosti.

Byl/a jsem seznámen/a s léčebným režimem, vhodnými preventivními opatřeními a s možnými kontrolními zdravotními výkony.

Byl/a jsem poučen/a o právu svobodně se rozhodnout o postupu při poskytování zdravotních služeb mé osobě (mému dítěti), pokud jiné právní předpisy toto právo nevylučují.

Nezamlčel/a jsem žádné mně známé údaje o mém zdravotním stavu (o zdravotním stavu mého dítěte), které by mohly nepříznivě ovlivnit moji léčbu (léčbu mého dítěte) či ohrozit mé okolí, zejména rozšířením infekční choroby.

Souhlasím s nezbytným použitím omezovacích prostředků, jejichž účelem je odvrácení bezprostředního ohrožení života, zdraví nebo bezpečnosti mé osoby (mého dítěte) v souvislosti s poskytováním zdravotních služeb (prováděním zdravotního výkonu).

Prohlašuji, že mi byla poskytnuta podrobná informace o implantovaném zdravotnickém prostředku podle zvláštního právního předpisu. (Toto prohlášení se týká pouze pacientů s implantovaným zdravotnickým prostředkem.)

Tento formulář ani žádná jeho část nesmí být reprodukovány, publikováni a šířeni žádným způsobem a v žádné podobě bez výslovného svolení vedení FN Plzeň.

**FAKULTNÍ NEMOCNICE PLZEŇ**

Dr. E. Beneše 13, 305 99 Plzeň - Bory
alej Svobody 80, 304 60 Plzeň - Lochotín
IČO 00698806 tel.: 377 401 111, 377 103 111

Pacient/ka:

Rodné číslo:

Prohlašuji, že jsem byl/a poučen/a o možnosti odvolání tohoto informovaného souhlasu a beru na vědomí, že případné odvolání souhlasu nebude účinné, pokud již bude započato provádění zdravotního výkonu, jehož přerušeni může způsobit vážné poškození zdraví nebo ohrožení života mého (mého dítěte).

V případě výskytu neočekávaných komplikací vyžadujících neodkladné provedení dalších zákroků nutných k záchraně života nebo zdraví souhlasím, aby byly provedeny veškeré další potřebné a neodkladné výkony nutné k záchraně života nebo zdraví.

Prohlašuji, že jsem mohl/a klást doplňující otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno, a že jsem informacím a poučení plně porozuměl/a a souhlasím s poskytnutím navržených zdravotních služeb (zdravotním výkonem).

NÁZOR NEZLETILÉHO PACIENTA (PACIENTA ZBAVENÉHO ZPŮSOBILOSTI K PRÁVNÍM ÚKONŮM):

(vyplní lékař/ka (zdravotnický pracovník) poskytující údaje a poučení)

- Pacient s poskytnutím zdravotních služeb (zdravotním výkonem) souhlasí/nesouhlasí (nehodící se škrtněte).
- Názor pacienta nebyl zjištěn, neboť údaje uvedené v tomto souhlasu s poskytnutím zdravotních služeb (zdravotním výkonem) týkající se nezletilého pacienta (pacienta zbaveného způsobilosti k právním úkonům) nebyly tomuto pacientovi poskytnuty z důvodu (např. nízký věk pacienta/ky):

Lékař/ka (zdravotnický pracovník) poskytující údaje a poučení:

jmenovka (hůlkovým písmem nebo razítkem)

ZOK

podpis

V Plzni dne: _____ v _____ hodin

podpis pacienta/ky nebo zákonného(y)ch zástupce(ů)

Vyplňte v případě, že se pacient/ka nemůže s ohledem na svůj zdravotní stav podepsat (např. pro úraz horní končetiny):

Současný zdravotní stav pacienta/ky nedovoluje, aby podepsal/a tento souhlas, protože:

Způsob projevu vůle (souhlasu):

kývnutím hlavy gestem: _____ očima jinak: _____

Svěděk: _____

jméno a příjmení

podpis

(není-li svědek zaměstnancem FN, uveďte se adresa a datum narození)

Vyplňte v případě, že pacient/ka (zákonný zástupce) odmít/a souhlas podepsat:

Pacient/ka (zákonný zástupce) odmít/a tento souhlas podepsat.

Lékař/ka (zdravotnický pracovník) poskytující údaje a poučení:

jmenovka (hůlkovým písmem nebo razítkem)

ZOK

podpis

Svěděk: _____

jméno a příjmení

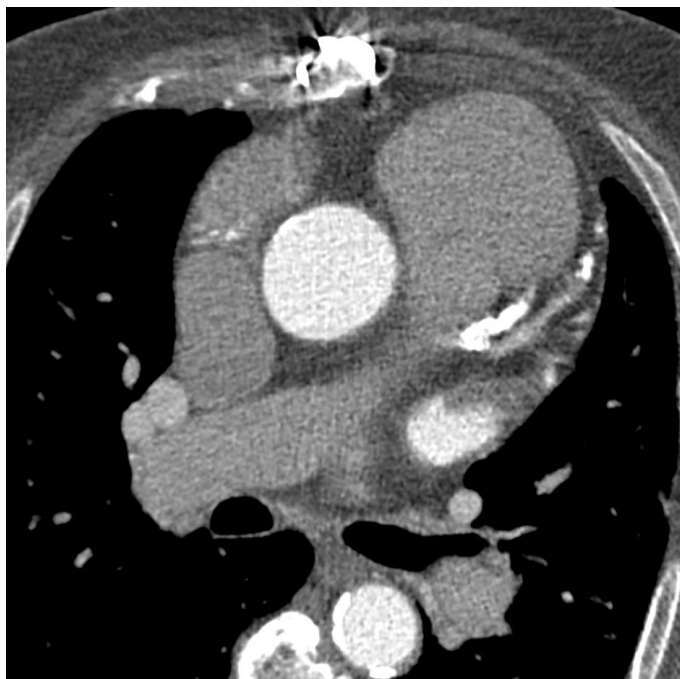
podpis

(není-li svědek zaměstnancem FN, uveďte se adresa a datum narození)

Tento formulář ani žádná jeho část nesmí být reprodukovány, publikováni a šířeni žádným způsobem a v žádné podobě bez výslovného svolení vedení FN Plzeň.

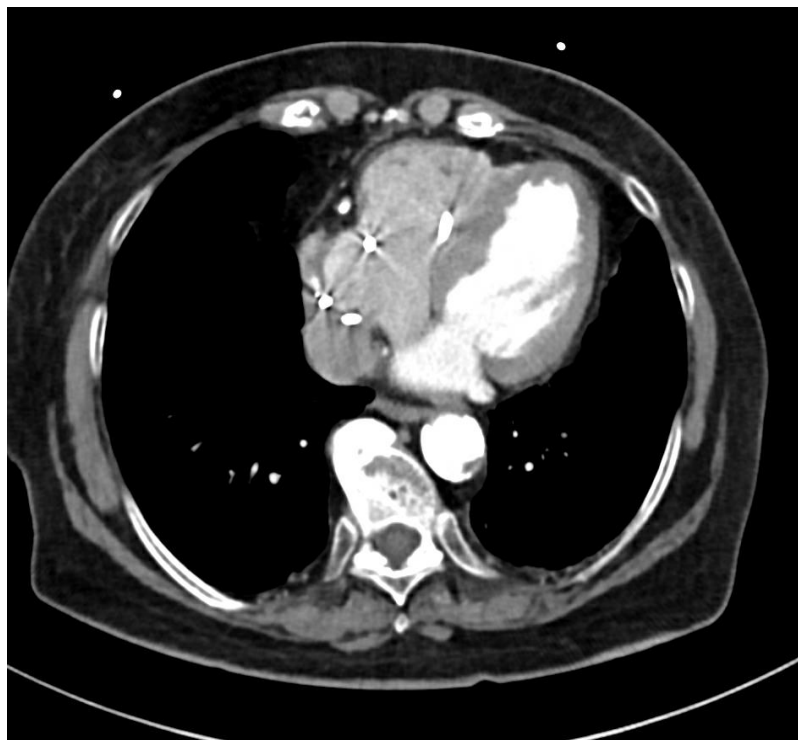
Strana 3 (celkem 3)

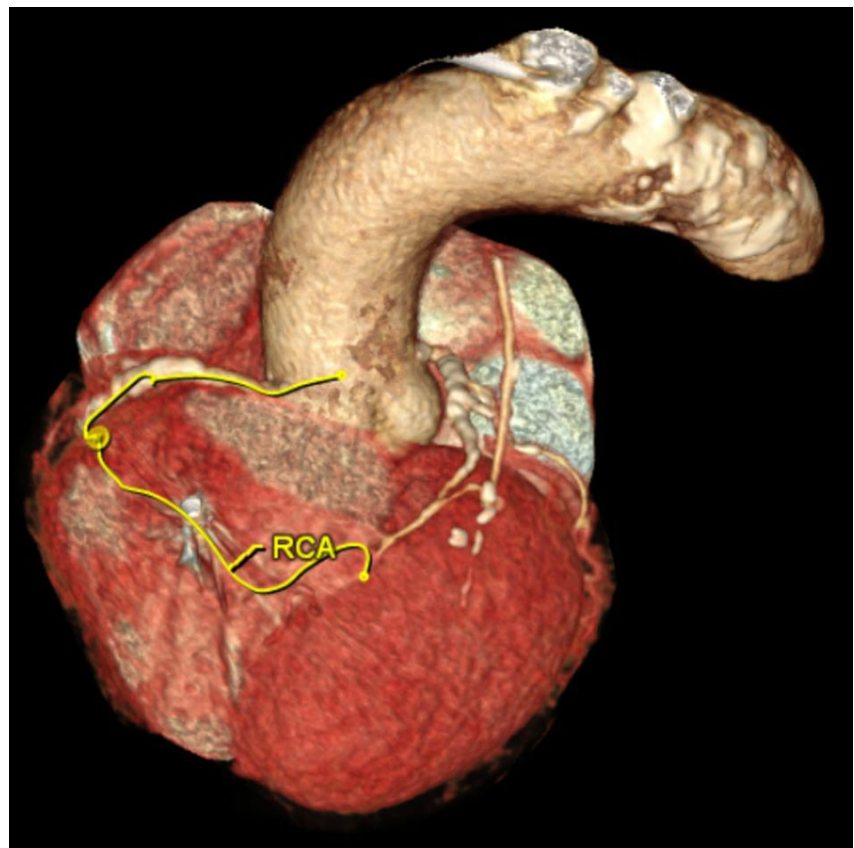
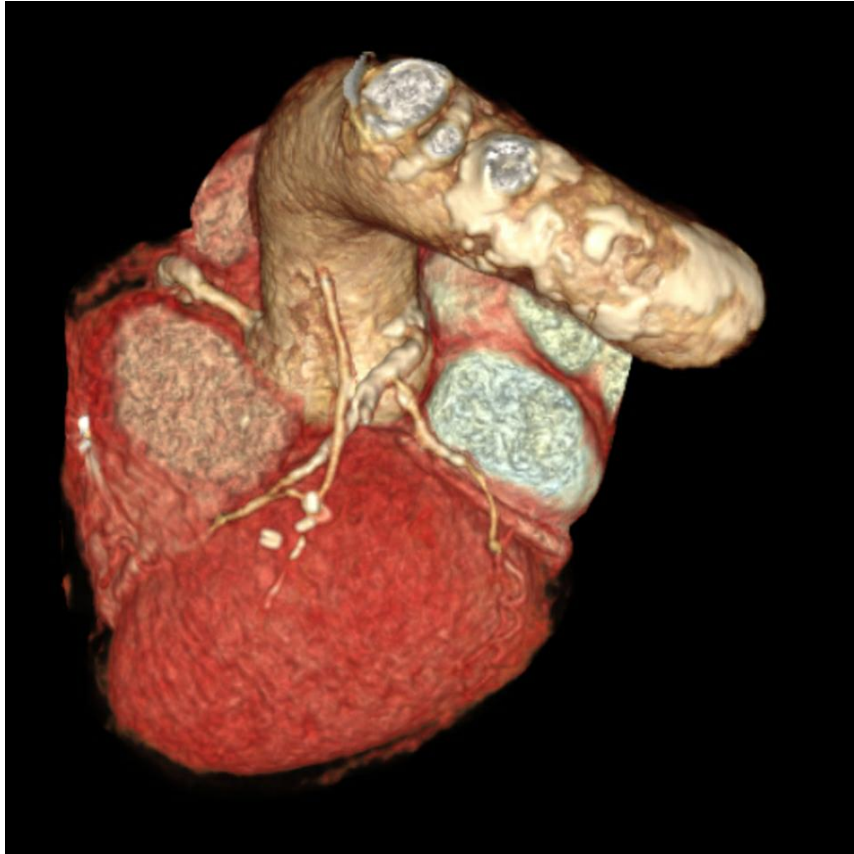
Příloha 3: Kazuistika č. 1



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň

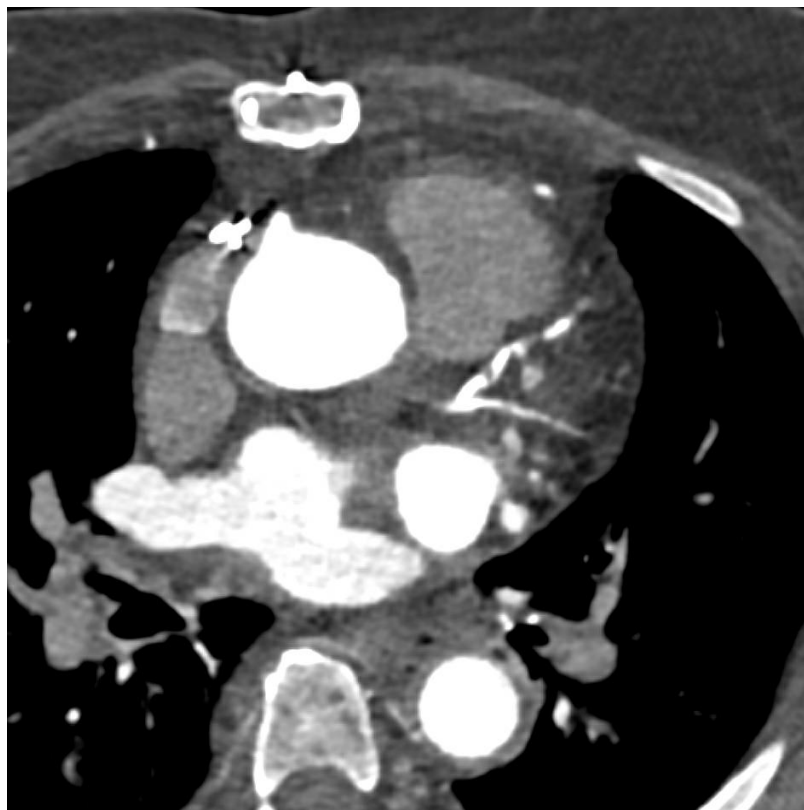
Příloha 4: Kazuistika č. 2





Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň

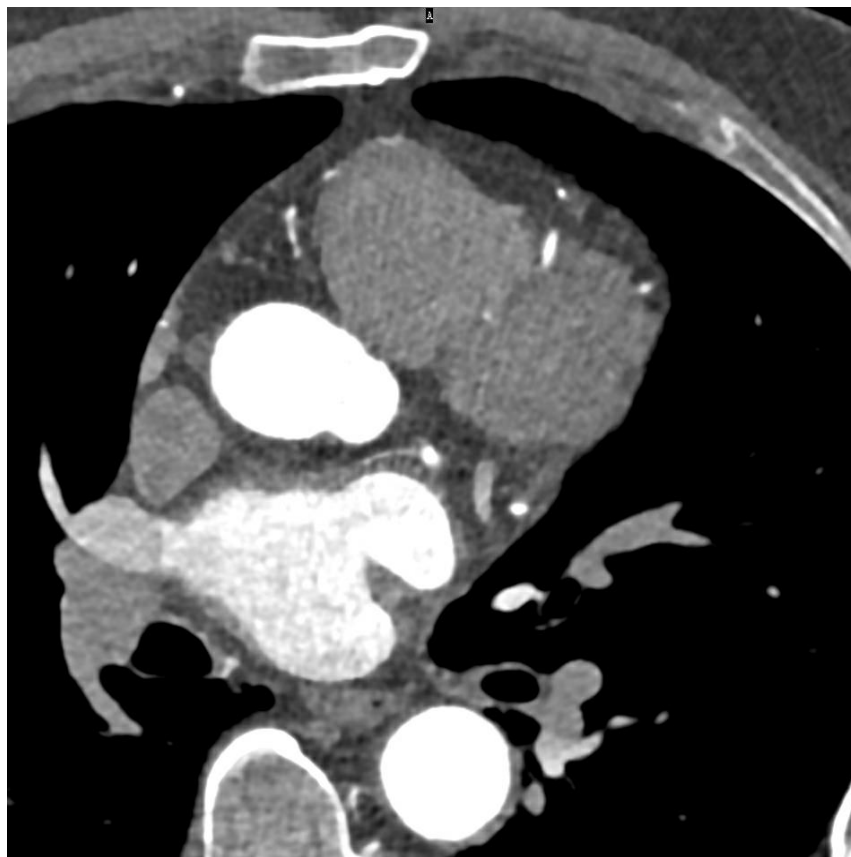
Příloha 5: Kazuistika č. 3





Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň

Příloha 6: Kazuistika č. 4



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň

Příloha 7: Kazuistika č. 5



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň

Příloha 8: Kazuistika č. 6



Zdroj: WinMedicalc FN Plzeň