

**UNIVERZITA PARDUBICE**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH**  
**STUDIÍ**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2015**

**Regina Vránová**

**Univerzita Pardubice**  
**Fakulta zdravotnických studií**

**Úloha Radiologického asistenta při CT vyšetření**  
**koronárních cév**

**Regina Vránová**

**Bakalářská práce**

**2015**

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2012/2013

**ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**  
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Regina Vránová**  
Osobní číslo: **Z12342**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Úloha radiologického asistenta při CT vyšetření koronárních cév**  
Zadávací katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

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


1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**  
Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**  
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**  
Seznam odborné literatury:

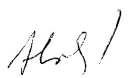
1. MERKUNOVÁ, A. **Základy funkční somatologie (fyziologie)**. 2. vyd. Hradec Králové: Gaudeamus, 2007. ISBN 978-80-7041-837-6
2. BAXA, J., FERDA, E. **Multidetektorová výpočetní tomografie srdce**. 1. vyd. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-880-3
3. SEIDL, Z. a kol. **Radiologie pro studium i praxi**. 1. vyd. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6
4. NAVRÁTIL, L. **Vnitřní lékařství**. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2319-8
5. NEKULA, J., CHMELOVÁ, J. **Vybrané kapitoly z konvenční radiologie**. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7368-057-2

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Bořivoj Korbel**  
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: **1. října 2012**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **7. května 2015**

  
prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Ing. Jana Holá, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 11. března 2015

## **PROHLAŠUJI**

Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu literatury.

Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne

Regina Vránová

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, panu MUDr. Bořivoji Korbelovi za odborné vedení, cenné rady a připomínky, které mi při psaní bakalářské práce, poskytl.

Rovněž bych ráda poděkovala panu MUDr. Janu Záveskému za jeho cenné rady, které mi poskytl při psaní bakalářské práce a celému personálu na radiodiagnostickém oddělení, kde jsem prováděla praktickou část bakalářské práce, za jejich vstřícnost a ochotu.

Můj velký dík zároveň patří i celé mé rodině za čas podporu a pomoc nejen při zpracování této práce, ale i během tří let mého studia.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce se zabývá problematikou ischemické choroby srdeční, a to její diagnostikou na CT. Cílem bakalářské práce je popsat provedení CT koronarografie v praxi a porovnat s poznatky získanými z literatury. Dalším cílem je optimalizace expozičních parametrů pro snížení radiační zátěže pacienta se zachováním diagnostické kvality obrazové dokumentace.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

radiologický asistent, CT-koronarografie, ischemická choroba srdeční, expoziční parametry

## **TITLE**

The role of radiology assistant at CT examination of the coronary arteries

## **ANNOTATION**

Bachelor thesis deals with the issue of coronary heart disease, especially her diagnosis on CT. The aim of this thesis is to compare the theoretical knowledge acquired from the literature of a practical CT coronary angiography. Another goal is to optimize exposure parameters for reduction of patient's radiation dose, while maintaining diagnostic quality of the image documentation.

## **KEY WORDS**

radiology assistant, CT coronarygraphy, ischemic heart disease, exposure parameters

## Obsah

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 0     | ÚVOD.....   | 12 |
| 1     | RADIOLOGICKÝ ASISTENT.....                          | 13 |
| 1.1   | Historie výuky Radiologického asistenta.....        | 13 |
| 1.2   | Kompetence Radiologického asistenta.....            | 13 |
| 2     | SRDCE.....  | 15 |
| 2.1   | Stavba srdce.....                                   | 15 |
| 2.2   | Převodní systém srdeční.....                        | 15 |
| 2.3   | Mechanická činnost srdce.....                       | 16 |
| 2.4   | Tok krve oběhovou soustavou.....                    | 17 |
| 2.5   | Věňčité tepny.....                                  | 18 |
| 2.6   | Žíly srdce.....                                     | 20 |
| 3     | ISCHEMICKÁ CHOROBA SRDEČNÍ.....                     | 22 |
| 3.1   | Angina pectoris.....                                | 22 |
| 3.2   | Infarkt myokardu.....                               | 23 |
| 4     | ELEKROKARDIOGRAF.....                               | 24 |
| 4.1   | EKG křivka.....                                     | 26 |
| 4.2   | EKG synchronizace.....                              | 26 |
| 4.2.1 | EKG gating.....                                     | 28 |
| 4.2.2 | EKG triggering.....                                 | 28 |
| 4.2.3 | EKG pulsing.....                                    | 28 |
| 5     | BODY MASS INDEX.....                                | 29 |
| 6     | KONTRASTNÍ LÁTKY.....                               | 30 |
| 6.1   | Baryové kontrastní látky.....                       | 30 |
| 6.2   | Jodové kontrastní látky.....                        | 30 |
| 6.2.1 | Jodové kontrastní látky pevné.....                  | 30 |
| 6.2.2 | Jodové kontrastní látky olejové.....                | 31 |
| 6.2.3 | Jodové kontrastní látky vodné (hydrosolubilní)..... | 31 |
| 6.3   | Nežádoucí účinky kontrastních látek.....            | 31 |



|       |   |    |
|-------|---|----|
| 6.3.1 | Nežádoucí reakce časné.....   | 31 |
| 6.3.2 | Nežádoucí reakce pozdní.....  | 32 |
| 6.4   | Zásady podávání JKL a prevence alergických reakcí.....                | 32 |
| 7     | DOZIMETRICKÉ VELIČINY.....  | 34 |
| 8     | VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (CT).....  | 35 |
| 8.1   | Historie CT přístrojů.....  | 35 |
| 8.2   | Základní komponenty CT přístrojů.....                                 | 36 |
| 8.3   | Vývoj tomografické metody zobrazení.....                              | 36 |
| 8.4   | Základní princip metody.....  | 37 |
| 8.5   | Možnosti rekonstrukce dat.....  | 38 |
| 8.5.1 | Filtrovaná zpětná projekce.....                                       | 38 |
| 8.5.2 | Iterativní rekonstrukce.....  | 38 |
| 9     | CT – TOSHIBA AQUILION ONE.....  | 39 |
| 10    | CT – KORONAROGRAFIE.....  | 42 |
| II.   | PRAKTICKÁ ČÁST.....   | 44 |
| 11    | CÍLE PRAKTICKÉ ČÁSTI.....   | 44 |
| 12    | VÝZKUMNÉ OTÁZKY A PŘEDPOKLADY.....                                    | 44 |
| 13    | POUŽITÉ METODY.....   | 45 |
| 14    | POPIS ZKOUMANÉHO VZORKU.....  | 46 |
| 15    | PROVEDENÍ CT KORONAROGRAFIE V PRAXI.....                              | 46 |
| 16    | POKUS SE STRÍKAČKOU.....  | 50 |
| 17    | VÝSLEDKY PRŮZKUMU.....  | 51 |
| 17.1  | Věkové zastoupení.....  | 51 |
| 17.2  | Četnost BMI.....  | 53 |
| 17.3  | Denzita v koronárních tepnách při napětí rentgenky 100kV a 120kV..... | 54 |
| 17.4  | Prezentace výsledků z dotazníkového šetření.....                      | 56 |
| 18    | DISKUZE.....  | 64 |
| 19    | ZÁVĚR.....  | 66 |
| 20    | PŘÍLOHA.....  | 67 |

|    |                              |    |
|----|------------------------------|----|
| 21 | SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ..... | 71 |
|----|------------------------------|----|

## SEZNAM OBRÁZKŮ

|  |    |
|--|----|
| Obrázek 1 Schéma krevního oběhu.....   | 17 |
| Obrázek 2 CT srdce s cévami, 3D rekonstrukce /ACD – arteria coronaria dextra, RIA – ramus interventricularis anterior, RD – diagonální větev/.....   | 18 |
| Obrázek 3 CT srdce s cévami, 3D rekonstrukce / RIA – ramus interventricularis anterior, RCx – ramus circumflexus/.....   | 19 |
| Obrázek 4 CT srdce s cévami v axiálním řezu /ACD- arteria coronaria dextra, RIA – ramus interventricularis anterior, RCx – ramus circumflexus, PK – pravá komora, LK – levá komora, PS – pravá síň, LS – levá síň, Ao – aorta/.....  | 19 |
| Obrázek 5 CT srdce s cévami axiální řez /HDŽ – horní dutá žíla, Ao – aorta, PK – pravá komora, RIA – ramus interventricularis anterior, RD – diagonální větev, RCx – ramus circumflexus, kmen ACS – arteria coronaria sinistra)..... | 20 |
| Obrázek 6 Ukázka elektrokardiografu.....   | 24 |
| Obrázek 7 Umístění končetinových svodů.....  | 25 |
| Obrázek 8 Umístění hrudních svodů.....   | 25 |
| Obrázek 9 Fyziologická EKG křivka.....   | 26 |
| Obrázek 10 Průběh tlaku v levé komoře (horní část - plná čára) a v aortě (horní část – přerušovaná čára) a průběh objemu levé komory (dolní část) během srdeční revoluce .....   | 27 |
| Obrázek 11 Typy EKG synchronizace.....   | 29 |
| Obrázek 12 Godfrey Hounsfield se svým prvním výpočetním tomografem.....  | 35 |
| Obrázek 13 Schéma generací CT přístrojů.....   | 37 |
| Obrázek 14 CT přístroj Toshiba aquilion one.....   | 39 |
| Obrázek 15 CT snímek srdce v axiálním řezu s použitím AIDR.....  | 40 |
| Obrázek 16 CT snímek srdce v axiálním řezu bez použití AIDR.....   | 40 |
| Obrázek 17 Tabulka určující výši rizika onemocnění ICHS.....   | 43 |
| Obrázek 18 Toposcan v koronární rovině.....  | 47 |
| Obrázek 19 Toposcan v sagitální rovině.....  | 48 |
| Obrázek 20 CT zobrazení injekční stříkačky naplněné kontrastní látkou – zobrazení různých denzit jodové kontrastní látky při různém napětí rentgenky.....  | 50 |
| Obrázek 21 Výšečový graf – zastoupení věkových kategorií navštěvující CT-koronarografii  | 51 |
| Obrázek 22 Výšečový graf – Procentové zastoupení mužů a žen ve zkoumaném vzorku.....   | 52 |
| Obrázek 23 Výšečový graf – zastoupení kuřáků a nekuřáků ve zkoumaném vzorku.....   | 56 |

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 24 Výsečový graf – zastoupení nesportujících a různě sportujících respondentů v zkoumaném vzorku.....   | 57 |
| Obrázek 25 Výsečový graf – procentové zastoupení důvodů, proč respondenti přicházeli na vyšetření.....  | 58 |
| Obrázek 26 Výsečový graf – zastoupení diabetiků a nediabetiků ve zkoumaném vzorku.....  | 59 |
| Obrázek 27 Výsečový graf – procentové zastoupení hypertoniků, respondentů bez hypertenze a respondentů, kteří neznají svůj krevní tlak ve zkoumaném vzorku..... | 60 |
| Obrázek 28 Výsečový graf – procentové zastoupení jednotlivých vyšetření, kteří respondenti podstoupili, kromě CT-koronarografie.....                            | 61 |
| Obrázek 29 Výsečový graf – procentové zastoupení respondentů, kteří proděli a kteří neprodělali cévní mozkovou příhodu.....                                     | 62 |
| Obrázek 30 Výsečový graf – procentové zastoupení respondentů s pozitivní a negativní rodinnou anamnézou.....  | 63 |
| Obrázek 31 Tabulka pro rychlou orientaci v hodnotách BMI.....   | 70 |

## SEZNAM TABULEK

|  |    |
|--|----|
| Tabulka 1 Hodnoty BMI.....   | 29 |
| Tabulka 2 Základní charakteristiky věku.....   | 52 |
| Tabulka 3 Četnost BMI .....  | 53 |
| Tabulka 4 Průměrné hodnoty radiační zátěže pacientů v závislosti na jeho BMI a napětí rentgenky.....   | 54 |
| Tabulka 5 Průměrné hodnoty denzit v pravé a levé koronární tepně v Hounsfieldových jednotkách při napětí rentgenky 100kV a 120kV u pacientů s BMI v normě..... | 55 |
| Tabulka 6 Průměrné hodnoty denzit v pravé a levé koronární tepně v Hounsfieldových jednotkách při napětí rentgenky 100kV a 120kV u pacientů s nadváhou.....    | 55 |
| Tabulka 7 Průměrné hodnoty denzit v pravé a levé koronární tepně v Hounsfieldových jednotkách při napětí rentgenky 100kV a 120kV u pacientů s obezitou.....    | 55 |
| Tabulka 8 Četnost kuřáků a nekuřáků ve zkoumaném vzorku.....   | 56 |
| Tabulka 9 Četnost nesportujících a různě sportujících respondentů ve zkoumaném vzorku...   | 57 |
| Tabulka 10 Četnost hypertoniků, respondentů bez hypertenze a respondentů, kteří neznají svůj krevní tlak ve zkoumaném vzorku .....                             | 60 |
| Tabulka 11 Četnost respondentů, kteří podstoupili i jiné vyšetření než CT-koronarografii ve zkoumaném vzorku.....  | 61 |
| Tabulka 12 Četnost respondentů, kteří prodělali CMP a kteří neprodělali CMP.....   | 62 |



## SEZNAM ZKRATEK

ACD – arteria coronaria dextra

ACS – arteria coronaria sinistra

RIA – ramus interventricularis anterior

RD – ramus diagonalis

RMS- ramus marginalis sinister

ICHS – ischemická choroba srdeční

PTCA – perkutánní transluminární koronární angioplastika

EKG – elektrokardiogram

KS – končetinový svod

HS – hrudní svod

BMI – body mass index

CT – computed tomography (výpočetní tomografie)

KL – kontrastní látka

JKL – jodová kontrastní látka

PŽK – periferní žilní kanyla

KPR – kardiopulmonální resuscitace

RDA – radiologický asistent

TK – krevní tlak

DK – dolní končetiny

CMP – cévní mozková příhoda

RA – rodinná anamnéza

CTKG – CT koronarografie

MDCT – multidetektorové CT

MRI – magnetická rezonance

## **0 ÚVOD**

Ischemická choroba srdeční patří mezi nejčastější onemocnění v rozvinutých zemích včetně České republiky. Klinicky má různé projevy, od stabilní angíny pectoris až po infarkt myokardu, srdeční selhání a smrt. Pro včasné zahájení léčby, která je nutná pro záchranu života pacienta a zachování jeho kvality života, je třeba ICHS včas a kvalitně rozpoznat. K tomu nám slouží různá vyšetření. Vedle laboratorních vyšetření, EKG a katetrizační angiografie je nedílnou součástí také CT vyšetření srdce a koronárních cév. V této bakalářské práci bych chtěla přiblížit problematiku ICHS a její diagnostiku na CT.

Bakalářská práce je rozdělena na dvě části. V teoretické části jsou v jednotlivých kapitolách a podkapitolách popsány komponenty CT přístroje, včetně pomůcek potřebných pro realizaci CT koronarografie, základní anatomie srdce s nejčastějšími onemocněními a charakteristika oboru radiologický asistent a jeho historie v České republice.

Praktická část je věnována popisu realizace CT koronarografie v praxi a popisu úlohy radiologického asistenta při jejím provedení a optimalizace expozičních parametrů pro snížení radiační zátěže pacienta se zachováním kvality obrazové dokumentace.

## **CÍL**

Cílem této práce je popsat praktické provedení CT koronarografie. Dalším cílem je optimalizace expozičních parametrů pro snížení radiační zátěže pacienta se zachováním diagnostické kvality obrazové dokumentace.



# I. TEORETICKÁ ČÁST

## 1 RADIOLOGICKÝ ASISTENT

### 1.1 Historie výuky Radiologického asistenta

Výuka radiologického asistenta prodělala za dobu své existence v České republice značnou evoluci. V polovině 20. století výuku radiologických laborantů zajišťovaly střední školy, kde student po nabytí plnoletosti a dokončení gymnázia nebo jiné střední školy mohl po úspěšném přijímacím řízení nastoupit do oboru radiologický laborant, který trval dva roky a byl zakončen maturitní zkouškou. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 6)

Po Sametové revoluci v roce 1989 se tento obor začal vyučovat na vyšších odborných školách zdravotnických. Výuka se prodloužila na tři roky a byla zakončena absolutoriem. Absolvent získal titul Diplomovaný specialista (Dis.). (Nekula, Chmelová, 2005, s. 6)

Po vstupu České republiky do Evropské unie došlo k výrazné změně ve vzdělávání nelékařských pracovníků ve zdravotnictví. Stejně jako jiné obory jako jsou například všeobecná sestra, zdravotnický laborant aj., je i radiologický laborant (dnes radiologický asistent) je vyučován na vysokých školách. Doba výuky je bez změny (tři roky) a výuka je zakončena státní závěrečnou zkouškou. Absolvent získává titul bakalář (Bc.). (Nekula, Chmelová, 2005, s. 6)

### 1.2 Kompetence Radiologického asistenta

Výkon povolání radiologického asistenta je definováno zákonem: „*Za výkon povolání radiologického asistenta se považuje zejména provádění radiologických zobrazovacích i kvantitativních postupů, léčebné aplikace ionizujícího záření a specifické ošetrovatelské péče poskytované v souvislosti s radiologickými výkony. Radiologický asistent provádí činnosti související s radiační ochranou podle zvláštního právního předpisu 8) a ve spolupráci s lékařem se podílí na diagnostické a léčebné péči. Činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany může radiologický asistent vykonávat, pokud splňuje požadavky zvláštním právním předpisem 8)*“ (Zákon č. 96/2004 §8 odst. 3)

Radiologický asistent může bez odborného dohledu provádět tyto výkony:

- Provádí a vyhodnocuje zkoušky provozní stálosti zdrojů ionizujícího záření a přístrojů, které s nimi souvisí
- Zajišťuje, aby lékařské ozáření bylo v souladu se zásadami radiační ochrany
- V souvislosti s radiologickými výkony provádí specifickou ošetrovatelskou péči

- Smí manipulovat s léčivými přípravky (přejímat, kontrolovat, ukládat)
- Smí provádět manipulaci se zdravotnickými prostředky

(Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7 odst. 1)

Na základě indikace lékaře může provádět:

- Skiagrafické vyšetření, screeningové skiagrafické vyšetření, skiaskopické vyšetření, kostní denzitometrii
- Radiologické zobrazovací postupy
- Asistenci při intervenční radiologii
- Léčebné ozáření
- Léčebné i zobrazovací výkony, které využívají jiného principu než ionizujícího záření
- Pod dohledem lékaře smí podávat léčiva intravenózně
- Pod dohledem fyzika smí provádět dílčí činnosti při plánování radioterapie

(Vyhláška č. 55/2011 Sb. §7 odst. 2,3,4,5)

## 2 SRDCE

### 2.1 Stavba srdce

Srdce je dutý orgán nacházející se v dolním předním segmentu mediastina (mezihrudí), mezi plicními křídly. Srdce je rozděleno přepážkou na levou a pravou polovinu. Každou polovinu tvoří síň a komora. Průchod mezi každou síní a komorou tvoří chlopeň, která je jednosměrná. Mezi pravou síní a pravou komorou se nachází trojcípá chlopeň. Mezi levou síní a levou komorou najdeme dvojcípou chlopeň. Poloměsíčitě chlopně oddělují komory od srdečnice (aorta) a plicnice. (Merkunová, 2007, s. 75)

Stěna srdce se skládá celkem ze tří vrstev. Endokard je jemná vazivová nitroblána, která tvoří vnitřní výstelku srdce. Myokard tvoří střední a zároveň nejsilnější část srdce. Nejsilnější vrstva myokardu se nachází v levé komoře a nejslabší v pravé síní. Epikard tvoří vnější vrstvu srdce. Celé srdce je uloženo ve vaku, který se nazývá perikard. (Merkunová, 2007, s. 75)

### 2.2 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční (*systema conducens cordis*) je soubor částí myokardu, které vytvářejí vzruchy vedoucí ke stažení srdeční svaloviny. Složky převodního systému nejsou pouhým lidským okem rozeznatelné od ostatní srdeční tkáně, a proto je třeba je pozorovat ve světelném nebo elektronickém mikroskopu. (Čihák, 2004, s. 32)

Převodní systém srdeční se skládá z několika částí: sinusový uzel, atrioventrikulární síňokomorový uzel, pravé a levé raménko a Purkyňova vlákna. (Čihák, 2004, s. 33 a 34)

**Sinusový uzel** (*nodus sinuatrialis*) podlouhlý vřetenovitý útvar dlouhý asi 10 – 20mm a široký kolem 3mm. Jeho uložení je napříč ve stěně pravé předsíně, před ústím horní duté žíly. Sinusový uzel vydává impulzy, a tak určuje základní frekvenci srdečních stahů. Říká se mu také udavač kroků – „Pacemaker“ srdce. (Čihák, 2004, s. 34 a 35)

**Atrioventrikulární uzel** (nodus atrioventricularis). Jedná se o nepravidelně oválný útvar asi 7 – 8mm dlouhý a 1mm široký. V případě selhání sinusového uzlu, atrioventrikulární uzel přebírá jeho funkci, proto se mu také říká „sekundární pacemaker“. (Čihák, 2004, s. 35)

**Raménka atrioventrikulárního svazku** (crura fasciculi atrioventricularis) se rozdělují na dvě části. Pravé raménko (crus dextrum) a levé raménko (crus sinistrum). Obě raménka se postupně větví na Purkyňova vlákna. (Čihák, 2004, s. 36)

**Purkyňova vlákna** (rami subendocardiales) větvcí se po stěnách komor objevil v roce 1845 J. E. Purkyně. Tato vlákna vedou od srdečního hrotu a šíří se v obou komorách. Tyto vlákna jsou v kontaktu s buňkami pracovního myokardu. Tak, jak vedou Purkyňova vlákna, postupují i kontrakce komor – od hrotu směrem k ústí aorty, plicnímu kmenu a atrioventrikulárním ústím. (Čihák, 2004, s. 36, 37)

Výsledkem práce převodního systému jsou rytmické stahy myokardu, díky kterým dochází k naplňování a vyprazdňování komor a síní. (Čihák, 2004, s. 37)

### 2.3 Mechanická činnost srdce

Při srdeční činnosti se pravidelně střídá systola (stah srdeční tkáně) a diastola (ochabnutí srdeční tkáně). Tento děj má za následek přečerpávání krve různými segmenty srdce mezi dvěma srdečními tepey a srdce tak pracuje jako pumpa. Jeden cyklus systoly a diastoly síní a komor se nazývá **srdeční revoluce**, která trvá okolo 0,75 s. (Merkunová, 2007, s. 77, 78)

Srdeční revoluce začíná izometrickou fází, kde dochází k systole síní, která je zároveň doprovázená diastolou komor. V izometrické fázi dochází k rychlému plnění komor. Samotná systola síní je dokončena po vyrovnání tlaku mezi komorami a síněmi a uzavřením cípatých chlopní. (Merkunová, 2007, s. 77, 78)

Po té následuje ejekční fáze, při které dochází k systole komor. Dochází k otevření poloměsíčitých chlopní a komory vytlačí krev do plicního kmene a do aortálního oblouku. Se systolou komor zároveň probíhá diastola síní, kde se pravá síň naplňuje krví z horní a dolní duté žíly a levá síň krví z plicních žil. Systola opět probíhá do vyrovnání tlaků, tentokrát mezi komorami a velkými cévami (aortou a plicnicí). (Merkunová, 2007, s. 77, 78)

V poslední fázi dochází k diastolám komor, a jejím naplnění krví. Tlakové rozdíly mezi komorami a síněmi mají za následek otevření cípátých chlopní. (Biomechanika krevního oběhu, 2015)

## 2.4 Tok krve oběhovou soustavou

Odkysličená krev vstupuje z v. cava superior a z v. cava inferior do pravé síně. Odtud je přečerpána do pravé komory. Systola pravé komory vypudí odkysličenou krev do plicní tepny, která krev přivede do plic a kde se okysličí (malý krevní oběh). Okysličená krev se čtyřmi plicními žilami vrací zpět do srdce, do levé síně. Poté se přečerpá do levé komory. Systolou komory se krev vypudí aortou do těla (velký krevní oběh). Tepny přivedou okysličenou krev buňkám, kde se odkyslíčí a žilami se opět vrací do v. cava superior a v. cava inferior, kde se kruh uzavírá. Schéma je vidět na obrázku 1. *Schéma krevního oběhu* (Stohwasser, 2014)

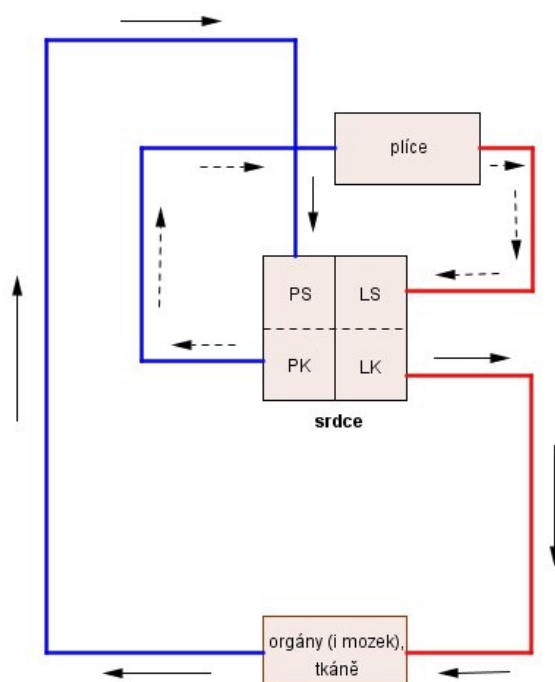


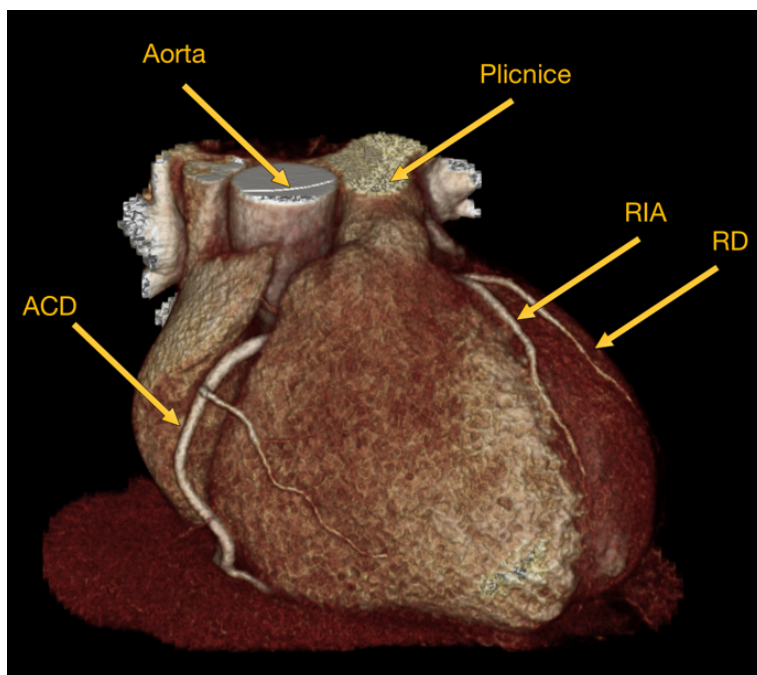
Schéma krevního oběhu

Obrázek 1 *Schéma krevního oběhu* (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. [www.nabla.cz](http://www.nabla.cz) [online]. [cit. 6.8.2014]. Dostupný na WWW: <http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/img/krev/krevni-obeh-schema.jpg>)

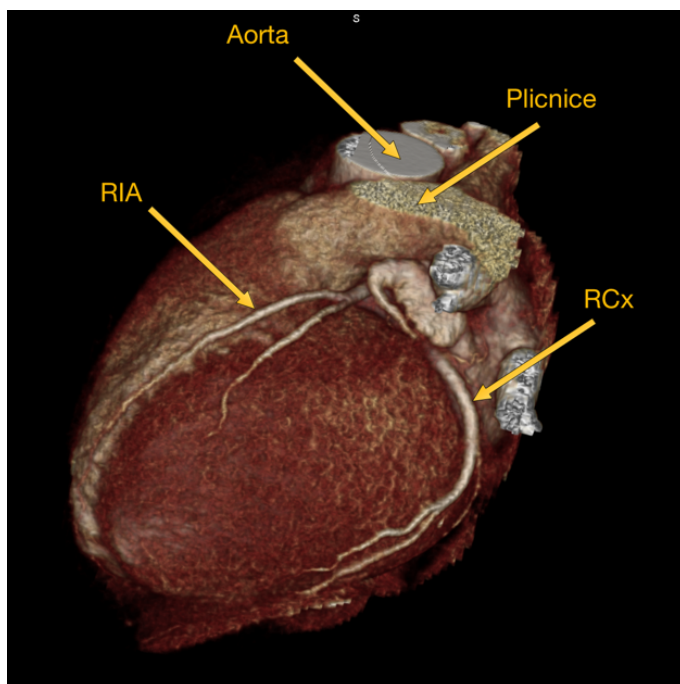
## 2.5 Věňčité tepny

Na srdci máme hlavní dvě věňčité tepny, a. coronaria dextra et a. coronaria sinistra, které zásobují srdce kyslíkem a živinami. Obě tepny běží po povrchu srdce vlnovitě, aby se lépe přizpůsobily tepovým změnám objemu srdce, aniž by se poškodily. A. coronaria sinistra bývá někdy silnější, za to a. coronaria dextra má bohatší primární větvení. Je to proto, že pravou komorou protéká krev odkysličená a svalovina tak nedostane žádný kyslík pronikáním z nitra komory. Koronární tepny nemají žádné významné spojky se sousedními větvemi, proto při uzávěru některé větve dojde k hypoxii až anoxii příslušného okrsku myokardu. (Čihák, 2004, s. 37)

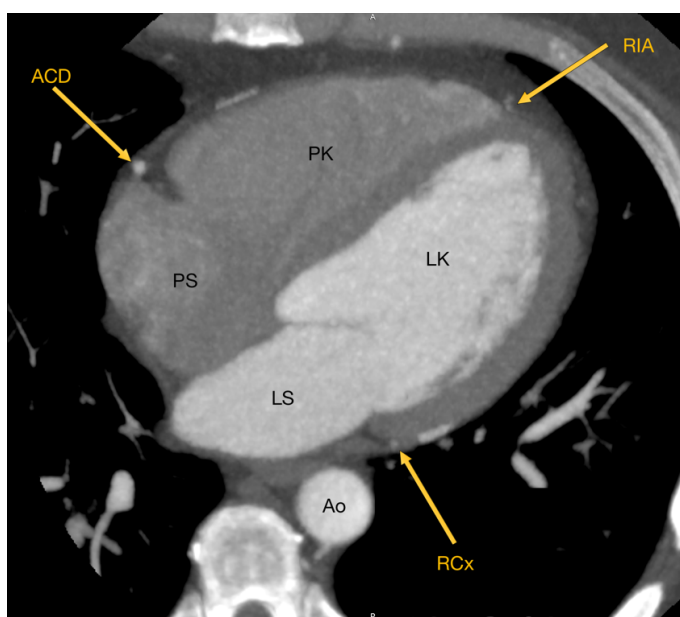
**Arteria coronaria dextra** začíná výstupem z aorty z pravého aortálního sinu (průběh a. coronaria dextra je možné vidět na obrázcích 2 a 4 jako cévu označenou ACD), běží za plicním kmenem a dále pak mezi pravým ouškem a pravou komorou a následně zatačí na zadní plochu srdce. Z této tepny postupně odstupují větve: jako první odstupuje ramus coni arteriosi, dále pak rami atriales (zásobují pravou předsíň), rami ventriculares dextri, anteriores et posteriores (zásobují pravou komoru zřepředu i ze zadu), ramus marginalis dexter a ramus interventricularis posterior, kterou a. coronaria dextra končí. (Čihák, 2004, s. 37, 38)



Obrázek 2 CT srdce s cévami, 3D rekonstrukce /ACD – arteria coronaria dextra, RIA – ramus interventricularis anterior, RD – diagonální větev/ (Autor: MUDr. Korbel)



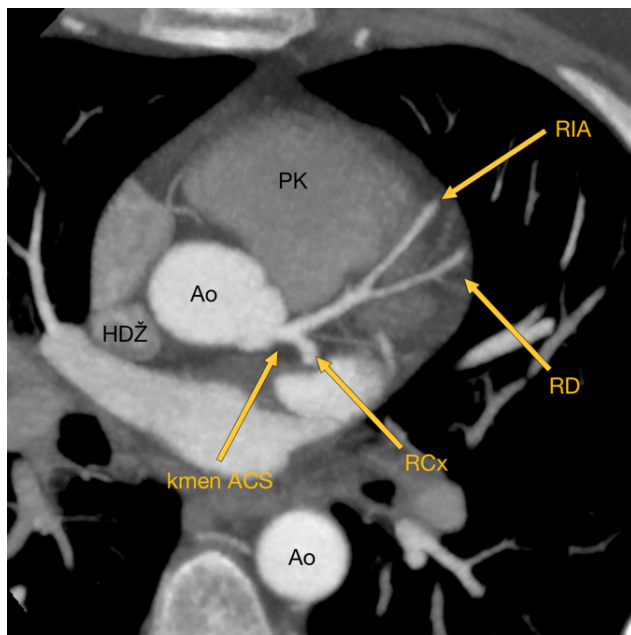
Obrázek 3 CT srdce s cévami, 3D rekonstrukce / RIA – ramus interventricularis anterior, RCx – ramus circumflexus/ (Autor: MUDr. Korbel)



Obrázek 4 CT srdce s cévami v axiálním řezu /ACD- arteria coronaria dextra, RIA – ramus interventricularis anterior, RCx – ramus circumflexus, PK – pravá komora, LK – levá komora, PS – pravá síň, LS – levá síň, Ao – aorta/ (Autor: MUDr. Korbel)

**Arteria coronaria sinistra** začíná výstupem z levého aortálního sinu, poté směrem doleva, kde odstupuje ramus nodi sinuatrialis, poté se a. coronaria sinistra dělí na hlavní dvě větve, které se nazývají ramus interventricularis anterior (dále jen RIA, která je vidět na obrázcích 1,2,3 a 4 pod stejnou zkratkou) a ramus circumflexus. RIA vede po sulcus interventricularis anterior až k hrotu srdečnímu, přes který může různě

přesahovat. Od této větve odstupují diagonální větve (na výše uvedeném obrázku 1 pod označením RD, které zásobují levou i pravou komoru. Ramus circumflexus (na obrázcích 3, 4 a 5 pod zkratkou RCx) běží v levém síňokomorovém žlábků srdce a směřuje na jeho zadní stranu. Z ramus circumflexus odstupují rami atrioventriculares, ramus marginalis sinister, rami atriales a ramus posterior ventriculi sinistri. Z a. coronaria sinistra odstupují dále i menší větve a to ramus coni arteriosi, ramus nodi atrioventricularis a ramus atrialis anastomoticus. (Čihák, 2004, s. 39, 40)



**Obrázek 5** CT srdce s cévami axiální řez /HDŽ – horní dutá žíla, Ao – aorta, PK – pravá komora, RIA – ramus interventricularis anterior, RD – diagonální větev, RCx – ramus circumflexus, kmen ACS – arteria coronaria sinistra) (Autor: MUDr. Korbel)

## 2.6 Žíly srdce

Žíly srdce můžeme rozdělit podle toho, kam ústí na žíly vlévající do sinus coronarius, venae ventriculi dextri anteriores (ty ústí do pravé předsíně) a venae cordis minimae (ústí jednotlivě do všech srdečních dutin). Srdeční žíly na rozdíl od ostatních v těle nemají ve svém průběhu chlopně. Chlopně se objevují pouze v určitém procentu případů na ústích hlavních kmenů do sinus coronarius nebo do veny cordis magna. (Čihák, 2004, s. 42, 43)

**Žíly, které se vlévají do sinus coronarius**, se nazývají vena cordis magna (sbírá krev z levé srdeční komory), v. posteriori ventriculi sinistri (také se podílí na sběru krve z levé komory), v. cordis media, v. cordis parva (sbírá krev z pravé komory). (Čihák, 2004, s. 42, 43)



**Žíly ústící do pravé síně** se nazývají venae ventriculi dextri anteriores. Jsou to dvě, nebo až čtyři žíly, které ústí do pravé síně samostatně. (Čihák, 2004, s. 43)

**Žíly, které ústí samostatně do všech dutin srdečních,** se nazývají venae cordis minimae. Jednotlivé žíly se nazývají podle toho, odkud přivádí krev. Jsou to vv. atriales, vv. atrioventriculares a vv. ventriculares. (Čihák, 2004, s. 43)

### 3 ISCHEMICKÁ CHOROBA SRDEČNÍ

Jedná se o poruchu srdeční funkce, která vzniká na podkladě nedostatečného zásobení srdečního svalu při uzávěrech a stenózách věnčitých tepen. Tyto chronické obliterace a stenózy mohou být z části kompenzovány kolaterálním systémem, které se při zátěži mohou projevovat jako němé ischemie. (Niederle, Staněk, 2015)

Výše zmíněné změny na cévách má na svědomí nejčastěji ateroskleróza. Jedná se o patologický proces, který spouští nadměrný příjem nasycených tuků, nebo porucha metabolismu lipidů. To způsobí poruchu endotelové výstelky a vytváření plátu. Do vytvořeného aterosklerotického plátu na stěně cévy se poté usazují vápenaté soli, které vytvářejí kalcifikace. Ischemickou chorobu srdeční můžeme rozdělit na anginu pectoris, akutní koronární insuficienci a infarkt myokardu. (Navrátil, 2008, s. 72, 73)

Vznik ICHS mohou podpořit rizikové faktory. Tyto rizikové faktory se mohou dělit na ovlivnitelné a neovlivnitelné. Neovlivnitelné faktory jsou ty, které jak už je slyšet z názvu, nemocný nemůže sám žádným způsobem ovlivnit. Mezi tyto faktory se řadí věk, mužské pohlaví a pozitivní rodinná anamnéza. Naproti tomu ovlivnitelné faktory, jsou ty, se kterými může pacient sám pracovat a snížit tak možnost vzniku ICHS. Mezi tyto faktory patří stres, kouření cigaret, požívání alkoholu, obezita, stravovací návyky, vysoký krevní tlak, dyslipidemie atd. (Navrátil, 2008, s. 72, 73)

#### 3.1 Angina pectoris

##### Nestabilní angina pectoris

Jedná se o akutní ložiskovou ischemii srdečního svalu, při které však nedochází k jejímu poškození. Tato ischemie je způsobena nepoměrem mezi zásobením srdečního svalu kyslíkem a potřebami srdečního svalu. Tento nepoměr může způsobit ateromatózní plát v epikardiální tepně. „*Na rozdíl od stabilní anginy pectoris, je symptomatologie tohoto onemocnění „nestabilní“, s tendencí k rychlým změnám klinického stavu nemocných.*“ U této formy onemocnění je větší riziko převratu do akutního infarktu myokardu. (Souček, 2011, s. 60, 61)

### Stabilní angina pectoris

Pro stabilní anginu pectoris je charakteristická bolest za hrudní kostí při námaze (tzv. stenokardie), způsobená stenózou tepny v místě, kde již probíhá ateroskleróza. Pro anginu pectoris je dalším charakteristickým znakem vymizení bolesti do půl hodiny po přerušení námahy (jedná se o tzv. klaudikační nebo-li námahovou bolest). (Navrátil, 2008, s. 72, 73)

Léčba anginy pectoris spočívá vždy na aktuálním stavu nemocného. Léčí se režimovým opatřením, dále pak farmakologickou a intervenční léčbou. (Slezáková, 2007, s. 19)

### **3.2 Infarkt myokardu**

Jedná se o akutní formu ICHS. „*Je charakterizován nekrózou srdečního svalu, která vzniká v důsledku nedostatku kyslíku v srdeční svalovině.*“ (Slezáková, 2007, s. 19) Nejčastější příčinou tohoto stavu bývá uzávěr věnčité tepny trombem, který nasedá na aterosklerotický plát. (Slezáková, 2007, s. 19,20)

Nejčastějším příznakem je svíravá bolest za hrudní kostí, tzv. stenokardie. Tato bolest může také vyzařovat do horních končetin, krku, nebo do břicha. Na rozdíl od anginy pectoris trvá déle než 30 minut, přetrvává i po přerušení námahy a nereaguje na nitráty. Pacient je neklidný, bledý, opocení a má nepravidelný dech i srdeční rytmus. (Slezáková, 2007, s. 20)

Léčba je farmakologická a intervenční, nebo chirurgická. Do farmakologické léčby patří rozpuštění trombu za pomoci trombolitik, tlumení bolesti analgetiky a dále jsou aplikovány antikoagulancia a antiagregancia. Mezi intervenční metody patří PTCA, Jedná se o intervenční zákrok, kdy lékař za pomoci balónkového katétru zprůchodní a rozšíří uzavřenou cévu. Mezi chirurgické metody řadíme aortokoronární bypass. Jedná se o chirurgický výkon, kdy lékař přemostí zúžený úsek věnčité tepny. (Slezáková, 2007, s. 21)

## 4 ELEKROKARDIOGRAF

Jedná se o přístroj, který snímá elektrické potenciály srdce (viz. Obrázek 6 *Ukázka elektrokardiografu*). Tyto potenciály se snímají na povrchu kůže elektrodami. Protože jsou tyto signály slabé, je třeba je nejdříve zesílit v zesilovači a pak jsou provedeny graficky na rastrový papír. Výstupu elektrokardiografu říkáme elektrokardiogram (dále jen EKG). (Sovová, 2006, s. 14)

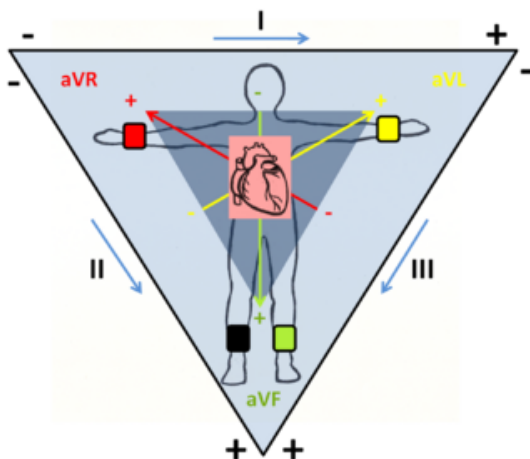


**Obrázek 6** *Ukázka elektrokardiografu* (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. [zdravotnicka-technika.com](http://www.zdravotnicka-technika.com) [online]. [cit. 16.4.2015]. Dostupný na WWW: [http://www.zdravotnicka-technika.com/uws\\_images/ekg-c50-kompletni-set.jpg](http://www.zdravotnicka-technika.com/uws_images/ekg-c50-kompletni-set.jpg))

Jako první s elektrokardiografem přišel profesor fyziologie na Univerzitě v Leidenu Willem Einthoven (1860 – 1927) na začátku 20. století. Tímto přínosem vědě byl v roce 1924 oceněn Nobelovou cenou ve fyziologii a medicíně. (Navrátil, 2008, s. 45)

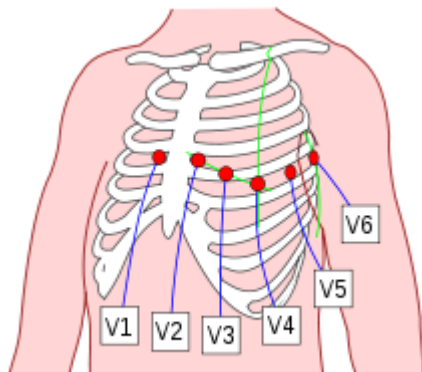
Snímače, nebo-li svody, se rozdělují na končetinové a hrudní. Končetinové svody jsou barevně odlišeny. Hrudní svody se připevňují přísavkou a označují se V1 až V6. Tyto svody se umísťují následovně na obrázcích 7 a 8:

Končetinové svody:



Obrázek 7 Umístění končetinových svodů (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. [wikiskripta.eu](http://www.wikiskripta.eu) [online]. [cit. 16.4.2015]. Dostupný na WWW: <http://www.wikiskripta.eu/images/thumb/5/53/Einthoven.png/350px-Einthoven.png>)

Hrudní svody:

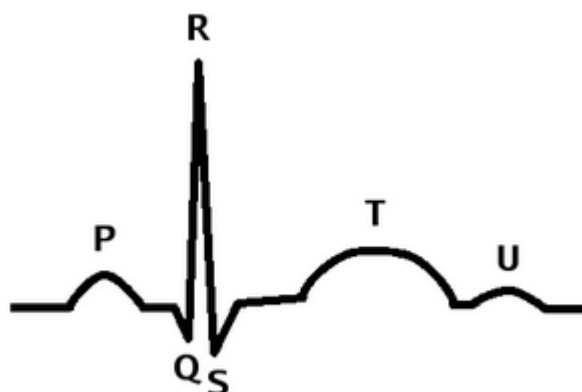


Obrázek 8 Umístění hrudních svodů (Zdroj: HUT, Jeroen. [wikiverzita](http://www.wikiverzita.org) [online]. [cit. 17.4.2015]. Dostupný na WWW: [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/6/66/Precordial\\_Leads\\_2.svg/220px-Precordial\\_Leads\\_2.svg.png](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/6/66/Precordial_Leads_2.svg/220px-Precordial_Leads_2.svg.png))

## 4.1 EKG křivka

Jak už bylo výše řečeno, výstupem z elektrokardiografu je elektrokardiogram, na kterém jsou zaznamenány křivky. Na této křivce je popisována vlna **P**, která vzniká

depolarizací síní a frekvence jejího výskytu je shodná s frekvencí stahů komor. Za vlnou **P** následuje **QRS komplex**, který značí depolarizační fázi a stah srdeční svaloviny komor. **PQ interval** prezentuje systolu síní a zdržení vzruchu v AV uzlu. Po tomto komplexu následuje **ST úsek**, který představuje repolarizační fázi komor. Následuje vlna **T**, která značí ukončení repolarizace komor. Za **T** vlnou někdy může být ještě vidět vlna **U**, její původ je však zatím neznámý (viz. Obrázek 9. *Fyziologická EKG křivka*). (Navrátil, 2008, s. 50)



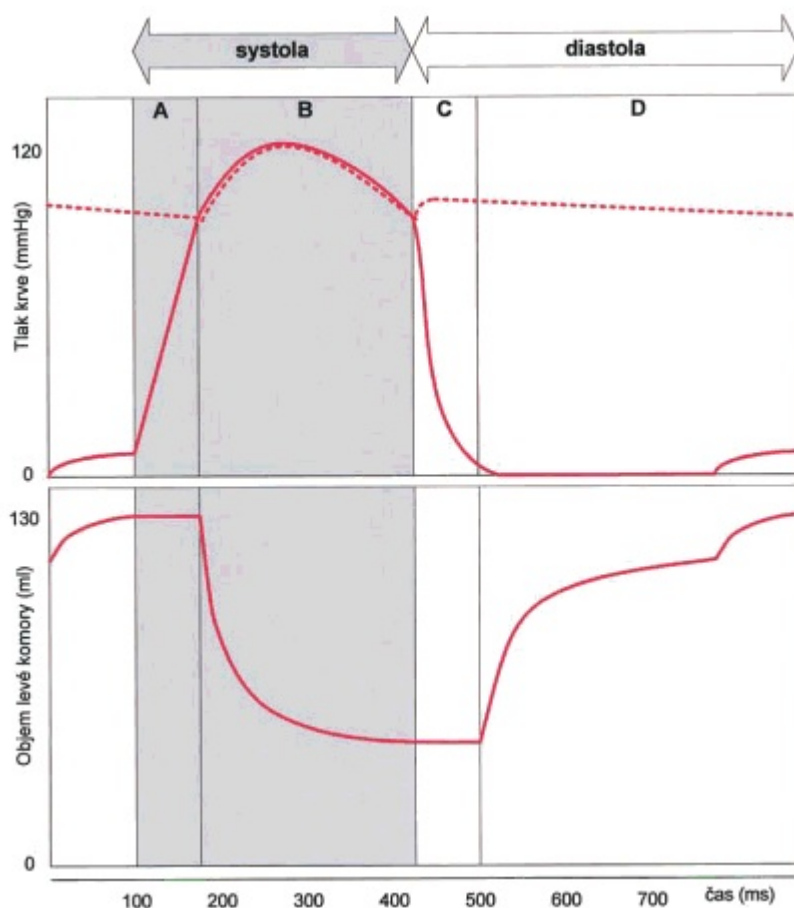
Obrázek 9 *Fyziologická EKG křivka* (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. [smartmania.cz](http://smartmania.cz) [online]. [cit. 17.4.2015]. Dostupný na WWW: <http://smartmania.cz/images/2011/iPhonECG/QRS.png>)

## 4.2 EKG synchronizace

EKG synchronizace se využívá při CT nebo MRI vyšetření srdce a koronárních cév k eliminaci pohybových artefaktů způsobených pohybem srdce v průběhu srdeční revoluce. Pro EKG synchronizaci se využívají metody EKG gating, EKG triggering a EKG pulsing. (Adla, 2009)

Jak bylo zmíněno výše, během srdečního cyklu se střídá systola a diastola a každá z těchto fází má několik podfází. Pro CTKG jsou důležité dva momenty během srdečního cyklu, kdy se objem komor výrazněji nemění. První je na konci systoly při izovolumické relaxaci, druhý ve střední části diastoly během fáze pomalého plnění. Doba trvání těchto dvou momentů se mění s tepovou frekvencí. U pacientů s normální tepovou frekvencí je délka fáze pomalého plnění komor delší než délka izovolumické relaxace. To se ale výrazně mění se vzrůstající tepovou frekvencí a u pacientů s tachykardií je naopak delší fáze izovolumické relaxace (viz. Obrázek 10). Proto je

lepší sken a rekonstrukce cílit u pacientů s normální tepovou frekvencí do fáze diastoly, u pacientů s tachykardií do fáze systoly. (Ferda, Baxa, 2012)



Obrázek 10 Průběh tlaku v levé komoře (horní část - plná čára) a v aortě (horní část - přerušovaná čára) a průběh objemu levé komory (dolní část) během srdeční revoluce (Zdroj: TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie* [online]. [cit. 21.4.2015]. Dostupný na WWW: <https://books.google.cz/books?id=Kwr8Mc2Wg4MC&lpg=PA240&ots=mpfAianOLu&dq=izovolumick%C3%A1%20f%C3%A1ze%20systola&hl=cs&pg=PA239#v=onepage&q&f=false>)

#### 4.2.1 EKG gating

Jedná se o retrospektivní synchronizaci. „CT data jsou sbírána v průběhu celého srdečního cyklu a následně je vybrána fáze pro rekonstrukci. Výhodou gatingu je možnost zpětně zvolit nejlepší fázi pro rekonstrukci a dále možnost vytvořit rekonstrukci ve více fázích (obvykle 10, ale i více) a hodnotit tak kinetiku myokardu a

*objemy srdečních dutin v průběhu srdečních cyklů. Nejvýraznější nevýhodou je vyšší radiační zátěž.“ (Adla, 2009)*

#### **4.2.2 EKG triggering**

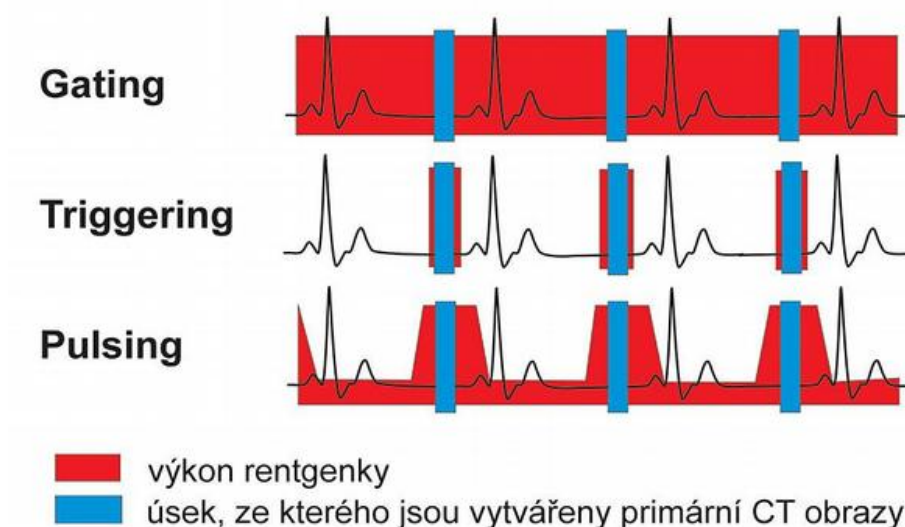
Jedná se o prospektivní synchronizaci. Data z CT přístroje jsou nabírána pouze v předem určené fázi EKG křivky. *„Čas spuštění je ovládacím programem automaticky určen na základě několika předchozích EKG intervalů. Obvykle je využívána metoda sekvenčního skenování, kdy v průběhu skenování stůl s pacientem stojí na místě a pohybuje se v intervalu, kdy přístroj neskenuje.“* Výhodou této metody synchronizace je nižší radiační zátěž, naproti tomu negativa spočívají v citlivosti na pravidelnost srdečního rytmu a nemožnosti rekonstrukce srdce ve více fázích srdečního cyklu. (Adla, 2009)

#### **4.2.3 EKG pulsing**

Jedná se o typ synchronizace, kde se kombinují prvky gatingu a triggeringu zároveň. Princip spočívá ve střídání výkonu rentgenky v průběhu celého EKG intervalu. Při předem zvolené části intervalu rentgenka pracuje na plný výkon, zatím co ve zbylém čase je její výkon snížen (např. na 20%). Tento typ synchronizace umožňuje částečné snížení radiační zátěže vyšetřovaného a zároveň zachovat výhody gatingu. Všechny tyto tři typy EKG synchronizace jsou vyznačeny na níže uvedeném obrázku 11.



## Typy EKG synchronizace



Obrázek 11 Typy EKG synchronizace (Zdroj: POSTGRADUÁLNÍ MEDICÍNA. [zdravi.e15.cz](http://zdravi.e15.cz) [online]. [cit. 17.4.2015]. Dostupný na WWW: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/vypocetni-tomografie-v-kardiologii-soucasne-moznosti-a-vyuziti-447995>)

## 5 BODY MASS INDEX

Body Mass index (dále jen BMI) je jedním z nutričních screeningů, který slouží ke zjištění nutričního stavu pacienta. BMI se dá snadno spočítat podle vzorečku, kdy hmotnost pacienta v kilogramech vydělíme druhou mocninou výšky pacienta v metrech. Výsledek poté porovnáme s hodnotami pro podváhu, normu, nadváhu, obezitu a těžkou obezitu (viz. Tabulka 1 *Hodnoty BMI*). (Grofová, 2007, s. 45, 47)

Tabulka 1 *Hodnoty BMI* (Zdroj: Grofová, 2007)

| BMI hodnoty    |               |
|----------------|---------------|
| <20            | podváha       |
| 20 - 24,9      | norma         |
| 25 - 29,9      | nadváha       |
| 30 - 34,9      | obezita       |
| 35 - 40 a více | těžká obezita |

## 6 KONTRASTNÍ LÁTKY

*„Kontrastní látky slouží k lepšímu zobrazení anatomických struktur a orgánů, případně jejich funkce.“* Kontrastní látky (dále jen KL) se nejčastěji aplikují do cévního řečiště, je však možné provést i aplikaci do dutin lidského těla. (Seidl, 2012, s. 76)

Kontrastní látky se rozdělují na pozitivní a negativní. Negativní KL snižuje absorpci záření (na negativu snímku se ukazuje černě). Jako negativní KL se nejčastěji užívá vzduch, nebo oxid uhličitý. Pozitivní KL naopak zvyšuje absorpci záření (na negativu snímku se ukazuje bíle). Mezi pozitivní KL řadíme baryové KL a jodové KL. (Seidl, 2012, s. 76)

### 6.1 Baryové kontrastní látky

Baryové kontrastní látky se podávají ve formě suspenze dospělým pacientům pro lepší zobrazení gastrointestinálního traktu. Pro tento druh KL je klíčová sloučenina síran barnatý, který jako jediný ze sloučenin barya není pro lidské tělo toxický a nerozpouští se ve vodě. Při CT vyšetření se však tato KL nepoužívá, protože vytváří artefakty podobné artefaktům kovu (hvězdicové artefakty – artefakt utvrzení svazku záření). (Seidl, 2012, s. 76, 77)

### 6.2 Jodové kontrastní látky

*„Jedná se o látky, jejichž základem je benzenové jádro se třemi atomy jódu a dalších chemických látek vázaných na jádro – hlavními zástupci jsou  $\text{Na}^+$  a  $\text{COOH}$ “* Jodové kontrastní látky se rozdělují na olejové, pevné a vodné (ty dělíme dále na nefrotropní a hepatotropní). (Nekula, Chmelová, 2005, s. 34, 35)

#### 6.2.1 Jodové kontrastní látky pevné

Tyto KL se v dnešní době již nepoužívají. V dřívějších dobách se podávali per os ve formě tablet a sloužili k zobrazení žlučníku, dnes je tato metoda nahrazena ultrasonografií. Český zástupce této KL se jmenoval Jopagnost. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 35)

## 6.2.2 Jodové kontrastní látky olejové

Olejové KL slouží k vyšetření mízních uzlin. Jejich českým zástupcem je Lipiodol. Tyto KL jsou pro jiné aplikace nevhodné, protože se nevstřebávají a mohou způsobovat srůsty a při vniknutí do krevního oběhu plicní embolii. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 35)

## 6.2.3 Jodové kontrastní látky vodné (hydrosolubilní)

Jodové KL tvoří nejpoužívanější skupinu KL. Tyto kontrastní látky se dále dělí na hepatotropní a nefrotropní. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 35)

### 6.2.3.1 Hepatotropní JKL

Hepatotropní JKL jsou jodové kontrastní látky, které jsou vylučovány skrz játra žlučí. Tyto KL se používali pro intravenózní cholecystocholangiografii. V dnešní době se však v České republice prakticky již nepoužívají. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 36)

### 6.2.3.2 Nefrotropní JKL

Jedná se o jodové kontrastní látky, které jsou vylučovány ledvinami. Tyto KL se dále dělí na ionické a neionické. „*Ionické jsou hůře snášeny, ale jsou levnější – hlavním zástupcem je Telebrix. Neionické jsou kvalitnější, mají menší procento vedlejších reakcí, ale jsou dražší.*“ Mezi zástupce neionických kontrastních látek patří například Iomeron. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 25)

## 6.3 Nežádoucí účinky kontrastních látek

Jako u jiných látek i jodové kontrastní látky mohou mít kromě schopnosti zvýrazňovat špatně viditelné struktury tkáně i vedlejší účinky, které mohou pacientovi průběh vyšetření znepříjemnit nebo až ohrozit na životě. Tyto nežádoucí účinky se dělí na alergické reakce a chemotoxické reakce, nebo dle času na časné a pozdní. (Seidl, 2012, s. 77)

### 6.3.1 Nežádoucí reakce časné

Jedná se o reakce, které se u vyšetřovaného projeví do 20 minut po aplikaci. Příznaky mohou být různě klinicky významné a dle stavu vyšetřovaného je třeba zvýšeného dohledu lékařem, pokud se klinický stav zhoršuje, zahajuje se okamžitá léčebná intervence. (Mechl, 2015)

### 6.3.1.1 Alergické reakce

Alergická reakce vzniká při uvolňování histaminu po podání KL. Koncentrace ani množství nemají vliv na vznik alergické reakce. Tyto reakce na KL můžeme dle závažnosti rozdělit lehké, střední a těžké. (Seidl, 2012, s. 77)

Mezi **lehké alergické reakce** patří škrábání v krku, ztížené dýchání a zčervenání pokožky. U **středně těžké alergické reakce** se pacientovi výrazně zrychlí srdeční tep, a po té dochází ke snížení krevního tlaku. Dále se u pacienta objevuje bronchospasmus a laryngospasmus. U **těžké alergické reakce** u pacienta dochází k oběhovému selhání a anafylaktickému šoku. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 36, 37)

### 6.3.1.2 Chemotoxické reakce

*„Chemotoxická reakce představuje přímé ovlivnění určitého orgánu, patří sem zejména kontrastní nefropatie (stav kdy dochází k náhlému zhoršení funkce ledviny do 24 – 48 hodin po podání kontrastní látky), neurotoxicita, kardiotoxicita. Reakce je přímo úměrná množství podané JKL. Hlavní zásadou snížení chemotoxicity je použití co nejmenšího množství JKL a dostatečná hydratace každého nemocného před vyšetřením i po něm.“* (Seidl, 2012, s. 78)

### 6.3.2 **Nežádoucí reakce pozdní**

Pozdní nežádoucí reakce mohou nastat v rozmezí 3 – 48 hodin od aplikace. Tyto reakce jsou nepříjemné, ale nemívají dramatický průběh. (Mechl, 2015) Nejčastěji se projevují jako vyrážka, pruritus, cefalea, nebo nevolnost. (Nemocnice na Homolce, 2012)

## 6.4 **Zásady podávání JKL a prevence alergických reakcí**

Podávání kontrastní látky není vhodné pro každého pacienta, proto by se některé skupiny pacientů neměly s pomocí JKL vyšetřovat nebo za spolupráce s lékaři zajistit takové podmínky, aby vyšetření mohlo proběhnout a zároveň nebylo ohroženo zdraví pacienta. Do skupiny ohroženou alergickou reakcí patří především polyvalentní alergie, pacienti trpící astma bronchiale, pacienti s polékovými reakcemi, alergií na jód a pacienti s kardiální či renální insuficiencí. Relativní kontraindikací k aplikaci JKL může být i diabetes mellitus. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 37)

Před aplikací JKL by každý pacient měl být lačný, ale dostatečně hydratovaný. Dle stavu pacient před vyšetřením přijímá zvýšené množství tekutin per os nebo i.v.

Asi čtyři hodiny před vyšetřením omezí tekutiny na přibližně půl skleničky za hodinu. Při podezření na onemocnění ledvin by si měl radiologický asistent hlídat hladinu kreatininu v séru, která by nikdy neměla přesáhnout 300  $\mu\text{mol/l}$  (prevence kontrastní nefropatie). Dále radiologický asistent musí znát pacientovu alergologickou anamnézu a zajistit pacientovi periferní žilní přístup. (Seidl, 2012, s. 79)

Po vyšetření s aplikací JKL pacientovi RDA doporučí zvýšený příjem tekutin, aby se KL brzy ledvinami vyloučila. Minimálně 30 minut po vyšetření je pacient sledován a nechává se mu zavedená periferní žilní kanyla (dále jen PŽK), pro případ kdyby nastala nežádoucí reakce až po vyšetření. Po uplynutí doby PŽK může být vyjmuta a pacient odchází. (Seidl, 2012, s. 79)

Pokud se má vyšetřovat rizikový pacient, je třeba mu nejdříve podat premedikaci. Dle ordinace lékaře se podávají kortikoidy, nejčastěji Prednison 40mg v tabletách 12-18 hodin před vyšetřením (nejčastěji Prednison 40 mg v 18:00 hodin den před vyšetřením, Prednison 20 mg v 24:00 hodin, a Prednison 20 mg v 6:00 hodin v den vyšetření). Při závažnějších případech se premedikuje ve spolupráci s anesteziologem, který je přítomný i při samotném vyšetření. (Seidl, 2012, s. 79)

Jodové kontrastní látky se podávají pouze na vyšetřovně, kde jsou základní pomůcky pro kardiopulmonální resuscitaci (KPR) a pohotovostní lékárna obsahující léky pro zvládnutí nežádoucích reakcí. Pracovníci, kteří podávají JKL musí znát zásady první pomoci a umět manipulovat s pomůckami pro KPR. (Nekula, Chmelová, 2005, s. 38)

## 7 DOZIMETRICKÉ VELIČINY

*„Dozimetrie ionizujícího záření je obor, který se zabývá účinky záření na látky, ve vztahu k vlastnostem interakce záření s látkou a k jeho „množství“ – dávce, kterou látka obdržela“ (Ullmann, 2009, s. 136)*

### **Energie, E**

Mezi základní veličiny, které vyjadřují přenos záření, je energie. Hlavní jednotkou energie je joul [J]. Tato jednotka bývá vyjadřována v násobcích elektronvoltů [eV, keV, MeV]. (Pejchal et al., 2013, s. 25)

### **Absorbovaná dávka, D**

Tato veličina hodnotí ionizující účinky na dávku. Její jednotkou je gray [Gy]. Absorbovaná dávka 1Gy odpovídá energii 1J absorbované v 1kg hmoty. (Pejchal et al., 2013, s. 26)

### **Dávkový příkon [Gy/h]**

Tato veličina informuje o přírůstku absorbované dávky za jednotku času (sekundy, minuty, hodiny,...). Za pomoci dávkového příkonu lze určit jakou dávku daný objekt obdržel. (Pejchal et al., 2013, s. 26)

### **Ekvivalentní dávka, H<sub>T</sub> [Sv]**

*„Ekvivalentní dávka udává informaci o dávce absorbované a zároveň zohledňuje biologickou účinnost daného typu záření.“* Ekvivalentní dávka se vyjadřuje součinem radiačního váhového faktoru (bezrozměrné číslo, které definuje jednotlivé typy záření) a střední absorbované dávky v tkáni. Jednotkou ekvivalentní dávky je Sievert [Sv]. 1Sv, stejně jako 1Gy, odpovídá 1J absorbovanému v 1kg hmoty. Pro rtg záření radiační váhový faktor činí 1. (Pejchal et al., 2013, s. 26, 27)

### **Efektivní dávka, H<sub>E</sub> [Sv]**

Jedná se o součet ekvivalentních dávek ozářených tkání, které jsou váženy tkáňovým váhovým faktorem (bezrozměrné číslo, které definuje riziko stochastických následků jednotlivých typů tkání). Jednotkou efektivní dávky je 1 Sievert [Sv]. (Pejchal et al., 2013, s. 27)

## 8 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (CT)

Výpočetní tomografie je radiologická vyšetřovací metoda, která za pomoci rentgenového záření a počítače umožňuje v jednotlivých řezech zobrazit vnitřní orgány člověka. Přístroj, který tuto vyšetřovací metodu provádí, se nazývá výpočetní tomograf. (Seidl, 2012, s. 44)

### 8.1 Historie CT přístrojů

První základní kameny pro zrod výpočetní tomografie položil už v roce 1895 Wilhelm Conrad Röntgen objevením paprsků X. Za pomoci těchto paprsků se do dnes zhotovují rentgenové snímky. Nedostatkem těchto snímků však je, že jednotlivé orgány se na snímku překrývají a není možné tak vytvořit „anatomický“ řez těla. (Seidl, 2012, s. 44)

Tento problém bylo možné vyřešit až na konci 60. let 20. století s příchodem prvních počítačů do medicíny. V roce 1971 Godfrey Hounsfield sestrojil první výpočetní tomograf (Obrázek 12. *Godfrey Hounsfield se svým prvním výpočetním tomografem*). Nezávisle na Hounsfieldovi učinil tento objev také Alan McCormack. V roce 1979 za tento převratný objev byla oběma mužům udělena Nobelova cena. (Ferda, 2002, s. 11)



Obrázek 12 *Godfrey Hounsfield se svým prvním výpočetním tomografem* (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. [sascrad.com](http://sascrad.com) [online]. [cit. 18.4.2015]. Dostupný na WWW: <http://sascrad.com/attachments/Image/Hounsfield.jpg>)

## 8.2 Základní komponenty CT přístrojů

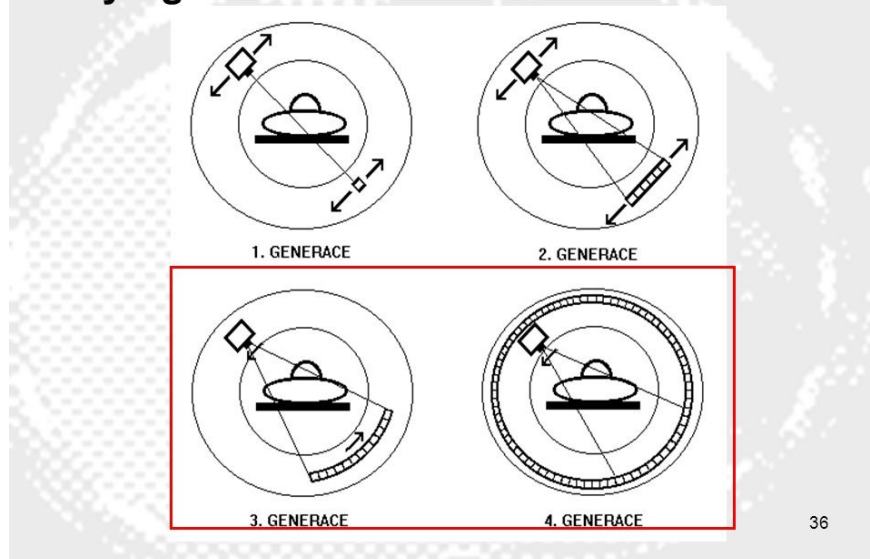
CT přístroje během jejich užívání v medicíně prodělaly určitý vývoj a stále se zdokonalují. Základní části přístroje však zůstávají ve své podstatě stejné a spíše se jen pozměňují. Mezi tyto části patří gantry, v němž se nachází rentgenka s detektory, které společně obíhají okolo pacienta, lehátko, počítačová část s ovladnou a zdroj vysokého napětí. (Ferda, 2002, s. 11)

## 8.3 Vývoj tomografické metody zobrazení

Stejně jako jiné přístroje i výpočetní tomograf prochází určitým vývojem. Tento vývoj se dělí do celkem pěti generací. **1. generace** CT vychází z prototypu, který sestrojil Hounsfield. Jedná se o přístroj, kde se v gantry nachází pouze jeden zdroj záření s jedním protilehlým detektorem. Záření z rentgenky, bylo seřizeno do tenkého svazku (tvar tužky). U **2. generace** vychází z rentgenky záření ve tvaru vějíře, které je snímáno více detektory v jedné řadě na protější straně. **3. generace** je podobná 2. generaci. Záření z rentgenky vychází v širším vějíři a toto záření je detekováno na protilehlé straně velkým množstvím detektorů v několika řadách. Tato generace je v dnešní době nejužívanější. U **4. generace** jsou detektory uspořádány do kruhu. Okolo pacienta obíhá pouze rentgenka, zatímco detektory jsou stacionární. 4. generace se příliš v medicíně neujala pro vysokou pořizovací cenu. U **5. generace** je rentgenka nahrazena elektronovým dělem. Tato generace je zatím předmětem výzkumu. Schéma prvních čtyř generací můžeme vidět na obrázku 11. *Schéma generací CT přístrojů.* (Seidl, 2012, s. 45, 46)



## Čtyři generace CT



Obrázek 13 Schéma generací CT přístrojů

(Zdroj: MORNSTEIN, Vojtěch a kol. *Přednášky z lékařské biofyziky* [online]. [cit. 19.4.2015].

Dostupný na WWW: [http://images.slideplayer.cz/8/2031862/slides/slide\\_36.jpg](http://images.slideplayer.cz/8/2031862/slides/slide_36.jpg)

## 8.4 Základní princip metody

Vznik obrazu spočívá v matematické rekonstrukci dat získaných z mnoha projekcí vyšetřovaného objemu provedených postupně z různých úhlů. (WikiSkripta, 2012)

Tento obraz je zobrazen v 4096 odstínech šedi, tzv. Hounsfieldových jednotkách [HU]. Tyto jednotky odpovídají určité denzitně jednotlivých druhů tkání (-1000 HU vzduch, -800 HU vzdušná plíce, 0 HU voda, 25 – 70 HU měkké tkáně, 65 – 80 HU krevní sraženina, 1000 HU kost). Odstíny šedi jsou učeny podle třech základních modalit, kde -1000 HU odpovídá denzitně vzduchu, 0 HU odpovídá denzitně vody a + 3096 HU odpovídá denzitně kovu. Lidské oko je však schopno rozpoznat pouze 16 – 20 odstínů šedi, proto je třeba si pro popisování obrazu zvolit tzv. „okno“, které popisujícímu zobrazí z celé škály šedi jen jím určený interval (stupně šedi pod intervalem se zobrazí černou, nad intervalem bílou). V praxi již jsou předem nastavené protokoly, které popisujícímu ulehčí použití těchto oken, například „plicní okno“ atd. (Seidl, 2012, s. 47, 48)

## **8.5 Možnosti rekonstrukce dat**

### **8.5.1 Filtrovaná zpětná projekce**

Této metodě předchází tzv. jednoduchá zpětná projekce, která všechny získané informace promítne do matice. Tímto způsobem vzniká obraz, který je však narušen hvězdicovým artefaktem. Proto se dnes v praxi využívá filtrovaná zpětná rekonstrukce, která využívá nejprve filtraci samotných projekcí za pomoci digitálního filtru a po té se přistupuje k rekonstrukci dat. (Klinika nukleární medicíny lékařské fakulty UP, 2014)

### **8.5.2 Iterativní rekonstrukce**

Jedná se o matematickou operaci, při níž počítač hledá metodou pokus / omyl takový výsledný obraz, který nejlépe odpovídá jednotlivým projekcím nasnímaným pod různými úhly. Tato metoda vychází z několikanásobného opakování čtyř kroků, kdy z hrubých dat vzejde výsledný obraz. Prvním krokem je z obrazu vytvořeného zpětnou projekcí vypočítání jakoby původních dat. Ve druhém kroku se tyto data porovnávají s jednotlivými projekcemi nasnímanými pod různými úhly. Ve třetím kroku se podle odlišností upraví data pro novou zpětnou projekci. Ve čtvrtém kroku se obraz opět sestaví.

Touto metodou lze získat kvalitní a čistou obrazovou dokumentaci, avšak oproti filtrované zpětné projekci vyžaduje výkonnější počítač a je časově náročnější. (Ullman, 2015)

## 9 CT – TOSHIBA AQUILION ONE

Toshiba aquilion one je MDCT přístroj (Obrázek 14), který na trh přišel v roce 2007. Má celkem 320 řad detektorů, jeden o velikosti 0,5 mm. Při skenování umožňuje použít dva základní režimy, helikální sken a volumový sken. Při volumovém skenu na rozdíl od helikálního nedochází k posunu stolu. Maximální možný kraniokaudální rozsah vyšetření je tedy 16 cm v základním volumovém režimu. Toto spolu s vysokou rychlostí rotace rentgenky (375 ms na jednu otočku) umožňuje vyšetřit celé srdce během jednoho srdečního cyklu.

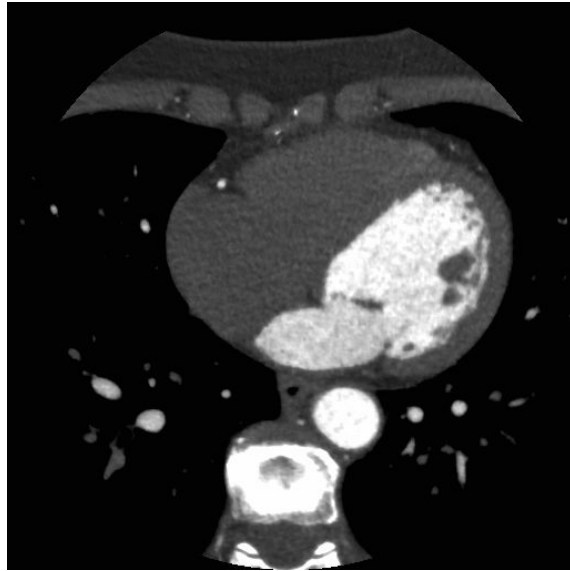
Srdce je možné CT přístrojem vyšetřit za jednu otočku rentgenky a detektoru, pokud se tepová frekvence vyšetřovaného pohybuje do 65 tepů za minutu. Pokud je tepová frekvence vyšší, musí CT přístroj použít multisegmentové snímání. Multi segmentové snímání znamená nasnímání srdce během několika srdečních cyklů. Zlepšuje se tím časové rozlišení, ale stoupá radiční zátěž vyšetřovaného. (Computed Tomography (Aquilion ONE™), 2015)



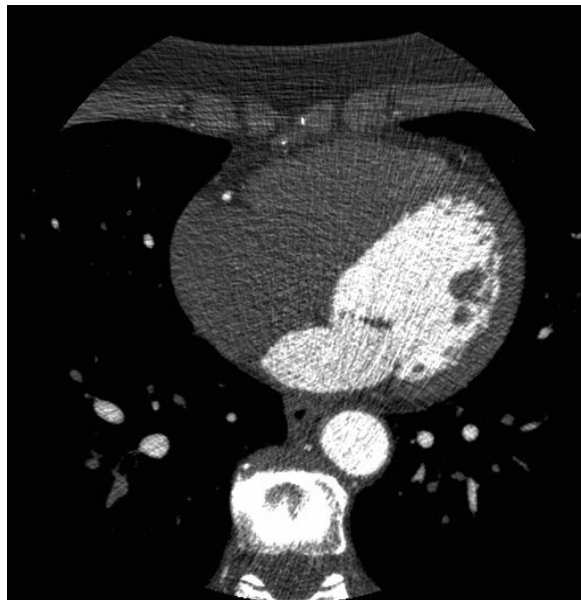
**Obrázek 14 CT přístroj Toshiba aquilion one (Zdroj: vlastní dílo, Nikon D7000)**

Tento CT přístroj rekonstruuje obraz za pomoci technologie AIDR 3D (Adaptive Iterative Dose Reduction 3D), který zajišťuje snížení dávky pro všechny prováděné CT vyšetření a redukuje šum v diagnostické obrazové dokumentaci. Oproti

klasickému skenování se zpětnou filtrovanou projekcí, AIDR snižuje radiační zátěž pacienta až o 75%. Tato rekonstrukční technologie pracuje ve dvou částech. V první části odstraňuje šum fotonů v hrubých datech. Ve druhé části jsou data opravena a zrekonstruována do konečné podoby. Na níže uvedených obrázcích 15 a 16 je možné porovnání výsledků, s použitím AIDR a bez použití AIDR. (Computed Tomography Aquilion ONE™, 2015)



**Obrázek 15** CT snímek srdce v axiálním řezu s použitím AIDR (Autor: MUDr. Korbel)



**Obrázek 16** CT snímek srdce v axiálním řezu bez použití AIDR (Autor: MUDr. Korbel)

Mezi další softwarové programy, které pomáhají snížit dávku, patří také program Sure exposure 3D. Jedná se o automatické řízení expozice. Obsluha přístroje zadá požadovanou kvalitu výsledného CT obrazu a přístroj pak sám moduluje expozici na základě anatomického tvaru a objemu těla vyšetřovaného. (Aquilion one, 2015; Computed Tomography (Aquilion™ / RXL Edition, 2015; Low Dose, 2015)

## 10 CT – KORONAROGRAFIE

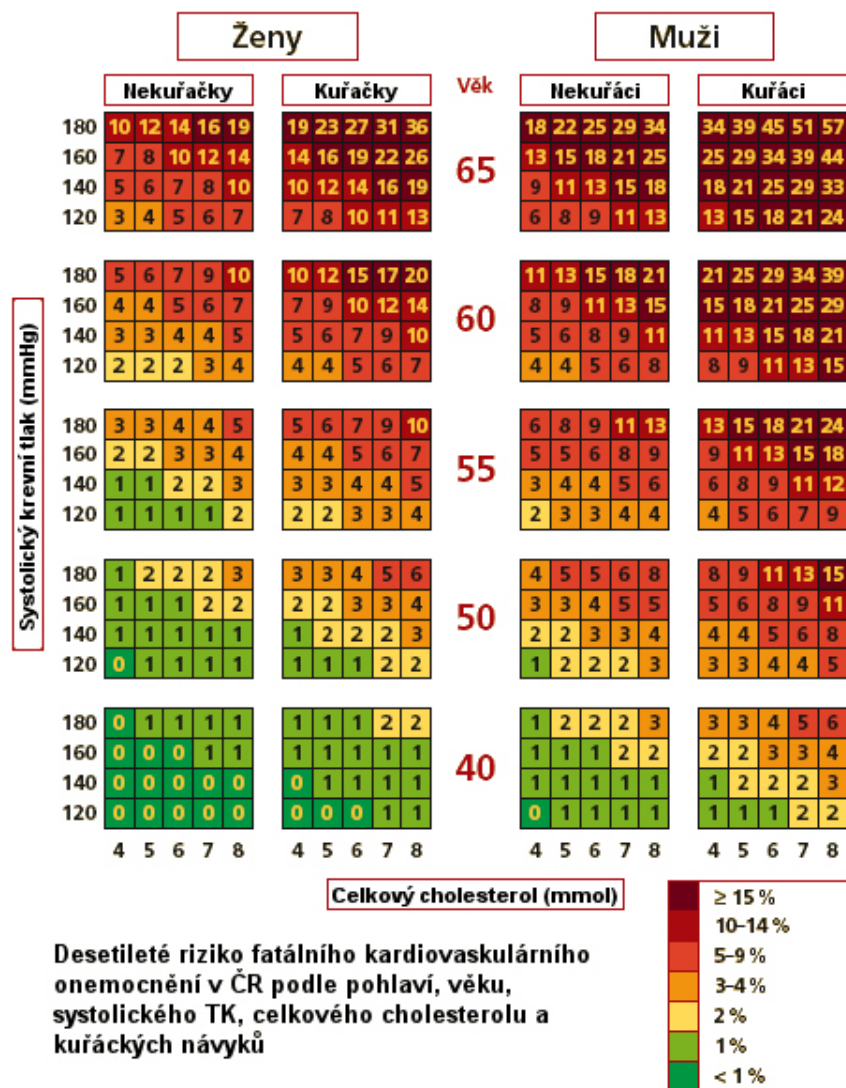
Jedná se o CT vyšetření věnčitých tepen srdce. Tato metoda nevyžaduje tak přísné aseptické podmínky jako klasická metoda, která se provádí na operačním sále, a jediné narušení kožní integrity spočívá v zavedení PŽK pro intravenózní podání kontrastní látky. Toto vyšetření není možné provést na úplně každém CT přístroji. Je nutné, aby přístroj měl alespoň 16 řad detektorů a dostatečně rychlou rotaci rentgenky (okolo 0,5 s). (Seidl, 2012, s. 219)

CTKG se indikuje u pacientů s nízkým a středním rizikem ICHS, kde se nepředpokládá, že bude třeba provést další intervenci (například zavedení stentu). Naopak u pacientů s vysokým rizikem ICHS je lepší zvolit přímo klasickou KG, protože zde se může předpokládat, že bude třeba provést další intervenci. Mimo jiné u pacientů s vysokým rizikem ICHS bývá kalcifikace věnčitých tepen tak vysoká, že by při použití CTKG výsledná obrazová dokumentace nemusela být vůbec posouditelná. Pro určení výše rizika onemocnění ICHS lékařům může posloužit kromě dalších vyšetřovacích metod níže uvedená tabulka na obrázku 17. (Weichet, 2012, s. 304)

Protože srdeční činnost na rozdíl od dýchání nemůžeme ani na krátký čas sami zastavit, je třeba si při vyšetření pomoci tzv. EKG synchronizací, která nám pomáhá zabránit artefaktům způsobených pohybem srdce tím, že se vyšetření provede pouze v diastolické fázi srdečního cyklu (u pacientů s vyšší tepovou frekvencí se skenuje i v systole). (Baxa, Ferda, 2012, s. 12, 13)

Dříve, než se začne se samotnou CT koronarografií, provede se nativně kalciové skóre, které lékaři ukáže množství kalcifikací v aterosklerotickém plátu ve stěně věnčité tepny. Pokud je kalciové skóre vyšší než 400, pacientovi se CT koronarografie již neprovádí a pacient je odeslán k intervenčnímu výkonu, tj. ke klasické koronarografii. (Seidl, 2012, s. 221)

Pokud je kalciové skóre menší než 400, provede se samotná koronarografie za pomoci EKG synchronizace a i.v. aplikace jodové kontrastní látky. Množství kontrastní látky se odvíjí od tělesné hmotnosti pacienta, nejčastěji se podává 1 ml/kg hmotnosti pacienta, při rychlosti i.v. podání 3 ml/s. (Seidl, 2012, s. 219, 221)



Obrázek 17 Tabulka určující výši rizika onemocnění ICHS (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LF a FZV UP Olomouc [online]. [cit. 18.4.2015]. Dostupný na WWW: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/wp-content/uploads/2011/04/score.bmp>)

# 11 PRAKTICKÁ ČÁST

## 12 CÍLE PRAKTICKÉ ČÁSTI

**Cílem praktické části je:**

- Popsat provedení CT koronarografie v praxi
- Najít hranici BMI, kdy ještě lze pacienta vyšetřit při napětí 100 kV na CT Toshiba Aquilion ONE
- Optimalizovat expoziční parametry pro snížení radiační zátěže pacienta se zachováním diagnostické kvality obrazové dokumentace pacienta

**Praktická část:**

- Popisuje provedení CT koronarografie v praxi
- Stanovuje výzkumné otázky pro průzkum
- Podává informace o vybraných metodách průzkumu a seznamuje se zkoumaným vzorkem
- Prezentuje výsledky šetření
- Seznamuje výsledky s ověřením výzkumných předpokladů

## 13 VÝZKUMNÉ OTÁZKY A PŘEDPOKLADY

**Výzkumná otázka:**

- 1) Kde se nachází hranice BMI, kdy ještě lze pacienta vyšetřit s napětím rentgenky 100 kV na CT Toshiba Aquilion ONE?

**Výzkumné předpoklady:**

- 1) Postup provedení CT koronarografie v praxi bude probíhat odlišným způsobem, než je tomu v odborné literatuře.
- 2) Radiační zátěž pacienta bude nižší při napětí rentgenky 100 kV než při napětí rentgenky 120 kV.
- 3) Denzita koronárních tepen bude vyšší při vyšším napětí rentgenky (při 120kV).
- 4) Více než 60% všech respondentů bude mít pozitivní rodinnou anamnézu na srdeční onemocnění.



## 14 POUŽITÉ METODY

Pro tvorbu praktické části jsem použila metody pozorování a dotazování. Pozorování patří mezi kvalitativní formy výzkumu. Použila jsem ho, abych byla schopna konfrontovat rozdíly mezi provedením CT koronarografie v praxi s poznatky z literatury. Dotazování patří mezi kvantitativní formy výzkumu. Je vhodný pro zpracování informací od většího počtu respondentů.

Dotazník byl rozdělen na dvě části. První část tvořil tištěný formulář s předem připravenými otázkami, který vyplnil pacient přicházející na CT koronarografii před vyšetřením. Otázek bylo celkem 13. Byly formulovány především jako uzavřené nebo polootevřené otázky. Polootevřené otázky nabízely respondentům několik různých odpovědí s možností použít i jinou odpověď, než která byla uvedena. Druhou částí byla technická tabulka, do které jsem zaznamenávala expoziční parametry a další technické údaje v průběhu vyšetření každého respondenta. Otázky 1 a 2 sloužily pro identifikaci respondenta. Tyto otázky společně s otázkou 3 a některými údaji z technické tabulky jsem použila k dalším výpočtům, které budou prezentovány níže. Otázky 4 – 5 sloužily pouze pro navázání kontaktu s respondentem a nebudou se vyhodnocovat. Otázky 6 – 13 byly vyhodnoceny a prezentovány níže.

Před zahájením samotného výzkumu jsem na 10 respondentech prováděla pilotáž, ve které jsem zjišťovala, zda jsou mé otázky v dotazníku správně a srozumitelně položeny. Z pilotáže vyplynulo, že u otázky číslo 9 „**Prodělal/a jste jiné vyšetření cév?**“, v níž byly nabízeny odpovědi: **a) ultrazvuk, b) katetrizace dolních končetin, c) jiné**, chybí ještě jedna odpověď. Tou respondenti chtěli odpovídat, že jiné vyšetření cév u nich nebylo provedeno. Po tomto zjištění jsem otázku číslo 9 přepracovala a poslední odpověď doplnila.

Pro vyhodnocení dat z dotazníku a technické tabulky jsem použila program Microsoft Office Excel 2007. Pro zachování důvěry bylo vyplňování dotazníků anonymní.

## **15 POPIS ZKOUMANÉHO VZORKU**

Jedná se o klienty, kteří přicházeli na CT koronarografii v období od 5.12.2014 do 28.02.2015. V souboru je celkem 60 respondentů bez rozdílu věku a pohlaví.

Respondenti jsou rozděleni do dvou skupin a to na skupinu, která byla vyšetřena s napětím na rentgence 120 kV a na skupinu, kde byla snaha snížit napětí rentgenky na 100 kV a pozorovala jsem změny na obrazové dokumentaci a změny v radiační zátěži pacienta.

Respondenti mohli být vyšetřeni pod napětím rentgenky 100 kV, pokud generátor nedosáhl hranice 580 mAs. Pokud generátor této hranice dosáhl, nebyl schopen pod tímto napětím vytvořit dostatečný proud, aby bylo vyšetření proveditelné v požadované kvalitě. Při nastavení mi pomáhal expoziční automat, který po změně napětí automaticky přenastavil žhavicí proud.

## **16 PROVEDENÍ CT KORONAROGRAFIE V PRAXI**

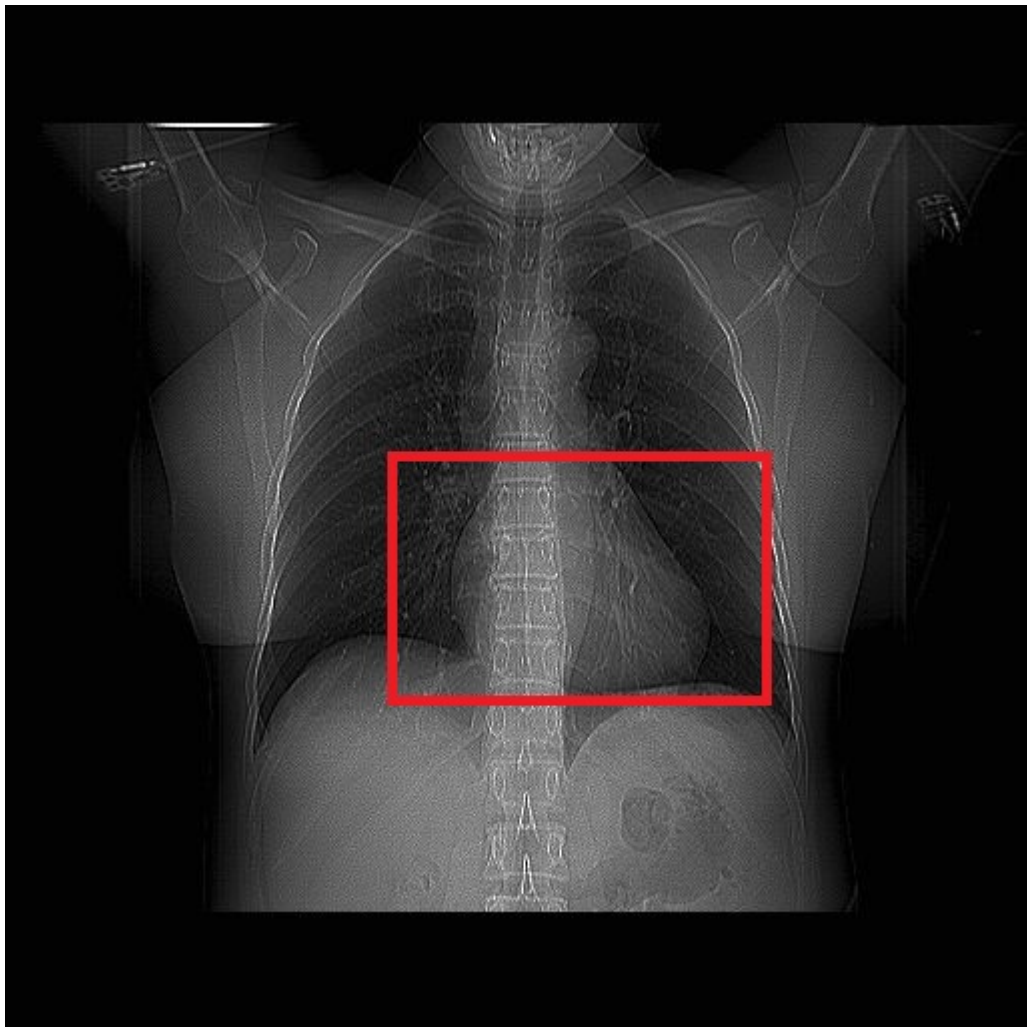
Toto pozorování jsem prováděla v nemocnici krajského typu, kde se tato vyšetření provádějí z pravidla každou středu. Objednávání pacientů zajišťuje recepce radiodiagnostického oddělení. Zde pacient také dostává pokyny k přípravě na vyšetření.

Po příchodu na objednaný termín, se pacient nahlásí na recepci a vyčkává v čekárně na vyzvání sestry. Po vyzvání sestrou vstupuje pacient do pracovny sestry, která zjistí základní informace o pacientovi (identifikace pacienta, lačnění, alergie, laboratorní odběry atd.). Pokud je vše v pořádku, odesílá pacienta do kabinky, kde si odloží oděv do půlky těla, odloží vše kovové z oblasti hrudníku, zubní protézu a ostatní věci, které by na snímku mohli způsobit artefakty nebo obstrukci dýchacích cest v případě nežádoucí reakce a vyčkává na vyzvání radiologického asistenta do vyšetřovny.

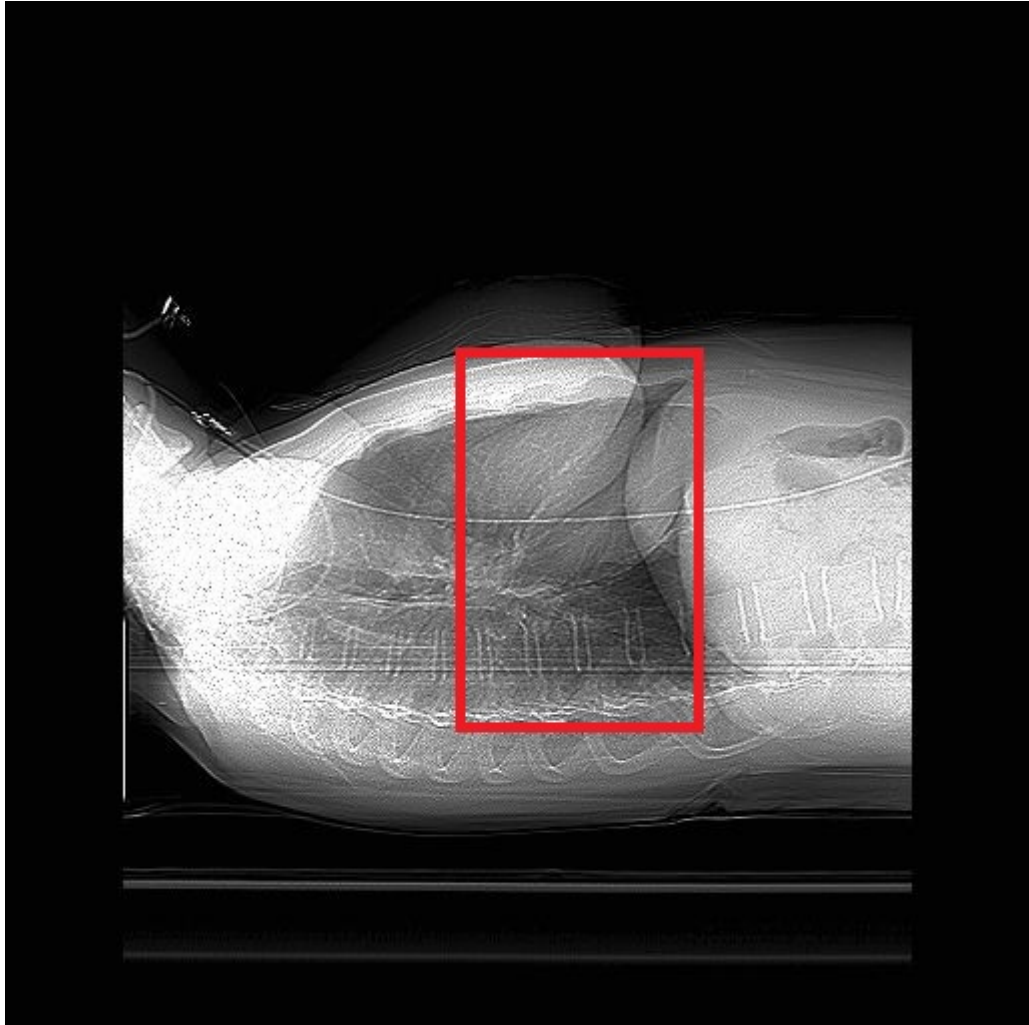
Po vyzvání pacient vstupuje do vyšetřovny, kde je položen na vyšetřovací stůl. Poloha pacienta je na zádech, nohama směrem ke gantry s rukama za hlavou. Sestra zavede pacientovi periferní žilní kanylu, nejčastěji do žíly nacházející se v oblasti loketní jamky a napojí na tlakovou pumpu s fyziologickým roztokem a jodovou kontrastní látkou (Iomeron 400). Radiologický asistent pacientovi na hrud' přiloží 3 EKG svody, poučí pacienta o průběhu vyšetření a poté se sestrou odchází z vyšetřovny.

Radiologický asistent zasedne za ovládací panel CT přístroje a za spolupráce s lékařem začne provádět samotné vyšetření. Nejprve radiologický asistent provede toposcan vyšetřované oblasti v předozadní a bočné projekci (obrázky 17 a 18), které začínají v oblasti

ramen a končí těsně pod bránicí. Na tomto toposcanu radiologický asistent vyznačí rozsah skenování (nejčastěji o rozsahu 120 mm, červeně vyznačený čtverec na obrázcích 18 a 19) a provede kalciové skóre. RDA má možnost si vybrat ze dvou předvolených protokolů pro provedení kalciového skóre a to protokol pro pacienty s váhou vyšší než 80kg a protokol pro pacienty s váhou nižší než 80kg. Kalciové skóre se neprovádí u mladých lidí (do 30 let), u kterých se nepředpokládají kalcifikace srdečních tepen. Skeny jsou ihned vyhodnoceny lékařem, který rozhodne, zda se provede CTKG. Pokud je kalciové skóre vyšší než 1000, vyšetření se ukončuje, protože výsledný obraz pro vysokou kalcifikaci koronárních tepen by nebyl hodnotitelný. Pokud lékař rozhodne pro CT vyšetření, určí rozsah skenování pro CTKG a pokračuje se dále ve vyšetření.



**Obrázek 18** *Toposcan v koronární rovině (Autor: MUDr. Korbel)*



**Obrázek 19** *Toposcan v sagitální rovině (Autor: MUDr. Korbel)*

Pro provedení CTKG má radiologický asistent k dispozici dvě alternativy. První alternativa je pro pacienty, kteří mají tepovou frekvenci do 65 tepů za minutu, druhá alternativa je pro pacienty, kteří mají tepovou frekvenci vyšší. Oba protokoly využívají prospektivního EKG triggeringu. Protokol „TF do 65“ skenuje pouze ve střední diastole komor, protokol „TF nad 65“ od systoly až po střední diastolu komor a zároveň si přístroj automaticky volí potřebu multisegmentového snímání i počet segmentů. U protokolu pro vyšší tepovou frekvenci významně roste radiační zátěž pacienta. Proto dle ordinace lékaře sestra aplikuje intravenózně betablokátory, které tepovou frekvenci snižují.

Po zvolení protokolu RDA vymezení rozsah skenování, který určí lékař na základě již zhotoveného kalciového skóre. Součástí protokolu je i sken pro bolus tracking přibližně ve středu vyšetřovaného objemu. Oblast zájmu se při bolus trackingu vymezuje do descendentní

aorty. Hodnota startovací úrovně v místě oblasti zájmu musí být o 80HU vyšší než denzita aorty. Po naplánování skenu RDA odstartuje skenování a aplikaci kontrastní látky najednou. Poté co denzita kontrastní látky v aortě přesáhne startovací úroveň, počítač sám spustí akvizici vyšetřovaného objemu (srdce s věnčitými tepnami). Pacientovi se podává 70 ml kontrastní látky, rychlostí 5 ml/s. Tuto rychlost lze upravit dle stavu žil pacienta. Po vyšetření počítač provede rekonstrukci obrazu v řezech, kterou RDA překontroluje, zda se v obrazové dokumentaci nenachází artefakty a odešle se radiologovi, který obraz vyhodnotí a napíše zprávu pro lékaře, který toto vyšetření indikoval.

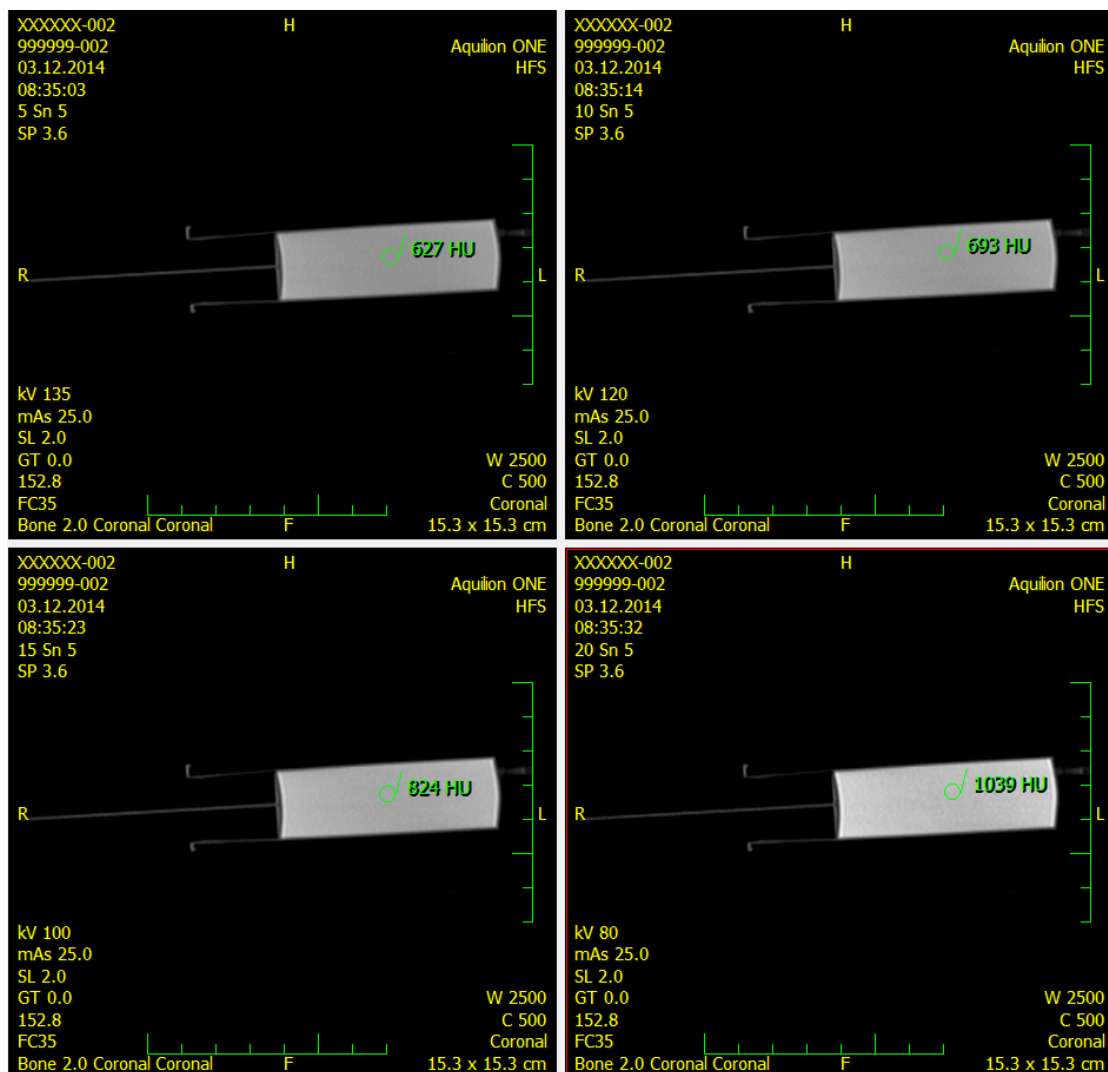
Po vyšetření RDA zaznamená do protokolu vyšetřovaného místo zavedení PŽK, šarži kontrastní látky a efektivní dávku, kterou vyšetřovaný v průběhu vyšetření obdržel.

Po vyšetření pacient opouští vyšetřovnu, v čekárně sedí ještě se zavedenou periferní žilní kanylou 45 minut a vyčkává, zda nenastane nežádoucí alergická reakce. Pokud je vše v pořádku sestra PŽK odstraní a pacient může opustit radiodiagnostické oddělení.

## 17 POKUS SE STRÍKAČKOU

Před zahájením výzkumu, kdy jsem na respondentech pozorovala změny v obrazové dokumentaci při napětí rentgenky 100 kV a 120 kV, jsem také provedla pokus s injekční stříkačkou naplněnou jodovou kontrastní látkou. Stříkačku jsem podrobila CT vyšetření s různými napětími rentgenky a pozorovala změny v obrazové dokumentaci.

Na níže uvedeném obrázku 20 je zřejmé, že při snižovaném napětí denzita ve stříkačce roste. Pokud by se tento fakt potvrdil i u vyšetřovaných, znamenalo by to, že při nižším napětí by mohlo být podáváno méně kontrastní látky a obraz by byl přesto v požadované kvalitě.

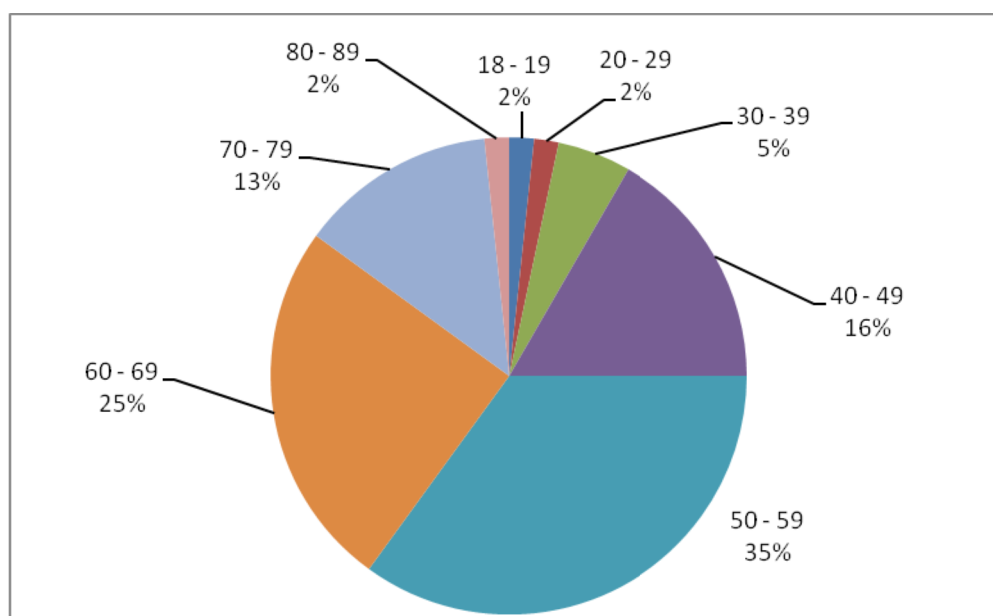


Obrázek 20 CT zobrazení injekční stříkačky naplněné kontrastní látkou – zobrazení různých denzit jodové kontrastní látky při různém napětí rentgenky (Autor: MUDr. Korbel)

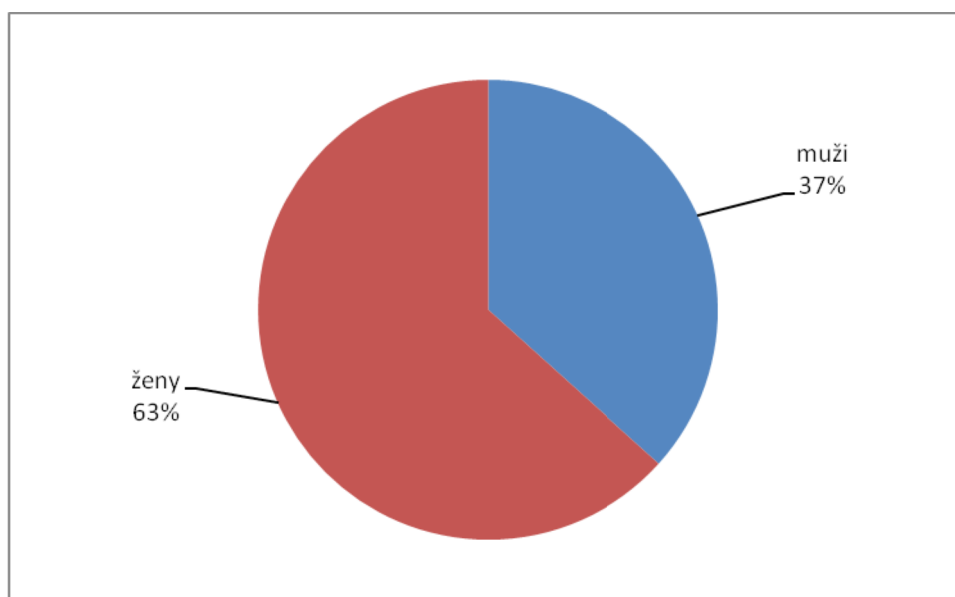
## 18 VÝSLEDKY PRŮZKUMU

### 18.1 Věkové zastoupení

Jak bylo výše zmíněno, v celém souboru je celkem 60 respondentů a to 22 mužů a 38 žen ve věku od 19 do 83 let. Na níže uvedeném výsečovém grafu obrázku 22 je patrné, že zastoupení žen ve zkoumaném vzorku dominuje. Muži mají ve zkoumaném vzorku pouze zhruba třetinové zastoupení. Nejčastěji na vyšetření přišli pacienti ve věku 50 – 59 let, kteří jak je vidět na výsečovém grafu obrázku 21, tvoří téměř třetinu všech respondentů. Druhou nejpočetnější skupinu tvoří pacienti ve věku 60 – 69 let, kteří mají čtvrtinové zastoupení v celkovém počtu respondentů.



**Obrázek 21** Výsečový graf – zastoupení věkových kategorií navštěvující CT-koronarografii (Zdroj: vlastní šetření)



**Obrázek 22** Výšečový graf – Procentové zastoupení mužů a žen ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)

Jak je vidět v níže uvedené *tabulce 2* nejčastěji toto vyšetření navštívili pacienti ve věku 53 let. Modus bez rozdílu pohlaví se shoduje s modem ženy. Nejmladšímu muži je 27 let. Nejmladší žena dosáhla věku 19 let a je zároveň nejmladším respondentem ve zkoumaném vzorku. Nejstaršímu muži v této skupině je 83 let, který je zároveň nejstarším respondentem ve zkoumaném vzorku. Nejstarší žena dosáhla věku 76 let.

**Tabulka 2** Základní charakteristiky věku (Zdroj: vlastní šetření)

|                |    |
|----------------|----|
| nejmladší muž  | 27 |
| nejmladší žena | 19 |
| nejstarší muž  | 83 |
| nejstarší žena | 76 |
| věk min        | 19 |
| věk max        | 83 |
| věk modus      | 53 |
| modus muž      | 37 |
| modus žena     | 53 |



## 18.2 Četnost BMI

Ve zkoumaném vzorku jsem respondentům měřila i jejich BMI. Nikdo z respondentů, jak je vidět v *tabulce 3* netrpěl podváhou. Více než polovina mužů ve zkoumaném vzorku trpěla nadváhou tj. jejich BMI bylo mezi 25 až 29,9 kg/m<sup>2</sup>. Také u žen tvořila nadváha největší podíl (30% všech respondentů). Četnost žen s BMI v normě a s obezitou se shoduje, tj. v obou případech činí 13% v celkovém zastoupení. Stejně tak četnost mužů s BMI v normě a mužů s obezitou se shoduje. Každá tato skupina tvoří 7% v celkovém zastoupení.

**Tabulka 3 Četnost BMI (Zdroj: vlastní šetření)**

| BMI                      | norma<br>20 - 24,9 | nadváha<br>25 - 29,9 | obezita<br>30 - 34,9 | těžká<br>obezita<br>>35 | celkem |
|--------------------------|--------------------|----------------------|----------------------|-------------------------|--------|
| muži absolutní četnost   | 4                  | 13                   | 4                    | 1                       | 22     |
| ženy absolutní četnost   | 8                  | 18                   | 8                    | 4                       | 38     |
| absolutní četnost celkem | 12                 | 31                   | 12                   | 5                       | 60     |
| muži relativní četnost   | 7%                 | 22%                  | 7%                   | 2%                      | 37%    |
| ženy relativní četnost   | 13%                | 30%                  | 13%                  | 7%                      | 63%    |
| relativní četnost celkem | 20%                | 52%                  | 20%                  | 8%                      | 100%   |

### **Radiační zátěž pacienta v závislosti na jeho BMI při napětí rentgenky 100kV a 120kV**

Ve zkoumaném vzorku jsem také zaznamenávala jejich radiační zátěž (efektivní dávku) v mSv. Pro výpočet jsem použila vzoreček  $DLP \times k\text{-faktor}$ , pro vyšetřovanou oblast používá Toshiba k-faktor 0,014. Která jak je vidět v níže uvedené Tabulce 4 roste efektivní dávka společně s hodnotou BMI. Pacienti vyšetřeni pod napětím rentgenky 100 kV měli nižší radiační zátěž, než pacienti, kteří byli vyšetřeni pod napětím rentgenky 120 kV. Pacienti trpící těžkou obezitou (BMI vyšší než 35 kg/m<sup>2</sup>), nešlo vyšetřit pod napětím 100 kV, protože generátor není schopen pod tímto napětím vytvořit dostatečný proud, aby bylo vyšetření proveditelné v požadované kvalitě. Hranice BMI, kdy bylo možné pacienta vyšetřit pod napětím rentgenky 100 kV, činí 30,43 kg/m<sup>2</sup>, která tvoří devadesátý percentil zkoumaného vzorku pacientů vyšetřených při 100 kV.

**Tabulka 4 Průměrné hodnoty radiační zátěže pacientů v závislosti na jeho BMI a napětí rentgenky (Zdroj: vlastní šetření)**

| -             | aritmetický průměr při 100 kV | aritmetický průměr při 120 kV |
|---------------|-------------------------------|-------------------------------|
| norma         | 1,381                         | 2,449                         |
| nadváha       | 1,768                         | 3,158                         |
| obezita       | 2,099                         | 3,368                         |
| těžká obezita | -                             | 7,905                         |

### **18.3 Denzita v koronárních tepnách při napětí rentgenky 100kV a 120kV**

V průběhu vyšetření každého pacienta jsem do technické tabulky, kromě napětí rentgenky zaznamenávala mimo jiné i hodnotu denzit proximálních úseků pravé i levé koronární tepny. Pacienti jsou opět rozděleni podle jejich BMI hodnot na pacienty s BMI v normě, pacienty s nadváhou a pacienty s obezitou. U pacientů s těžkou obezitou se toto výzkumné šetření neprovádělo, protože jejich BMI bylo tak vysoké, že nebylo možné je vyšetřit pod napětím 100kV.

Ze všech třech tabulek (tabulky 5, 6 a 7) je patrné, že denzita v obou koronárních tepnách dosáhla vyšší denzity při 100 kV než při 120 kV. Dále ve všech třech skupinách je levá koronární tepna denznější, než pravá bez rozdílu napětí na rentgence. Nejvyšší průměrnou hodnotu dosáhla levá koronární tepna při napětí 100 kV u pacientů s obezitou s hodnotou 741 HU, která je vidět v tabulce 7. Nejnižší průměrnou hodnotu dosáhla pravá koronární tepna při napětí 120 kV u pacientů s obezitou 350 HU, která je vidět také v tabulce 7.

**Tabulka 5 Průměrné hodnoty denzit v pravé a levé koronární tepně v Hounsfieldových jednotkách při napětí rentgenky 100kV a 120kV u pacientů s BMI v normě (Zdroj: vlastní šetření)**

| <b>Pacienti s BMI v normě</b> |        |        |
|-------------------------------|--------|--------|
| -                             | 100 kV | 120 kV |
| denzita v LKT (HU)            | 664    | 409    |
| denzita v PKT (HU)            | 599    | 486    |

**Tabulka 6 Průměrné hodnoty denzit v pravé a levé koronární tepně v Hounsfieldových jednotkách při napětí rentgenky 100kV a 120kV u pacientů s nadváhou (Zdroj: vlastní šetření)**

| <b>Pacienti s nadváhou</b> |        |        |
|----------------------------|--------|--------|
| -                          | 100 kV | 120 kV |
| denzita v LKT (HU)         | 625    | 482    |
| denzita v PKT (HU)         | 576    | 450    |

**Tabulka 7 Průměrné hodnoty denzit v pravé a levé koronární tepně v Hounsfieldových jednotkách při napětí rentgenky 100kV a 120kV u pacientů s obezitou (Zdroj: vlastní šetření)**

| <b>Pacienti s obezitou</b> |        |        |
|----------------------------|--------|--------|
| -                          | 100 kV | 120 kV |
| denzita v LKT (HU)         | 741    | 356    |
| denzita v PKT (HU)         | 620    | 350    |

## 18.4 Prezentace výsledků z dotazníkového šetření

V následujících odstavcích budou prezentovány výsledky otázek z dotazníku všech respondentů. Jedná se o otázky číslo 6 – 13.

### Otázka č. 6

*Jste kuřák?*

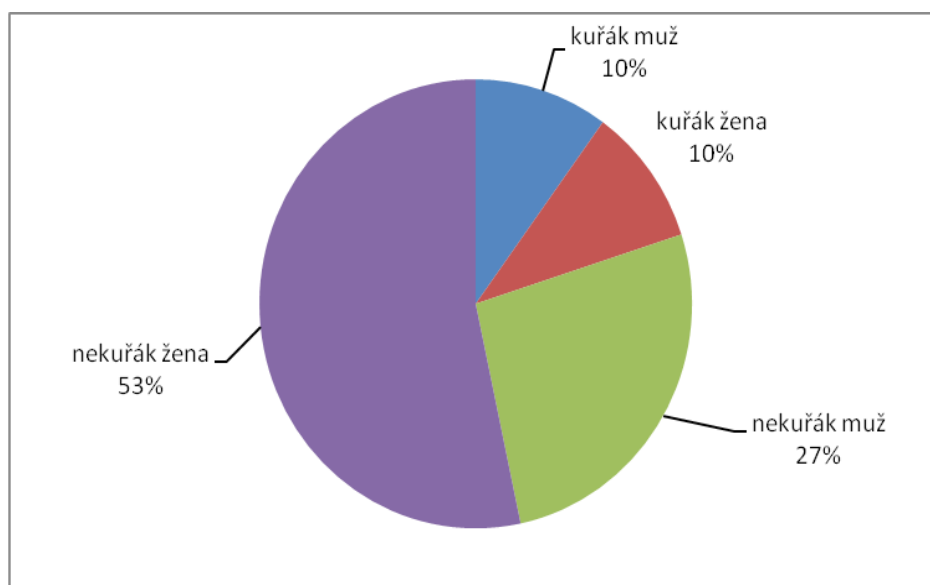
a) *Ano*

b) *Ne*

Poměr kuřáků a nekuřáků není vyrovnaný. Jak je vidět na výšečovém grafu obrázku 23, více jak tři čtvrtiny všech respondentů tvoří nekuřáci, z toho více než polovina všech respondentů (53%) tvoří nekuřačky. Kuřáci i kuřačky mají mezi sebou vyrovnané zastoupení, jak je vidět v *tabulce 8*, každý tvoří 10% celkového počtu respondentů.

**Tabulka 8 Četnost kuřáků a nekuřáků ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**

| -                     | kuřák muž | kuřák žena | nekuřák muž | nekuřák žena | celkem |
|-----------------------|-----------|------------|-------------|--------------|--------|
| absolutní četnost     | 6         | 6          | 16          | 32           | 60     |
| relativní četnost v % | 10%       | 10%        | 27%         | 53%          | 100%   |



**Obrázek 23 Výšečový graf – zastoupení kuřáků a nekuřáků ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**

### Otázka č. 7

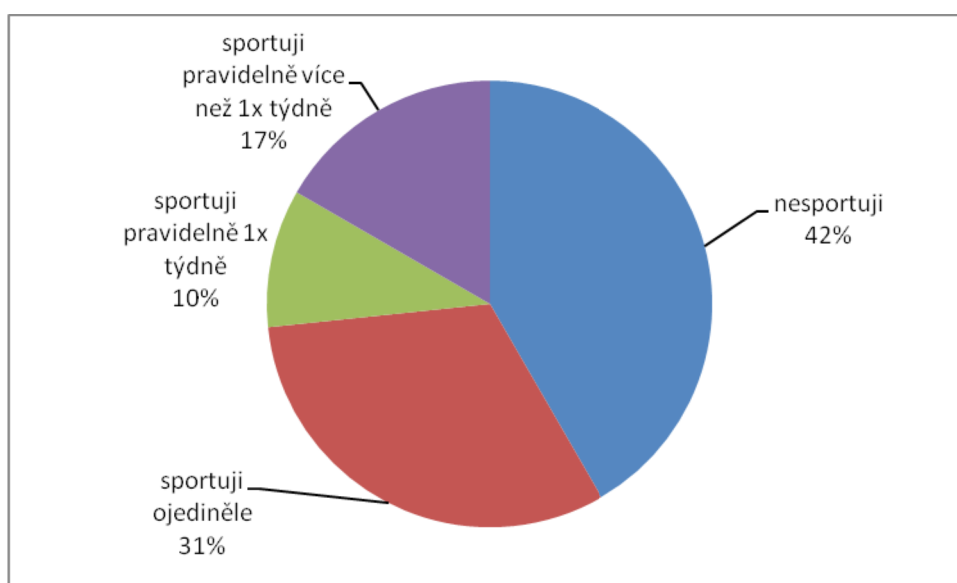
*Sportujete?*

- a) *Nesportuji*
- b) *Sportuji ojedinele*
- c) *Sportuji pravidelne 1x tydne*
- d) *Sportuji pravidelne vice nez 1x tydne*

Na výšečovém grafu obrázku 24 je vidět, že největší zastoupení ve zkoumaném vzorku mají respondenti, kteří vůbec nesportují. Tito respondenti zaujímají více než třetinu všech respondentů. Druhou největší skupinu tvoří respondenti, kteří sportují ojedinele. V tabulce 9 je vidět, že nejmenší zastoupení tvoří respondenti, kteří sportují pravidelne více nez jednu tydne, tato skupina tvoří pouhých 10% z celkového počtu respondentů.

**Tabulka 9 Četnost nesportujících a různě sportujících respondentů ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**

| -                     | nesportuji | sportuji ojedinele | sportuji pravidelne 1x tydne | sportuji pravidelne vice nez 1x tydne | celkem |
|-----------------------|------------|--------------------|------------------------------|---------------------------------------|--------|
| absolutni cetnost     | 25         | 19                 | 6                            | 10                                    | 60     |
| relativni cetnost v % | 42%        | 31%                | 10%                          | 17%                                   | 100%   |



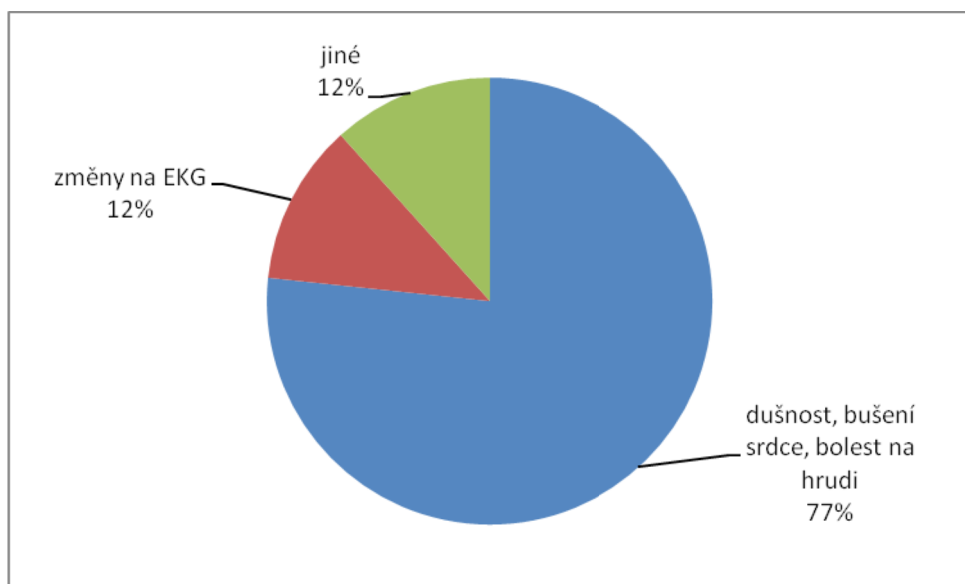
**Obrázek 24 Výšečový graf – zastoupení nesportujících a různě sportujících respondentů v zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**

### Otázka č. 8

*Proč přicházíte na toto vyšetření?*

- a) *Dušnost, bušení srdce, bolest na hrudi*
- b) *Změny na EKG*
- c) *Jiné*

Z níže uvedeného grafu na obrázku 25 je zřejmé, že nejčastěji pacienti přicházeli z důvodu dušnosti, bušení srdce a bolesti na hrudi. Tito respondenti tvoří více než tři čtvrtiny z celkového počtu respondentů. Respondenti, kteří v dotazníku zvolili odpověď **b)** změny na EKG, nebo odpověď **c)** jiné, jsou mezi sebou vyrovnané. Každá z těchto dvou skupin tvoří 12% z celkového počtu respondentů. Respondenti, kteří zvolili odpověď „jiné“ uváděli nejčastěji z indikace jejich lékaře.



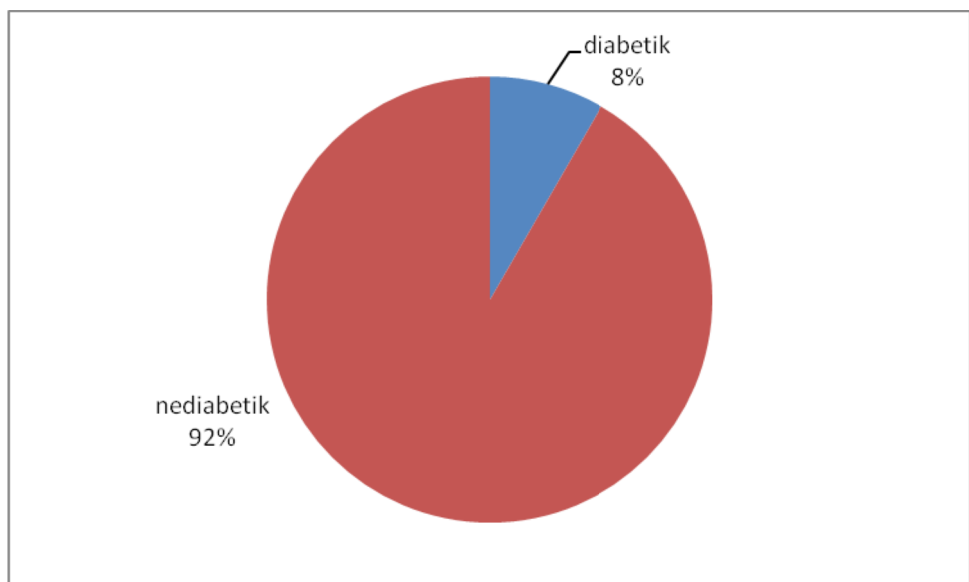
**Obrázek 25** Výšečový graf – procentové zastoupení důvodů, proč respondenti přicházeli na vyšetření (Zdroj: vlastní šetření)

### Otázka č. 9

*Trpíte cukrovkou?*

- a) *Ano*
- b) *Ne*

Z níže uvedeného výsečového grafu obrázku 26 je zřejmé, že diabetem mellitem ve zkoumaném vzorku trpělo jen velmi málo respondentů (pouhých 8%). Většinu vzorku tvoří respondenti, kteří diabetem mellitem netrpí (92%).



**Obrázek 26** Výsečový graf – zastoupení diabetiků a nediabetiků ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)

### Otázka č. 10

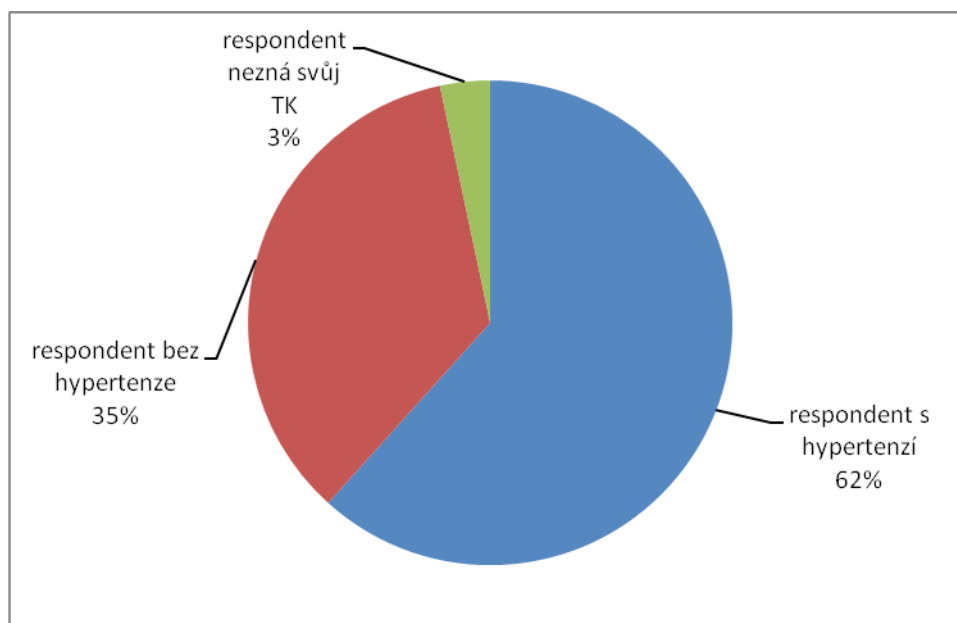
Máte krevní tlak vyšší než 120/80 mmHg?

- a) *Ano*
- b) *Ne*
- c) *Nevím*

Z níže uvedeného výšečového grafu obrázku 26 vyplývá, že téměř dvě třetiny všech respondentů ve zkoumaném vzorku trpí hypertenzí (celkem 62%). Druhou nejpočetnější skupinou jsou respondenti bez hypertenze (35%). Pouze 2 respondenti nevědí, jakou hodnotu má jejich krevní tlak (*tabulka 10*).

**Tabulka 10 Četnost hypertoniků, respondentů bez hypertenze a respondentů, kteří neznají svůj krevní tlak ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**

| -                     | respondent s hypertenzí | respondent bez hypertenze | respondent nezná svůj TK | celkem |
|-----------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|--------|
| absolutní četnost     | 37                      | 21                        | 2                        | 60     |
| relativní četnost v % | 62%                     | 35%                       | 3%                       | 100%   |



**Obrázek 27 Výšečový graf – procentové zastoupení hypertoniků, respondentů bez hypertenze a respondentů, kteří neznají svůj krevní tlak ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**



### Otázka č. 11

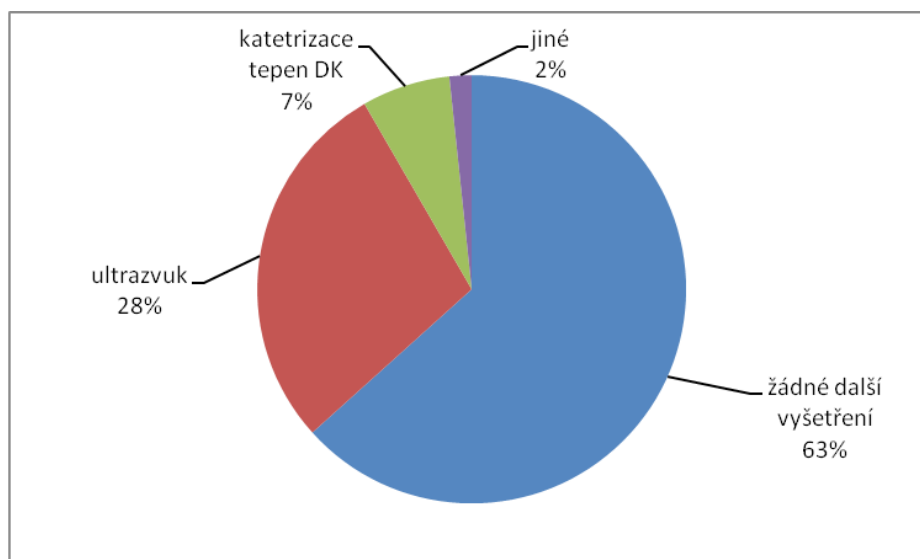
*Prodělal jste jiné vyšetření cév?*

- a) *Ne*
- b) *Ultrazvuk*
- c) *Katetrizaci tepen dolních končetin*
- d) *Jiné*

Na níže uvedeném výšečovém grafu obrázku 27 je vidět, že většina respondentů kromě CT – koronarografie, na kterou právě přicházeli, jiné vyšetření jakýchkoliv cév nepodstoupili. Tato skupina tvoří téměř dvě třetiny všech respondentů ze zkoumaného vzorku. Druhou nejpočetnější skupinu tvoří respondenti, kteří před CT – koronarografií podstoupili ultrasonografické vyšetření. Tito respondenti tvoří více než čtvrtinu zkoumaného vzorku. Z tabulky 11 je zřejmé, že jiné než v dotazníku nabídnuté vyšetření podstoupil pouze jeden respondent. Tento respondent v dotazníku uvedl, že mu byla provedena magnetická rezonance.

**Tabulka 11 Četnost respondentů, kteří podstoupili i jiné vyšetření než CT-koronarografii ve zkoumaném vzorku (Zdroj: vlastní šetření)**

| -                     | žádné další vyšetření | ultrazvuk | katetrizace tepen DK | jiné | celkem |
|-----------------------|-----------------------|-----------|----------------------|------|--------|
| absolutní četnost     | 38                    | 17        | 4                    | 1    | 60     |
| relativní četnost v % | 63%                   | 28%       | 7%                   | 2%   | 100%   |



**Obrázek 28 Výšečový graf – procentové zastoupení jednotlivých vyšetření, kteří respondenti podstoupili, kromě CT-koronarografie (Zdroj: vlastní šetření)**

### Otázka č. 12

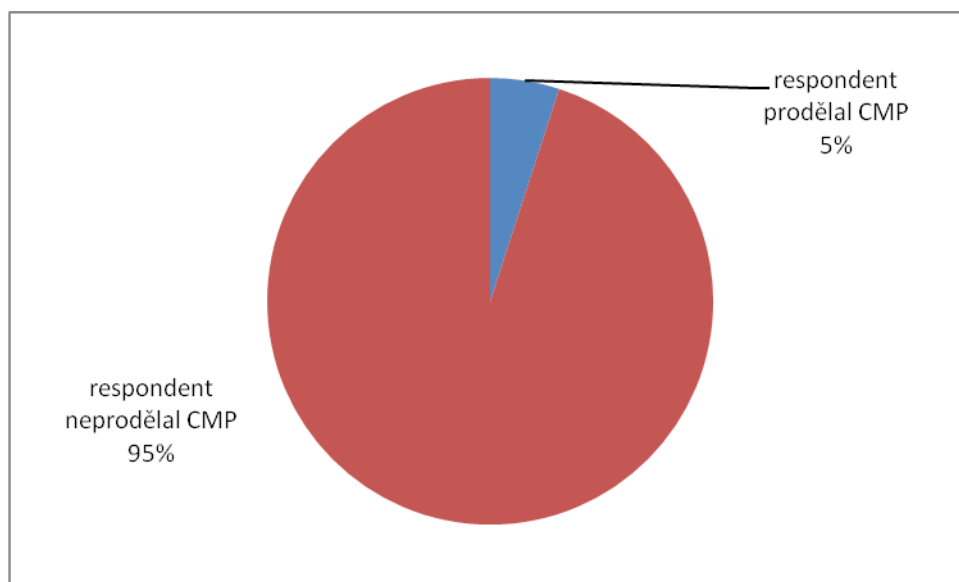
*Prodělal/a jste cévní mozkovou příhodu?*

- a) *Ano*
- b) *Ne*

Z níže uvedeného výšečového grafu na obrázku 28 je zřejmé, že většina respondentů cévní mozkovou příhodu neprodělali. Tito respondenti tvoří 95% celkového počtu respondentů. Jak je vidět v *tabulce 12*, cévní mozkovou příhodu prodělali pouze 3 respondenti ze zkoumaného vzorku.

**Tabulka 12 Četnost respondentů, kteří prodělali CMP a kteří neprodělali CMP (Zdroj: vlastní šetření)**

| -                     | respondent prodělal CMP | respondent neprodělal CMP | celkem |
|-----------------------|-------------------------|---------------------------|--------|
| absolutní četnost     | 3                       | 57                        | 60     |
| relativní četnost v % | 5%                      | 95%                       | 100%   |



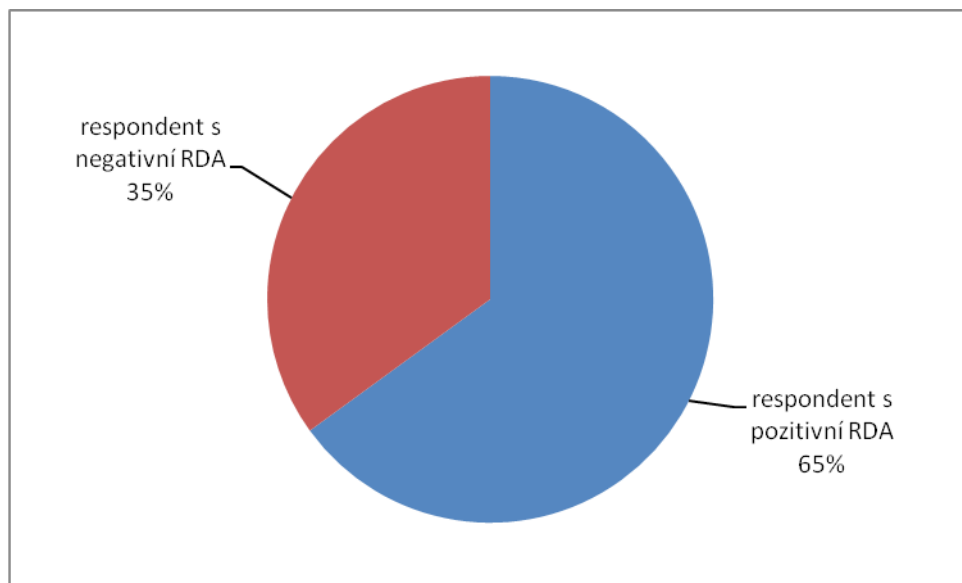
**Obrázek 29 Výšečový graf – procentové zastoupení respondentů, kteří prodělali a kteří neprodělali cévní mozkovou příhodu (Zdroj: vlastní šetření)**

### Otázka č. 13

*Trpí někdo z vašich příbuzných onemocněním srdce?*

- a) *Ano*
- b) *Ne*

Na výšečovém grafu obrázku 29 je zřejmé, že v celkovém zastoupení dominují respondenti, kteří odpověděli, že někdo z jejich příbuzných trpí onemocněním srdce. Tito respondenti tvoří zhruba dvě třetiny z celkového zastoupení všech respondentů ze zkoumaného vzorku. Respondenti s negativní rodinnou anamnézou tvoří 35% z celkového počtu všech respondentů ze zkoumaného vzorku.



**Obrázek 30** Výšečový graf – procentové zastoupení respondentů s pozitivní a negativní rodinnou anamnézou (Zdroj: vlastní šetření)

## 19 DISKUZE

V jedné z předešlých kapitol jsem si stanovila výzkumnou otázku, na kterou jsem v praktické části hledala odpověď a čtyři výzkumné předpoklady, které mají data z praktické části buď potvrdit, nebo vyvrátit.

**Výzkumná otázka: Kde se nachází hranice BMI, kdy ještě lze pacienta vyšetřit s napětím 100kV na CT Toshiba Aquilion ONE?**

Tato hranice činí 30,4 kg/m<sup>2</sup> BMI. Z praxe však vím, že tato hranice není pokaždé směrodatná. Někteří pacienti i s nižším BMI, také nemohli být vyšetřeni pod napětím rentgenky 100 kV, ale museli být vyšetřeni pod napětím 120 kV. Jednalo se především o pacienty s vyšším postavením bránic, u kterých se do úrovně srdce dostávají játra a ženy s velkým poprsím.

**Výzkumný předpoklad 1.: Postup provedení CT – koronarografie v praxi bude probíhat odlišným způsobem než je tomu v odborné literatuře.**

Praktické provedení CT koronarografie s porovnáním s poznatky z literatury je v základu stejné. Seidl ve svém díle říká, že pro provedení CT koronarografie je zapotřebí, aby CT přístroj měl minimálně 16 řad detektorů, což CT Toshiba Aquilion ONE, na kterém výzkum probíhal, splňuje (CT Toshiba Aquilion ONE, jak je výše uvedeno, má 320 řad detektorů).

Dále dle Seidla je třeba před samotnou CT koronarografií provést kalciové skóre, které pokud je vyšší než 400, je pacient odeslán ke klasické intervenční koronarografii. V praxi se kalciové skóre také provádí, avšak hranice, kdy se pokračuje ve vyšetření na CT a kdy se vyšetření ukončuje je posunuta na 1000.

Dalším rozdílem je nastavení rychlosti infuzní pumpy. Dle Seidla by rychlost proudění kontrastní látky měla být 3ml/s. V nemocnici, kde jsem prováděla pozorování, bylo zvykem pouštění kontrastní látky rychlostí 5ml/s a podle stavu žil vyšetřovaného se rychlost případně upravovala.

Základ vyšetření - stanovení kalciového skóre s následnou angiografií - je stejný, postup vyšetření je ale odlišný. Výzkumný předpoklad č. 1 se tedy potvrdil..

### **Výzkumný předpoklad 2.: Radiační zátěž pacienta bude nižší při napětí rentgenky 100kV, než při napětí rentgenky 120kV**

Z výše uvedené tabulky 4 je zřejmé, že u pacientů, u kterých byla zvolena nižší kilovoltáž (100 kV), byla jejich radiační zátěž nižší, než ve skupině vyšetřované pod napětím rentgenky 120 kV. To znamená, že se výzkumný předpoklad 2. potvrdil a lze doporučit skenování pacientů s BMI nižším než 30 kg/m<sup>2</sup> při napětí na rentgence 100 kV. Pro rychlou orientaci v hodnotách BMI jsem do příloh vložila tabulku (obrázek 31), kde jsou barevně vyznačeny pásy jednotlivých stupňů Body Mass Indexu vzhledem k výšce a hmotnosti vyšetřovaného.

### **Výzkumný předpoklad 3.: Denzita koronárních tepen bude vyšší, při vyšším napětí rentgenky (při 120kV)**

Z výše uvedených tabulek 5, 6, 7, vyplývá, že koronární tepny vyšetřovaných pacientů mají vyšší denzitu při napětí rentgenky 100 kV než při napětí 120 kV. Z těchto dat vyplývá, že se výzkumný předpoklad 3 nepotvrdil. Tento výsledek je velmi pozitivní, protože při snížení kilovoltáže, ne jen že pacientovi klesá efektivní dávka, ale zároveň je získána vyšší diagnostická úroveň obrazové dokumentace. Dalším pozitivem je možnost snížení rychlosti podávání a celkové množství kontrastní látky. U pacientů vyšetřovaných při 100 kV lze podat jen 50 ml KL rychlostí 4 ml/s. To kromě snížení rizik pacienta má i ekonomické důsledky.

### **Výzkumný předpoklad 4.: Více než 60% všech respondentů bude mít pozitivní rodinnou anamnézu na srdeční onemocnění**

Z výše uvedeného výsečového grafu obrázku 30 je zřejmé, že 65% respondentů má pozitivní rodinnou anamnézu. Z těchto dat vyplývá, že se výzkumný předpoklad potvrdil. Tento výsledek zároveň znamená, že pozitivní rodinná anamnéza může hrát jednu z hlavních rolí příčin ICHS.

## **20 ZÁVĚR**

CT koronarografie, je moderní radiodiagnostická metoda, která pomáhá při diagnostice ICHS a dalších onemocnění srdce a věnčitých tepen. Ve světě diagnostiky onemocnění má tato vyšetřovací metoda své nezastupitelné místo a s proudem času se neustále rozvíjí a zdokonaluje.

Hlavním úkolem mé bakalářské práce bylo popsat provedení CT koronarografie v praxi a toto praktické provedení konfrontovat s poznatky z literatury. Dalším cílem bylo zjistit hranici BMI, kdy je ještě možné vyšetřit pacienta vyšetřit pod napětím rentgenky 100 kV. Jsem přesvědčena, že tyto cíle se mi podařilo splnit.

# 21 PŘÍLOHA

## 21.1 Dotazník

### Dotazník pro pacienty přicházející k CT koronarografii

Dobrý den,

jmenuji se Regina Vránová a jsem studentkou 3. ročníku bakalářského studia Specializace ve zdravotnictví, oboru Radiologický asistent, na Fakultě zdravotnických studií Univerzity Pardubice. Tímto Vás prosím o pečlivé vyplnění tohoto dotazníku, na základě kterého budu zpracovávat data pro svou bakalářskou práci na téma: „Úloha radiologického asistenta při CT koronarografii“. Veškeré informace, které prostřednictvím tohoto dotazníku poskytnete, budou zcela anonymní a budou použity výhradně k výzkumným účelům v rámci mé bakalářské práce.

Správné odpovědi prosím zaškrtněte, popřípadě vypište.

Děkuji Vám za ochotu a čas strávený vyplňováním.

**1. Jaké je Vaše pohlaví?**

- a. Muž
- b. Žena

**2. Kolik je Vám let?**

.....

**3. Jaká je Vaše hmotnost a výška?**

..... kg ..... cm

**4. Máte z CT vyšetření strach?**

- a. Ano
- b. Ne

**5. Pokud se vyšetření bojíte, z čeho máte strach**

- a. Stísněného prostředí v „tunelu“ (mám klaustrofobii)
- b. Aplikace kontrastní látky

- c. Bojím se, že personál bude na mě zlý
- d. Jiné: .....

**6. Jste kuřák?**

- a. Ano
- b. Ne

**7. Sportujete?**

- a. Nesportuji
- b. Sportuji ojediněle
- c. Sportuji pravidelně 1× týdně
- d. Sportuji pravidelně více než 1× týdně

**8. Proč přicházíte na toto vyšetření?**

- a. Dušnost, bušení srdce, bolest na hrudi
- b. Změny na EKG
- c. Jiné: .....

**9. Trpíte cukrovkou?**

- a. Ano
- b. Ne

**10. Máte krevní tlak vyšší než 120/80 mmHg?**

- a. Ano
- b. Ne
- c. Nevím

**11. Prodělal jste jiné vyšetření cév?**

- a. Ne
- b. Ultrazvuk
- c. Katetrizace tepen dolních končetin
- d. Jiné: .....

**12. Prodělal/a jste cévní mozkovou příhodu?**

- a. Ano
- b. Ne

**13. Trpí někdo z Vašich příbuzných onemocněním srdce?**

- a. Ano
- b. Ne

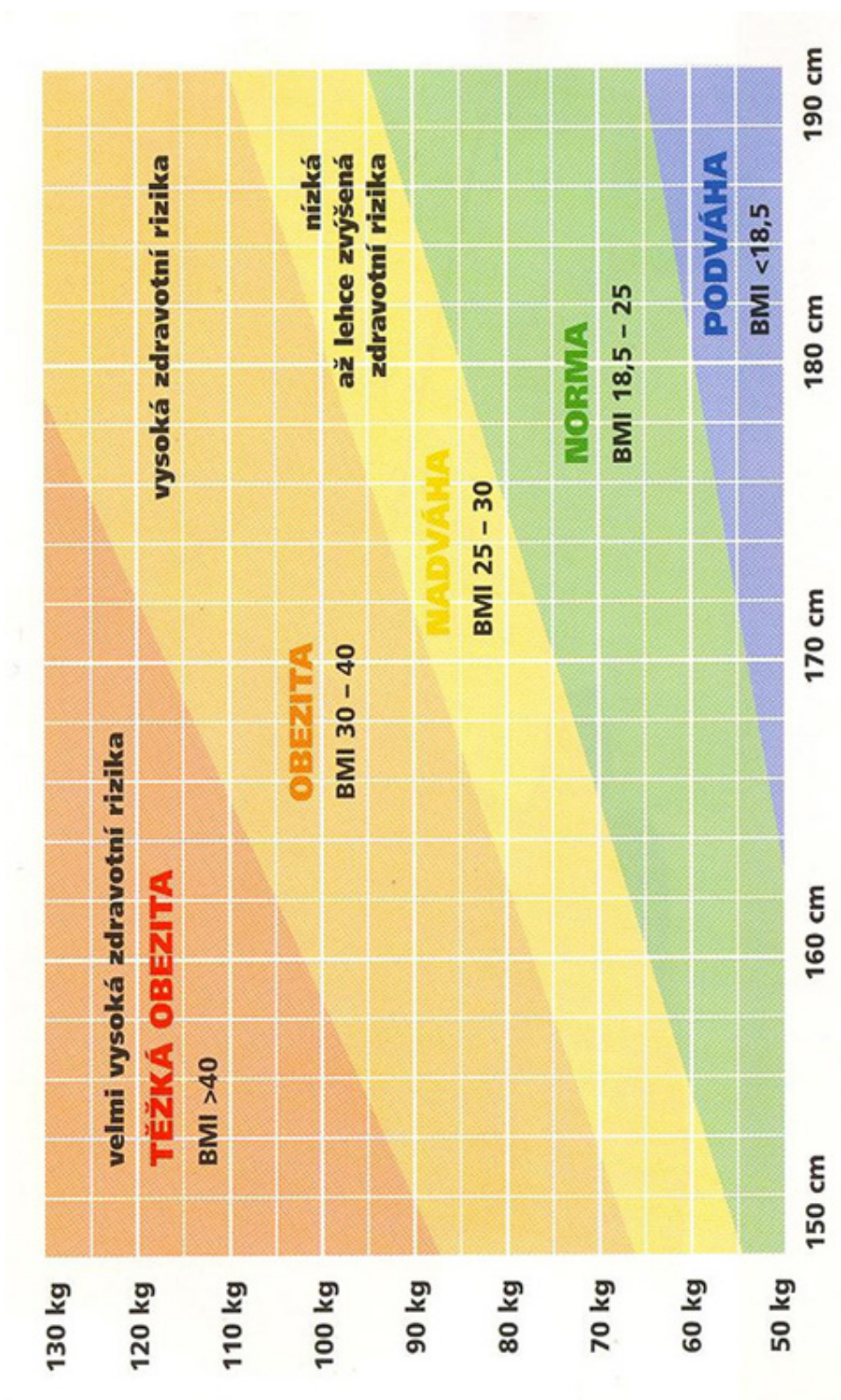
Děkuji za Váš čas a přeji příjemný zbytek dne.



Tabulka s technickými údaji

|                              |  |
|------------------------------|--|
| Číslo dotazníku              |  |
| kV                           |  |
| mA                           |  |
| Multysegmentové snímání v mm |  |
| DLP                          |  |
| Denzita v PKT                |  |
| Denzita v LKT                |  |
| Denzita v aortě              |  |
| Šum                          |  |
| $\beta$ -blokátory           |  |

## 21.2 Tabulka pro rychlý výpočet BMI



Obrázek 31 Tabulka pro rychlou orientaci v hodnotách BMI (Zdroj: AUTOR NEUVEDEN. Diabetologická ordinace, MUDr. Marta Šebková [online]. [cit. 21.4.2015]. Dostupný na WWW: [http://diabetologie-sebkova.wz.cz/problemy\\_s\\_obezitou.html](http://diabetologie-sebkova.wz.cz/problemy_s_obezitou.html))

## SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- 22 BAXA, J., & FERDA, J. Multidetektorová výpočetní tomografie srdce. 1. vyd. Praha: Galén 2012. ISBN 978-80-7262-880-3
- 23 ČIHÁK, R. ANATOMIE 3. 2. vid. Praha: Grada Publishing, a. s., 2004. ISBN 80-274-1132-X
- 24 FERDA, J. Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galén, 2002. ISBN 80-7262-172-6
- 25 GROFOVÁ, Z. Nutriční podpora praktický rádce pro sestry. 1. Vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2007. ISBN 978-80-247-1868-2
- 26 MERKUNOVÁ, A. Základy funkční somatologie (fyziologie). 1. vyd. Hradec Králové: Gaudeamus, 2007. ISBN 978-80-7041-837-6
- 27 NAVRÁTIL, L. Vnitřní lékařství. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2008. ISBN 978-80-247-2319-8
- 28 NEKULA, J., CHMELOVÁ, J. Vybrané kapitoly z konvenční radiologie. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7368-057-2
- 29 PEJCHAL, J., ŠINKOROVÁ, Z., TICHÝ, A., VÁVROVÁ, J., & ZÁRYBNICKÁ, L. Biofyzika pro záchranáře 2. díl. 1. vyd. Hradec Králové: Univerzita obrany, 2013. ISBN 978-80-7231-354-9
- 30 SEIDL, Z. Radiologie pro studium i praxi. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2012. ISBN 978-80-247-4108-6
- 31 SLEZÁKOVÁ, L. (2007). Ošetřovatelství pro zdravotnické asistenty I – Interna. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2007. ISBN 978-80-247-1775-3
- 32 SOUČEK, M. (2011). Vnitřní lékařství 1. díl. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. ISBN 978-80-247-2110-1
- 33 SOVOVÁ, E. EKG pro sestry. 1. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2006. ISBN 80-247-1542-2
- 34 ULLMANN, V. (2009). Jaderná a radiační fyzika. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009. ISBN 978-80-7368-669-7

## Internetové zdroje

1. Stohwasser, Petr. Nabla – biologie. Nabla. [online]. 2010 - 2013 [cit. 2014-08-06]. Dostupné z: <http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/obe-hova-soustava-cloveka.php>
2. Computed Tomography (Aquilion ONE™ [feature]). Toshiba Medical Systems Corporation. [online]. © 2015 [cit. 2015-02-08]. Dostupné z: [http://www.toshiba-medicalsystems.com/tmd/english/products/ct/aquilionone\\_feature.html](http://www.toshiba-medicalsystems.com/tmd/english/products/ct/aquilionone_feature.html)
3. Aquilion ONE. Toshiba Medical Systems Corporation. [online]. © 2015 [cit. 2015-04-06]. Dostupné z: <http://www.toshiba-medical.eu/eu/product-solutions/computed-tomography/aquilion-one/aquilion-one-imaging/>
4. Computed Tomography (Aquilion™ / RXL Edition [function]). Toshiba Medical Systems Corporation. [online]. © 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: [http://www.toshibamedicalsystems.com/tmd/english/products/ct/aquilionrxl\\_function.html](http://www.toshibamedicalsystems.com/tmd/english/products/ct/aquilionrxl_function.html)
5. Low Dose (Low Dose Solution of CT [Workflow]). Toshiba Medical Systems Corporation. [online]. © 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://www.toshiba-medicalsystems.com/tmd/english/products/dose/lowdose/workflow.html#workfloww04>
6. Computed Tomography (Aquilion ONE™ [function]). Toshiba Medical Systems Corporation. [online]. © 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://www.toshiba-medicalsystems.com/tmd/english/products/dose/lowdose/workflow.html#workfloww04>
7. Biomechanika krevního oběhu. wikiskripta.eu. [online]. 15.4.2015 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Biomechanika\\_krevn%C3%ADho\\_ob%C4%9Bhu](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Biomechanika_krevn%C3%ADho_ob%C4%9Bhu)
8. NEIDERLE, Petr, Vladimír Staněk. Zásady péče o nemocné s chronickými formami ischemické choroby srdeční. Česká kardiologická společnost. [online]. 16.4.2015 [cit. 2015-04-16]. Dostupné z: <http://www.kardio-cz.cz/index.php?&desktop=clanky&action=view&id=110>
9. ADLA, Theodor. Vypočetní tomografie v kardiologii: současné možnosti a využití. Postgraduální medicína. [online]. 6.11.2009 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/vypocetni-tomografie-v-kardiologii-soucasne-moznosti-a-vyuziti-447995>
10. MECHL, Marek. Typy nežádoucích reakcí. Radiologická společnost České lékařské společnosti J. E. Purkyně. [online]. © 2015 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/dokumenty/doporuceni-prehled/metodicky-list-intravaskularniho-podani-jodovych-kontrastnich-latek-jkl.html>

11. Nemocnice na Homolce. Standard pro použití intravaskulárně aplikovaných kontrastních látek. Nemocnice na Homolce. [online]. © 2003–2012 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: [http://www.homolka.cz/common/files/rdg\\_standardy\\_pouziti\\_intravaskularne\\_aplikovanych\\_kontrastnich\\_latek.pdf](http://www.homolka.cz/common/files/rdg_standardy_pouziti_intravaskularne_aplikovanych_kontrastnich_latek.pdf)
12. Počítačová tomografie. wikiskripta. [online]. [2012] [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1\\_tomografie](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1_tomografie)
13. Rekonstrukce obrazu. Klinika nukleární medicíny lékařské fakulty UP. [online]. 10.2.2014 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/scintilacni-kamera-planarni-a-spect/rekonstrukce-obrazu/#c8162>
14. ULLMAN, Vojtěch. Rentgenová diagnostika. AstroNuklFyzika. [online]. 18.4.2015 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>

#### **Legislativní dokumenty**

1. Zákon č. 96/2004 o podmínkách získávání a uznávání způsobilosti k výkonu nelékařských zdravotnických povolání a k výkonu činností souvisejících s poskytováním zdravotní péče a o změně některých souvisejících zákonů (zákon o nelékařských zdravotnických povoláních). In: *Sbírka zákonů Česká republika*. 4.02.2004. ISSN 1211-1244
2. Vyhláška č. 55/2011 Sb. o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In *Sbírka zákonů ČR*. 14.03.2011. ISSN 1211-1244