ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Vliv vybraných faktorů na dynamiku sycení velkých cév srdce kontrastní látkou během CT angiografie při použití techniky test bolus

Influence of Selected Factors on Contrast Agent Enhancement Dynamics of the Major Blood Vessels of the Heart During CT Angiography while Using the Test Bolus Technique

Bakalářská práce

Studijní program:	Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor:	Radiologický asistent

Autor bakalářské práce:	Petr Čapek
Vedoucí bakalářské práce:	Mgr. Daniel Vedlich

Kladno 2023

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení:	**Čapek**	Jméno:	**Petr**	Osobní číslo:	**499619**
Fakulta:	**Fakulta biomedicínského inženýrství**				
Garantující katedra:	**Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**				
Studijní program:	**Specializace ve zdravotnictví**				
Studijní obor:	**Radiologický asistent**				

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vliv vybraných faktorů na dynamiku sycení velkých cév srdce kontrastní látkou během CT angiografie při použití techniky test bolus

Název bakalářské práce anglicky:

Influence of Selected Factors on Contrast Agent Enhancement Dynamics of the Major Blood Vessels of the Heart During CT Angiography while Using the Test Bolus Technique

Pokyny pro vypracování:

Práce se bude zabývat technikou test bolus používanou při CT vyšetření cév hrudníku s intravenózní aplikací kontrastní látky. V teoretické části bude popsána anatomie a fyziologie cév srdce. Dále budou popsána základní vyšetření cév srdce na CT a jejich nejčastější indikace, také technika test bolus, kontrastní látky při nich používané, a také základy radiační ochrany. V praktické části bude provedeno statistické zpracování dat z písemné i obrazové dokumentace pacientů vybraného radiodiagnostického pracoviště, u kterých byla během vyšetření použita technika test bolus. Datová analýza se bude zejména zabývat rozdíly v sycení jednotlivých cév s ohledem na věk, BMI a nejčastější onemocnění mezi pacienty.

Seznam doporučené literatury:

[1] MALÍKOVÁ, Hana, Základy radiologie a zobrazovacích metod, Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019, ISBN 978-80-246-4036-5
[2] HEŘMAN, Miroslav et al., Basics of radiology, ed. 1. vydání, Olomouc: Palacký University, 2021, ISBN 978-80-244-5697-3
[3] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK, Memorix anatomie, ed. 5. vydání, Praha: Triton, 2021, ISBN ISBN 978-80-7553-873-4.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Mgr. Daniel Vedlich

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**
Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Vliv vybraných faktorů na dynamiku sycení velkých cév srdce kontrastní látkou během CT angiografie při použití techniky test bolus vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 17.05.2023

…….
Petr Čapek

PODĚKOVÁNÍ

Předně bych chtěl poděkovat vedoucímu práce, panu Mgr. Danielu Vedlichovi za vedení a umožnění tvorby bakalářské práce na pracovišti Základna radiodiagnostiky a intervenční radiologie Institutu klinické a experimentální medicíny, jeho pomoc při sběru dat k praktické části, trpělivost, rady a návrhy při vybírání tématu bakalářské práce a při jejím zpracování.

Dále bych chtěl poděkovat samotnému personálu pracoviště Základna radiodiagnostiky a intervenční radiologie za představení techniky test bolus, jejího použití, výhod a nevýhod.

ABSTRAKT

Bakalářská práce pojednává o různých biologických a technických faktorech, které mohou ovlivnit dynamiku kontrastní látky podané během CT angiografie. Teoretická část popisuje základy CT angiografie velkých cév srdce a nynější trendy v jejich zobrazení. Popisuje kontrastní látky používané při CT angiografii, možnosti jejich podání a monitorace její dynamiky. V poslední řadě práce popisuje stručný základ radiační ochrany.

V praktické části jsme ověřili poznatky z teoretické části s daty nasbíraných na pracovišti Základna radiodiagnostiky a intervenční radiologie, Institutu klinické a experimentální medicíny. V práci jsme poté porovnávali pomocí regresní analýzy rozdílnosti mezi pacienty s různým BMI, věkem a pacienty s hypertenzí a ICHS.

Použili jsme regresní analýzu s ohledem na pacientovo BMI, věk, a také na příkon jódu. Data pacientů s ICHS a hypertenzí jsme porovnali s pacienty, kteří onemocnění diagnostikované nemají. Výsledkem práce jsou tak tabulky, grafy a regresní modely pro jednotlivé cévy. Přišli jsme tedy na vztahy mezi časy a hodnotami peaků k věku a BMI. U pacientů s vyšším BMI jsou časy delší a hodnoty nižší. S přibývajícím věkem pacienta je pak dynamika pomalejší, časy jsou delší a hodnoty peaků jsou vyšší. Diskuse blíže pojednává o samotných faktorech a nabízí vysvětlení výsledků. Data mohou být dále použita pro bližší analýzy a navazující práce.

Klíčová slova

Dynamika kontrastní látky; CT angiografie; kontrastní látky; BMI; věk; kardiovaskulární onemocnění

ABSTRACT

The bachelor thesis deals with various biological and technical factors that can affect the dynamics of contrast agents administered during CT angiography. The theoretical part describes the foundations of CT angiography of large blood vessels and the current trends in their imaging. It describes the contrast agents used in CT angiography, the possibilities of their administration and monitoring its dynamics. Last but not least, the work describes a brief basis for radiation protection.

In the practical part we verified the knowledge of the theoretical part with the data collected in the workplace of the Base of radiodiagnostics and intervention radiology, The institute of clinical and experimental medicine. We then compared the differences between patients with different BMI, age and patients with hypertension and IHD.

We used regression analysis with respect to patient BMI, age, and iodine injection rate. We compared data from patients with CHD and hypertension with patients with and without these diseases diagnosed. The result of the work is tables, graphs, and regression models for individual blood vessels. We have discovered the relationships between the times and values of contrast enhancement peaks and age and BMI. In patients with higher BMI, the times are longer, and the values are lower. With increasing age of the patient, the dynamics are slower, times are longer and peak values are higher. The discussion deals with the factors themselves and offers explanations of the results. The data can be used further for more detailed analyzes and follow-up work.

Keywords

Contrast enhancement dynamics; CT angiography; contrast agents; computed tomography; cardiovascular diseases

Obsah

1 Úvod 12

2 cíle práce 13

3 přehled současného stavu 14

3.1 Anatomie a fyziologie krevních cév srdce a hrudníku 14

3.1.1 Základní stavba cév 14

3.1.2 Rozdělení cév 14

3.1.3 Velké cévy srdce a hrudníku 17

3.1.4 Srdce 18

3.2 Výpočetní tomografie 20

3.2.1 Historie 20

3.2.2 Princip 21

3.2.3 Konstrukce 22

3.3 CT angiografie 24

3.3.1 Princip CT angiografie 24

3.4 EKG synchronizace 25

3.5 Postprocessing dat získaných během CTA 28

3.5.1 Multiplanární rekonstrukce (MPR) 28

3.5.2 Curved planar rekonstrukce (CRP) 28

3.5.3 Volume rendering technique (VRT) 28

3.5.4 Maximum intensity projection (MIP) 29

3.6 Kontrastní látky používané při CTA 30

3.6.1 Dělení kontrastních látek 30

3.6.2 Nežádoucí účinky jodové KL 32

3.7 Indikace pro CTA aorty a plicnice 33
3.7.1 Disekce aorty 33
3.7.2 Anomálie aorty 33
3.7.3 Plicní embolie 34
3.8 Kontraindikace CTA 34
3.9 Dynamika kontrastní látky a cirkulační časy 35
3.10 Technika stanovení cirkulačních časů 36
3.10.1 Manuální nastavení zpoždění 37
3.10.2 Test-bolus 37
3.10.3 Bolus-tracking 38
3.11 Faktory ovlivňující dynamiku kontrastní látky 39
3.11.1 Biologické 39
3.11.2 Technické: aplikační protokol kontrastní látky 42
3.11.3 Technické: CT protokol 47
3.12 Specifika vyšetření velkých cév srdce 48
3.12.1 CT srdce a koronarografie 48
3.12.2 CT angiografie plicnice 48
3.12.3 CT angiografie hrudní aorty 49
3.13 Radiační ochrana 50
3.13.1 Principy radiační ochrany 50
4 Metodika 53
5 Výsledky 57
5.1 Normalita dat 57
5.2 Věkové rozložení pacientů 57

5.3 Hodnoty BMI pacientů 58
5.4 Korelační koeficienty mezi jednotlivými cévami 60
5.5 Grafy času / denzity vůči různým faktorům 60
5.6 Regresní analýza s více regresory 61
5.6.1 Korelační koeficienty 61
5.6.2 Rovnice přímky závislosti 61
5.7 Vliv BMI na dynamiku 63
5.7.1 Čas peaku v horní duté žíle – BMI 63
5.7.2 Regresní analýza pro čas peaku v horní duté žile – BMI 63
5.7.3 Hodnota peaku v horní duté žíle – BMI 64
5.7.4 Regresní analýza pro hodnotu peaku v horní duté žíle – BMI 64
5.7.5 Čas peaku v plicnici – BMI 65
5.7.6 Regresní analýza pro čas peaku v plicnici – BMI 65
5.7.7 Hodnota peaku v plicnici – BMI 66
5.7.8 Regresní analýza pro hodnotu peaku v plicnici – BMI 66
5.7.9 Čas peaku v aortě – BMI 67
5.7.10 Regresní analýza pro čas peaku v AA – BMI 67
5.7.11 Hodnota peaku v aortě – BMI 68
5.7.12 Regresní analýza pro hodnotu peaku v AA – BMI 68
5.8 Vliv věku na dynamiku 69
5.8.1 Čas peaku v horní duté žíle – Věk 69
5.8.2 Regresní analýza pro čas peaku v HDŽ – Věk 69
5.8.3 Hodnota peaku v horní duté žíle – Věk 70
5.8.4 Regresní analýza pro hodnotu peaku v HDŽ – Věk 70

5.8.5 Čas peaku v plicnici – Věk 71
5.8.6 Regresní analýza pro čas peaku v plicnici – Věk 71
5.8.7 Hodnota peaku v plicnici – Věk 72
5.8.8 Regresní analýza pro hodnotu peaku v plicnici – Věk 72
5.8.9 Čas peaku v aortě – Věk 73
5.8.10 Regresní analýza pro čas peaku v aortě – Věk 73
5.8.11 Hodnota peaku v aortě – Věk 74
5.8.12 Regresní analýza pro hodnotu peaku v aortě – Věk 74
5.9 Naměřené hodnoty v cévách 74
5.9.1 Časy dosažení peaku jednotlivých cév 75
5.9.2 Hodnoty HU peaku dosaženého v cévách 75
5.9.3 Časy posloupných nástupů peaku v cévách 76
5.10 Nejvíce zastoupené onemocnění mezi pacienty 77
6 Diskuze 78
6.1 Korelační koeficienty cév 78
6.2 Vliv BMI na dynamiku kontrastní látky 78
6.2.1 Horní dutá žíla 78
6.2.2 Plicnice 79
6.2.3 Aorta 79
6.3 Souhrn vlivu BMI na dynamiku KL 80
6.4 Vliv věku na dynamiku kontrastní látky 80
6.4.1 Horní dutá žíla 80
6.4.2 Plicnice 81
6.4.3 Aorta 81

6.5 Souhrn vlivu věku na dynamiku KL 81
6.6 Přibližný výpočet časů z ovlivňujících faktorů 81
6.7 Vliv hypertenze na dynamiku 84
6.8 Vliv ICHS na dynamiku 84
7 Závěr 85
8 Seznam použitých zkratek 86
9 Seznam použité literatury 89
10 Seznam použitých obrázků 93
11 Seznam použitých tabulek 94

1 ÚVOD

Tématem práce je představit faktory, které mohou ovlivnit dynamiku kontrastní látky při CTA (angiografie pomocí výpočetní tomografie) se zaměřením na velké cévy srdce. Faktory jsou rozdělené na biologické a technické. Představuje tak dosud známé vlivy např. BMI, věku, rychlosti aplikace nebo koncentrace kontrastní látky. BMI a věku se pak věnujeme v praktické části, kde dosavadní poznatky porovnáváme s daty, které jsme naměřili. Ptáme se tedy na otázky, jak moc se změní dynamika při změně známých faktorů? Dalším tématem jsou kontrastní látky, schéma jejich aplikace a možnosti monitorace dynamiky pro provedení co nejpřesnějšího zobrazení požadovaných cév. V práci je také věnována pozornost anatomii, fyziologii, samotným CTA vyšetřením a jejich problematika. Rozhodnutí pro téma práce bylo postaveno na studentově zájmu o CT angiografii a její specifika. Dalším důvodem byla možnost získání praktických zkušeností při měření samotných dat a vize výsledků, kterých díky nim můžeme dosáhnout. Práce tak představuje data, která mohou být použita k prohloubení znalostí o dynamice kontrastní látky při CTA a také důvodu, proč faktory ovlivňují dynamiku právě tímto směrem.

2 CÍLE PRÁCE

Hlavním cílem práce je představit nynější poznatky o faktorech, které mohou ovlivnit dynamiku sycení velkých cév srdce kontrastní látkou při CT angiografii a jakým způsobem je můžeme ovlivnit a snížit tak jejich vliv na správné provedení vyšetření nebo znalosti využít ke zdokonalení a přizpůsobení diagnostických protokolů individuálně pro každého pacienta tak, aby bylo vyšetření co nejpřínosnější a zároveň s sebou neslo co nejnižší rizika. Mimo jiné práce popisuje CT, věnuje se možnostem podání kontrastní látky a jednotlivým vyšetřením velkých cév srdce, jejich indikacím, kontraindikacím, postupu jejich provedení a jejich postavení v radiodiagnostice.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Anatomie a fyziologie krevních cév srdce a hrudníku

3.1.1 Základní stavba cév

Cévy jsou tvořeny třemi základními vrstvami:

1. *Tunica intima* – Vnitřní část cévy, která je v přímém kontaktu s krví.
   1.1. Endotel – Vrstva plochých buněk endotelu.
   1.2. Subendotelová vrstva – Vrstva tvořena kolagenním vazivem.
2. *tunica media* – Střední vrstva tvořena hladkou svalovinou uspořádanou do kruhu.
3. *tunica adventitia (externa)* – Tvořena kolagenními a elastickými vlákny, které postupně přecházejí do okolního vaziva. (Hudák, 2021)

3.1.2 Rozdělení cév

Cévy jsou částí tzv. kardiovaskulárního systému, který je tvořen srdcem a krevními cévami. Krevní cévy dělíme na tepny, žíly a vlásečnice. Tepny slouží k přenosu krve ze srdce do plicního a tělního cévního řečiště. Žíly naopak odvádí krev z tkání a plic zpět do srdce. Vlásečnice tvoří „síť“ mezi tepnami a žílami v orgánech a periferiích, kde dochází k přechodu živin a plynů do mezibuněčného prostoru. Některé zdroje cévy dělí podle toho, zda vedou krev okysličenou, či odkysličenou. Tímto však vzniká problém názvu arteria pulmonalis, ta vede i přesto, že se nazývá arterie krev odkysličenou. Stejný, akorát opačný problém pak vzniká u venae pulmonalis. V práci je použito dělení dle směru toku krve (Hudák, 2021)

A. Tepny

Tepny neboli *arteriae* nazýváme cévy, které vedou krev od srdce dále do těla k příslušným tkáním. Od žil se liší tím, že jejich nejsilnější vrstvou je *tunica media*, tedy hladká svalovina. Právě díky tomu si tepny ve většině případů udržují stále okrouhlý průměr. Tato vrstva dále také napomáhá pohybu krve. Vnitřní stranu *tunica media* malých a středních tepen obklopuje *membrána elastica interna,* vrstva elastických vláken. U velkých a středních tepen obklopuje vnější stranu *tunica media membrana elastica externa*. (Hudák, 2021)

Tepny můžeme dále dělit na:

- Velké tepny
    - Elastický typ tepen, které jsou vystaveny kontinuálnímu toku, například aorta a její velké větve (*truncus coeliacus*) nebo *arteria pulmonalis*
- Střední a malé tepny
    - Tepny svalového typu. Tento typ je v těle nejčastější, tvořící většinu cév.
- Arterioly
    - Malé tepénky o průměru 0,1 – 0,2 mm

B. Žíly

Žíly neboli *venae* nazýváme cévy, které krev vedou z těla a tkání zpět do srdce. U žil je nejsilnější vrstvou *tunica adventicia*, tedy vrstva tvořena kolagenními a elastickými vlákny. Další zvláštností žil jsou chlopně tvořené z výchlipek *tunica intima*, které se vyskytují u malých a středních žil. Chlopně jsou tvořeny elastickým vazivem krytým endotelem a jejich hlavní funkcí je zabraňování zpětnému toku krve. (Hudák, 2021)

Žíly můžeme dále dělit na:

- Velké žíly
    - *Vena cava superior et inferior* a jejich hlavní přítoky
- Střední a malé žíly
    - Žíly s průměrem 1 – 9 mm s chlopněmi, které brání zpětnému toku krve
- Venuly
    - Malé periferní žilky s průměrem 0,2 – 1 mm

C. Vlásečnice

Vlásečnice nebo také kapiláry jsou tenkostěnné cévy propojující tepny a žíly. Skrze jejich stěnu látky prostupují z tkání do krve a obráceně.

D. Anastomózy

Anastomózy jsou fyziologické spoje dvou cév v těle. Velkými skupinami jsou tzv. kavokavální a portokavální anastomózy, které propojují horní a dolní dutou žílu a portální a systémový žilní oběh. (Hudák, 2021)

3.1.3 Velké cévy srdce a hrudníku

A. Aorta

Největší tepna těla, která ústí z levé komory a vede krev do zbytku těla. Průměr jejího lumen dosahuje u dospělého jedince až 2,5 cm Je rozdělena na 3 části:

- *Aorta ascendens* – vzestupná aorta, ze které odstupují 2 koronární tepny, které zásobují krví srdeční slav
- *Arcus aortae* – oblouk aorty, jejíž hlavní odstupy jsou *truncus brachiocephalicus*, který se dále větví na *a. carotis communis dx., a. subclavia dx. a. carotis communis sin.* a *a. subclavia sin.*
- *Aorta descendens* – sestupná aorta je dále rozdělena na hrudní část a břišní část.

B. Plicnice

Plicnice nebo také plicní kmen, *Truncus pulmonalis* ústí z pravé komory a následně se dělí na pravou levou větev. Každá větev dále vstupuje do patřičného plicního hilu a vede neokysličenou krev do plic, kde dochází k výměně plynů. (Hudák, 2021)

C. Horní a dolní dutá žíla

V. cava superior je jednou ze dvou velkých žil, které vedou odkysličenou krev z těla do pravé síně. Vzniká soutokem *vena brachiocephalica dextra et sinistra* a odvádí krev z horní části těla, tedy hlavy, krku a horních končetin.

V. cava inferior pak vzniká soutokem společných kyčelních žil a odvádí krev z dolní části těla do pravé síně. Jejími přítoky jsou např.: ledvinné, jaterní a brániční žíly. (Hudák, 2021; Abrahams, 2003)

3.1.4 Srdce

A. Stavba srdce

Srdce je dutý svalový orgán uložený ve středním dolním mediastinu, za hrudní kostí, přičemž asi 2/3 srdce přesahují vlevo od středu sterna a 1/3 vpravo. Skládá se ze 4 dutin, 2 síní a 2 komor, které jsou odděleny přepážkami a chlopněmi. Srdce je dále obalené fibrózní blánou, perikardem. Srdeční stěnu jako takovou tvoří 3 vrstvy:

- Endokard, což je jemná membrána vystýlající vnitřní povrch srdce a jeho chlopní. Po přestupu v cévy se endokard mění na endotel.
- Myokard, který se skládá ze specializované srdeční svaloviny. Myokard tvoří většinu objemu srdeční svaloviny a zprostředkovává stahy srdečních oddílů.
- Epikard: viscerální list perikardu.

Perikard je blána obalující srdce, čímž vzniká tzv. perikardiální prostor, který je vyplněn tekutinou, která zmírňuje tření a umožňuje tak volný pohyb srdeční svaloviny. Perikard je tvořen viscerálním a parietálním listem. Parietální list pokrývá vnitřní povrch perikardu, přičemž v místech odstupů velkých srdečních cév přechází na srdeční povrch v list viscerální (Abrahams, 2003)

Srdce jako celek je rozděleno na pravou a levou část, každá z nich složena z jedné síně a jedné komory. Komory jsou odděleny přepážkou, septem. Pravá část je součástí malého nebo také plicního oběhu a je uložena ventrálně, čímž zaujímá větší část přední strany srdce. Levá strana srdce je součástí velkého tělního oběhu a je uložena ventrálně dorzálně a zaujímá většinu spodní části srdce a tvoří srdeční hrot, *apex cordis*. Síně jsou menší oddíly s tenkou stěnou uloženy nad komorami. Pravá síň a komora jsou odděleny trojcípou (trikuspidální) chlopní a levá síň a komora jsou odděleny

chlopní dvojcípou (mitrální). Z každé komory ústí jedna velká céva s pomoleśíčitou chlopní (semilunární), která zabraňuje zpětnému toku. Z pravé komory ústí *truncus pulmonalis* a z levé komory ústí aorta.

B. Fyziologie srdce

Srdce zabezpečuje cirkulaci krve tělem systematickými stahy, které nazýváme systola, což je název pro stažení srdečního svalu a diastola, jeho uvolnění. Krev vstupuje z těla horní a dolní dutou žílou do pravé síně, ze které jde přes trikuspidální chlopeň do pravé komory. Stahem pravé komory je odkysličená krev vypuzena přes semilunární chlopeň a skrze truncus pulmonalis do plic, kde je okysličena. Tento úsek se nazývá malý nebo plicní oběh. Zpět do srdce pak ústí 4 plicní žíly, které vedou okysličenou krev do levé síně. Okysličená krev pak putuje z levé síně přes mitrální chlopeň do levé komory, ze které je poté vypuzena přes semilunární chlopeň do aorty a jejími odstupy do celého těla. (Hudák, 2021; Abrahams, 2003)

C. Převodní systém srdeční

Převodní systém zajišťuje rytmické stahy srdeční svaloviny tak, aby krev cirkulovala tělem, v klidu se jedná o frekvenci v rozmezí 60–80/min. Vzruch v srdci vzniká v pravé síni v sinoatriálním uzlu (SA). Vzruch je veden interatriálními vlákny do levé síně a atrioventrikulárním (AV) uzlem uloženém v srdečním septu. AV uzel může v případě výpadku SA uzel nahradit.
Z AV uzlu vedou dvě Tawarova raménka skrz septum směrem k apexu, kde se rozbíhají v Purkyňova vláka, která se rozprostírají po zbytku myokardu a tvoří tak konečný úsek převodního systému. Vzruchy a tím je možné měřit pomocí elektrokardiogramu (EKG). (Hudák, 2021; Haberl, 2012)

3.2 Výpočetní tomografie

Někdy špatně nazývána „počítačová tomografie“, výpočetní tomografie (dále jen CT) (řec. *tome*, *grafein* – řez) je radiologická vyšetřovací metoda, která využívá rentgenové záření k zobrazení vnitřních orgánů a struktur. Výsledkem vyšetření je zobrazení objektu v „řezech“, což umožňuje zobrazení opticky nepřístupných prostor 3D objektu. (Ferda, 2015; Malíková, 2019)

3.2.1 Historie

Od počátku radiologie s objevem paprsků X W. C. Roentgenem byla největším nedostatkem rentgenových snímků takzvaná sumace. Výsledkem RTG je zobrazení planární, takže struktury, které se překrývají se takzvaně sumují, tedy z 3D objektu se stává 2D obraz. Kvůli tomuto jevu nemůžeme z jednoho rentgenového snímku určit jejich skutečné postavení. Průlomem bylo zavedení počítačů do lékařské diagnostiky, které začalo v 60. letech 20. století, což dalo prostor pro další možnosti zobrazení.

Objevitelem výpočetní tomografie je nazýván Brit Godfrey Newbold Hounsifield. Stejný objev však nezávisle učinil Američan Allan McLeod Cormack. Oba v roce 1979 získali za tento objev Nobelovu cenu. (Seidl, 2012)

3.2.2 Princip

Jak již bylo zmíněno, výpočetní tomografie vyřešila největší problém RTG zobrazování, tedy sumaci. Pomocí takzvané transmisní rentgenové tomografie je možné zobrazit trojrozměrné zobrazení denzit (hustot) tkání. (Ferda, 2015; Seidl, 2012)

CT přístroj jako takový se skládá ze dvou hlavních částí, vyšetřovacího stolu a tzv. gantry neboli prstence, jehož středem stůl při vyšetření projíždí. V gantry je uložena rentgenka a na protilehlé straně je postaven soubor detektorů. Během vyšetření celá tato konstrukce rotuje během vyšetření kolem pacienta (maximální čas jedné 360° otáčky je 0,25 s). Tímto způsobem jsou zhotoveny stovky expozic ze všech směrů objektu, záření prošlé vyšetřovaným objemem je zachyceno detektory a následně počítačem zpracováno na obraz. Obraz je složen z voxelů (prostorových elementů), kde je každému z nich přiřazen odstín šedi na základě naměřené hodnoty zeslabení záření, která je udávána v tzv. Hounsfieldových jednotkách (HU). V praxi je používán pojem „denzita“, kdy hyperdenzní je objekt, který silně zeslabuje záření, je tedy hustší a na CT bude mít světlejší odstín a vyšší hodnotu HU nebo pak hypodenzní, kdy zeslabuje záření méně a bude mít naopak odstín tmavší (nižší HU). Hounsfieldovy jednotky jsou odvozeny ze vztahu.

$$\frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} . k$$

Kdy μ je lineární koeficient zeslabení naměřen v daném voxelu, μ_w je lineární koeficient vody a k je smluvená konstanta hodnoty 1000. Ze vztahu pak vychází, že hodnota HU pro vodu je 0 a struktury, které zeslabují záření méně nabírají záporných hodnot a struktury zeslabující více nabírají kladných. Celkový rozsah hodnot HU, kterých může každý voxel nabývat se pohybuje od -1024 do 3072.

Jelikož je běžný diagnostický monitor schopný zobrazit okolo 50 odstínů šedi a lidské oko rozliší okolo 16–25 odstínů, je potřeba jednotlivé snímky tzv. „oknit“. Oknění znamená vymezení rozsahu zobrazených denzit tak, aby se zvýraznily struktury zájmu. Používá se např.: „kostní okno“ nebo „plicní okno“. Důležité je oknění například k hodnocení parenchymatických orgánů, jelikož rozdíly v denzitě jsou v tomto případě běžně minimální. (Seidl, 2012; Ferda, 2015)

3.2.3 Konstrukce

CT přístroje se dají dle konstrukce rozdělit na tomografy vějířové a kruhové. V případě vějířového je v gantry soustava rentgenky s detektory, které společně rotují kolem osy stolu, zatímco u kruhového jsou detektory postaveny po celém obvodu gantry a pohybuje se pouze rentgenka. Vzhledem k ceně a minimálnímu výtěžku se v praxi používají pouze vějířové. První tomografy byly tzv. sekvenční. Nabírala se data pouze pro jednu vrstvu najednou, kdy stůl s pacientem byl po dobu rotace rentgenky statický a po jedné rotaci gantry se stůl posunul na další vrstvu. Tento způsob náběru dat byl časově náročný a v praxi se již nepoužívá. Nyní se v praxi používá pouze CT spirální, kdy se stůl pohybuje skrze gantry zároveň s rotací rentgenky. Dráha rentgenky při skenování se poté jeví jako spirála nebo šroubovice (někdy také nazýváno helikální CT). Vývoj konstrukce CT se dělí do 5 generací:

1. generace používala tzv. meandrového nebo tužkového svazku s jedním protilehlým detektorem.
2. generace využívala kolimace svazku do vějířovitého tvaru, kdy bylo transmisní záření detekováno souborem většího počtu detektorů
3. generace přišla se snímáním více řezů najednou, tzv. multi-slice, kdy je vějířovitý svazek rozšířen a snímán několika řadami detektorů.
4. generace je výše zmíněný kruhový typ tomografu, kdy jsou detektory postaveny po celém obvodu gantry.

5. generace se konstrukčně nejvíce liší, jelikož využívá elektronového děla, které vystřeluje urychlené elektrony na kruhovou anodu gantry, přičemž je proud elektronů rotován souborem vychylovacích cívek.

V praxi jsou nejčastěji používané tomografy generace 3., jelikož jsou cenově nejdostupnější a nynější multidetektorové systémy (MDCT) jsou schopny dosáhnout stejných výhod jako generace 4. nebo 5. Používány jsou i MDCT systémy se dvěma na sebe kolmými rentgenkami. (Seidl, 2012)

MDCT využívá několika řad detektorů seřazených v axiálním směru, kdy je díky tomu možné snímat několik řezů najednou. Tento systém se stále vyvíjí s přidáváním vyššího počtu detektorů (256-sliceový tomograf i více) a zvyšováním rychlosti rotace gantry (nynější systémy jsou schopné zhotovit jednu rotaci za 0,25 s). Vysoká rychlost rotace je vyhledávaná při CT angiografii srdce, jelikož je potřeba srdce zachytit co nejrychleji, abychom zamezili pohybovým artefaktům. (Malíková, 2019)

3.3 CT angiografie

CTA (CT angiografie) je neinvazivní způsob vyšetření kardiovaskulárního systému prováděné na CT s intravenózní aplikací kontrastní látky s cílem zobrazení cévních struktur, nejčastěji tepen, méně často žil. Kombinuje tak prvky klasické angiografie s CT vyšetřením. CTA je narozdíl od klasické angiografie pouze statická diagnostická metoda. Výhodou je možnost rekonstrukce 3D modelů cév pomocí tzv. volume rendering techniky (VRT) eventuálně i s barevnou rekonstrukcí. (Ferda, 2015)

3.3.1 Princip CT angiografie

Hlavním smyslem CTA je zobrazení požadované oblasti kardiovaskulární soustavy za účelem posouzení její anatomie a funkce. Jelikož krev a cévní struktury mají velice podobnou denzitu jako okolní tkáně a není možné je tedy rozlišit na nativním zobrazení, je zapotřebí zvýšit jejich kontrast podáním kontrastní látky. Narozdíl od katetrizační angiografie je kontrastní látka podávána intravenózně a jediná invazivní procedura, která toto vyšetření tak provází je zavedení periferního žilního katetru, kanyly. Specificitou CTA je potřeba přesného načasování podání kontrastní látky a spuštění skenu tak, abychom zachytili cévy při jejich co nejsytějším naplnění kontrastní látkou, v tzv. „peaku“, tedy časovém bodě, kdy je hodnota HU v cévě nejvyšší. (Ferda, 2004; Malíková, 2019)

Díky CTA můžeme na základě načasování zobrazit tzv. 4 cirkulační fáze. Fázi arteriální, parenchymovou, žilní a eventuálně portální. Někdy je využíván pojem žilní předfáze, což je fáze od aplikace po dobu vstupu kontrastní látky do srdce.

Rychlost nástupu jednotlivých fází je ovlivněna faktory jako např.: věk, výška, váha, srdeční výdej.

3.4 EKG synchronizace

Vzhledem k uložení se koronární a plicní tepny a aorta během srdeční akce pohybují. Tyto pohyby vedou k významným pohybovým artefaktům při akvizici, proto se využívá metoda synchronizace akvizice s EKG (EKG gating, hradlování), kterou se snažíme pohybové artefakty potlačit. Gating je možné použít jenom u multidetektorových přístrojů se speciální hardwarovou a softwarovou výbavou. Pro ještě přesnější a kvalitnější zobrazení je velmi vhodné využít CT přístroje se dvěma rentgenkami, tedy DualSource CT. DualSource CT snižuje vyšetřovací čas, a tedy interval, ve kterém může být srdce zachyceno. Pro snížení dávky pacientovi se využívá modulace proudu. Metoda EKG synchronizace se využívá tedy jak pro vyšetření cév přímo napojených na srdce, tak i pro srdce samotné, přesněji pro zobrazení koronárních tepen, funkční vyšetření srdce, či pro zobrazení srdečních chlopní například v případě plánování TAVI (Transkatétrová implantace aortální chlopně). EKG gating se dá dále dělit dle způsobu provedení na gating prospektivní a retrospektivní. Pro pochopení EKG synchronizace je potřeba prvně si stručně vysvětlit, co je to elektrokardiogram. (Haberl, 2012)

Elektrokardiogram je způsob zobrazení změn elektrických potenciálů srdeční svaloviny, a tak jejích stahů. Pokud se elektrický potenciál sníží na negativní, mluvíme o tzv. depolarizaci. Po depolarizaci nastává tzv. repolarizace, kdy se hodnota el. Potenciálu vrací zpět do klidové hodnoty a sval se tak uvolní, relaxuje. Jednotlivé úseky EKG křivky jsou:

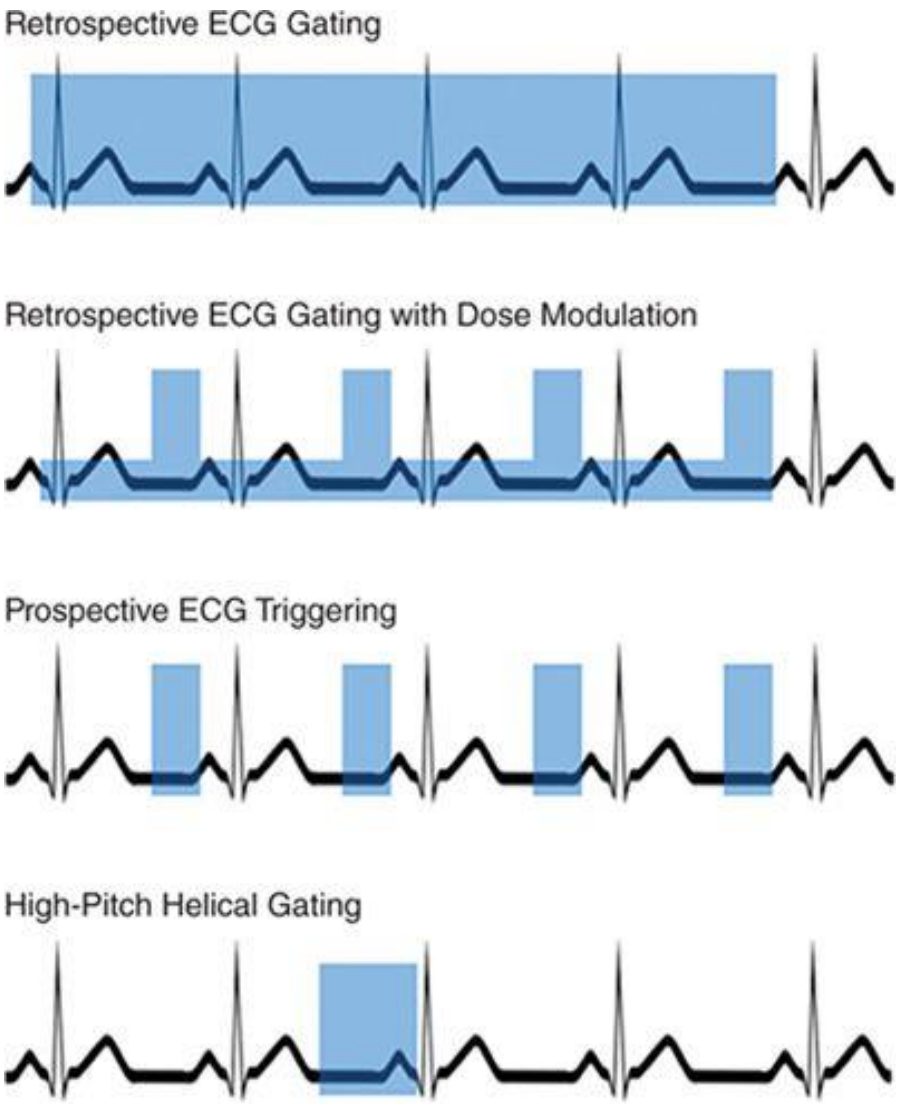
- Vlna P – Reprezentuje depolarizaci, tedy stah síní. Prvně dochází ke stahu pravé a následně levé síně.
- Komplex QRS – Q kmit reprezentuje depolarizaci septa, kde se vzruch následně šíří prostřednictvím Purkyňových vláken na komory. Na

konci QRS dochází k úplné depolarizaci komor a uskutečnění jejich kontrakce, systoly.

- Repolarizace síní probíhá během QRS komplexu a není tedy na EKG viditelná
- ST – úsek je za normální okolností izoelektrický a vlna T reprezentuje repolarizaci komor, a tedy diastolu.

R-R interval je interval mezi dvěma vlnami R a udává jeden srdeční stah. Při tepové frekvenci (TF) 60 bude délka R-R intervalu 1 s. (Haberl, 2012)

Když se tedy vrátíme k EKG gatingu, nejdůležitějším parametrem je pro nás R-R interval. Například při CT koronarografii má každá koronární céva již specificky daný úsek v R-R intervalu, kdy je nejvíce statická, a tak nejlépe zachytitelná bez pohybových artefaktů. Pro pravou koronární tepnu je to například 40 % R-R intervalu. Z toho vychází, že pro zobrazení celé cévy je časové okno, kdy je nejlépe zobrazitelná velice krátké a v mnoha případech natolik krátké, že při helikálním zobrazení není CT přístroj dostatečně rychlý. Proto existují dva typy EKG gatingu, prospektivní a retrospektivní. Na Obrázku 1 – Typy EKG gatingu jsou zobrazeny typy EKG gatingu. (O'Shea, 2022)



Obrázek 1 – Typy EKG gatingu (Nakanishi, 2017)

3.5 Postprocessing dat získaných během CTA

Po akvizici dat a vytvoření (nejlépe tenkých) příčných řezů je možná jejich postprocessingová rekonstrukce do dvou, či trojrozměrných obrazů.

3.5.1 Multiplanární rekonstrukce (MPR)

Základním typem rekonstrukce je MPR, tedy rekonstrukce v základních rovinách (axiální, koronární, sagitální) nebo v rovinách šikmých. V případě cév jsou možné i rekonstrukce zakřivené v průběhu cévy nazývané curved planar reformation (CPR). (Ferda, 2004)

3.5.2 Curved planar rekonstrukce (CRP)

U nynějších přístrojů je možné rekonstruovat cévy automaticky, či poloautomaticky podle jejich proudnice. Každý řez je kolmý k proudnici cévy, a tak je možné přesné měření délky úseků, a hlavně měření lumina cévy při evaluaci endovaskulárních intervencí. (Ferda, 2004)

3.5.3 Volume rendering technique (VRT)

Výsledkem VRT rekonstrukce je 3D model zobrazované struktury. U CTA se VRT využívá k 3D zobrazení cév naplněných kontrastní látkou. Pro zhotovení VRT rekonstrukce je potřeba, aby byla céva zachycena v celém svém průběhu a dále jsou při rekonstrukci odstraněny okolní struktury jako například kosti. Využití má hlavně při přípravě intervenčních výkonů, kdy modely slouží k lepší orientaci a k přesnému měření stenóz, a tak preciznějšímu naplánování výkonu. (Ferda, 2004)

3.5.4 Maximum intensity projection (MIP)

Výsledný obraz MIP se velice podobá obrazu z digitální subtrakční angiografie (DSA), kdy jsou zvýrazněny cévy naplněné kontrastní látkou a okolní struktury jsou potlačeny. MIP rekonstrukce je tak vhodná pro CTA, kdy je potřeba co nejvyšší kontrast cév vůči okolním strukturám (Ferda, 2004)

3.6 Kontrastní látky používané při CTA

Při CTA se používá jodová kontrastní látka. Jodová KL patří do skupiny pozitivních KL. To znamená, že zvyšuje denzitu vyžadované oblasti oproti okolním strukturám. Způsob její aplikace pacientovi má zásadní vliv na kvalitu zobrazení cílových struktur, v tomto případě cév. Při plánování aplikace je důležité přemýšlet nad anatomickým a funkčním umístěním vyšetřované cévy jako například její vzdálenost od aplikačního místa nebo směr cirkulace. Použít se dají kontrastní látky různé koncentrace v rozmezí 250 – 400 miligramů jodu na mililitr (mgI/ml). Jodové KL od různých výrobců mohou být například: Iomeron, Optiray nebo Ultravist. (Přispěvatelé WikiSkript, 2018)

3.6.1 Dělení kontrastních látek

Jodové kontrastní látky se dále mohou dělit podle různých vlastností.

1. Podle rozpustnosti ve vodě
    - Vodné – obsahují soli struktury benzenového jádra s atomy jodu. Mohou se aplikovat jak parenterálně, tak enterálně. Do této kategorie patří většina jodových KL.
    - Olejové – V dnešní době využívány minimálně, pouze u lymfografii a sialografii.
2. Podle farmakokinetiky
    - Nefrotropní – Většina JKL. Pouze okolo 2 % je vyloučeno biliární cestou, zbytek je vyloučen ledvinami glomerulární filtrací.
    - Hepatotropní – Specifická struktura molekuly KL, která má vyšší afinitu k játrům a vylučuje se tak játry a žlučí. Používala se k antegrádní cholangiografii. Toto vyšetření bylo nyní nahrazeno ERCP nebo MRCP.

3. Podle osmolarity oproti krvi

Osmolaritou se rozumí počet osmoticky aktivních látek v 1 l roztoku a rovná se součinu molarity a počtu částic, které vznikají disociací jedné molekuly. Jednotkou osmolarity je osm/l. Například osmolarita krevní plazmy se pohybuje okolo $300 \cdot 10^9$ osm/l

- Hyperosmolární – Celebrit
- Nízko osmolární – Ultravist nebo Iomeron
- Isoosmolární

4. Podle ionicity
    - Ionické – V krvi disociují na anion, který je nosičem jodu a na kation. Kvůli této vlastnosti mají vyšší incidenci nežádoucích účinků, protože jsou chemicky více reaktivní.
    - Neionické – Jod je v případě neionických KL pevně vázán v molekule, a tak v krvi nedisociuje. Díky tomu je méně reaktivní a má tak velice nízkou, ale nezanedbatelnou incidenci nežádoucích účinků. (Ráčilová, 2021)

3.6.2 Nežádoucí účinky jodové KL

Nežádoucí účinky jodové KL se dělí dle prodlevy nástupu od aplikace na akutní a pozdní.

Akutní reakce vznikají náhle, většinou ihned po i.v. podání KL. Závažnost akutních reakcí bývá individuální jak samotnými příznaky, tak jejich intenzitou. Pravděpodobnost vzniku není závislá na množství podané KL. Při vzniku akutní reakce je následně zapotřebí odborný dohled lékaře, možné je i i.v. podání kortikosteroidů. Ve většině případech se jedná o nauzeu, zvracení nebo vyrážku. V krajních případech může ale dojít k otoku dýchacích cest nebo anafylaktickému šoku, a to může vést až k potřebě kardiopulmonální resuscitace a hospitalizaci pacienta. (Ráčilová, 2021)

Mezi akutní reakce patří také tzv. chemotoxické reakce, které ovlivňují pouze jeden orgán a riziko jejich výskytu je přímo úměrné objemu podané KL.
Jako příklad se může jednat o kontrastní nefropatii, ale také kardiotoxicitu. (Ráčilová, 2021)

Pozdní reakce vznikají po více než hodině po aplikaci. Většinou se jedná o lehké reakce ve formě vyrážky, která časem odezní. Takovéto reakce nejsou považovány za kontraindikace, ale mohou být doporučením pro premedikaci pacienta kortikosteroidy. (Ráčilová, 2021)

3.7 Indikace pro CTA aorty a plicnice

Indikací pro CTA je mnoho, ale stejně jako u všech diagnostických metod, některé jsou pro určité diagnózy vhodnější. Velkou výhodou CTA je, že je minimálně invazivní, je jednoduše dostupná, rychlá a pomocí rekonstrukcí je možné oblast zobrazit v různých rovinách nebo jako 3D model. V čem je ale CTA nedostačující, na rozdíl od ultrasonografie nebo MR (magnetické rezonance), je určení funkce kardiovaskulárního systému. (Ferda, 2004)

3.7.1 Disekce aorty

Disekce je život ohrožující stav, kdy se *tunica intima* odtrhne od cévní stěny a vznikne tak tzv. „nepravé lumen“. Nepravé lumen si můžeme představit jako „kapsu“, do které vniká krev a důsledkem je stenóza aorty. Místo vniku krve do nepravého lumen se nazývá tzv. vstupní bod „entry point“ a místu, kde krev z nepravého lumen odchází, bod návratu „re-entry point“. Takových vstupů a výstupů může být i více. Na axiálním řezu aorty pak můžeme ve většině případů vidět odtrženou vlající intimu a pravé a nepravé lumen, kdy se může hodnota HU v obou lumenech silně lišit. U chronických neléčených disekcí může dojít až ke vzniku trombu v nepravém lumen. Disekce se může rozšířit na celý obvod cévy nebo až na karotidy. U disekce je CTA nejvhodnější vyšetřovací metodou, na základě, které můžeme určit lokaci, rozsah a mimo jiné i případné komplikace aortálních větví. Například u ascendentní hrudní aorty jsou ohroženy tepny koronární. (Ferda, 2015)

3.7.2 Anomálie aorty

CTA může být indikováno i pro diagnostiku anomálií aorty. Ty nemusí být výhradně maligního charakteru, ale s přibývajícím věkem mohou představovat predispozici k vývoji komplikací, které by mohly pacienta ohrozit na životě. Jednou z takových anomálií je například koarktace neboli zúžení aorty.

Vyskytuje se kongenitálně, tedy vrozeně, kdy až 80 % postižených jsou chlapci. Koarktace vzniká nejčastěji za odstupem levé podklíčkové tepny. (Ferda, 2004)

3.7.3 Plicní embolie

Nejčastější důvod indikace CTA. Plicní embolie je stav, kdy dojde k úplnému nebo částečnému ucpání jedné, či obou větví *truncus pulmonalis* krevní sraženinou, *trombem/embolem*. To má za následek zamezení přítoku odkysličené krve do plic a jejího následného okysličení, což má za následek hypoxii a tím pádem ohrožení života pacienta. (Ferda, 2015)

3.8 Kontraindikace CTA

Hlavní kontraindikací pro CTA je přecitlivělost na jodovou kontrastní látku. Proto je před vyšetřením důležité zjistit pacientovu alergologickou anamnézu. V případě, že má pacient potvrzenou alergii na i.v. podání jodové KL, nesmí být CTA provedeno. Jako další je důležité znát ledvinné funkce z důvodu nefrotoxicity jodové KL a mohlo by tak na základě jejího podání dojít k dekompenzaci nebo vzniku renální insuficience. Orientační hodnotou pro renální funkce je hladina kreatininu v krevním séru. Kontraindikací pro podání jodové KL je hodnota sérového kreatininu vyšší než 300 mmol/l, ale už při hodnotách 150 mmol/l a výše by se mělo zvážit provedení pouze nativního vyšetření. U pacientů se sníženou funkcí ledvin je potřeba snížit celkový objem KL. Mezi další kontraindikace patří:

- Hyperthyreóza / Thyreotoxikóza
- Terapeutické, či diagnostické vyšetření štítné žlázy radioaktivními izotopy jódu před méně než 2 měsíci (Ráčilová, 2021)

3.9 Dynamika kontrastní látky a cirkulační časy

Kontrastní látka se po těle po aplikaci šíří jako vlna, které říkáme „bolus“. To znamená, že v každém místě postupně nabírá hustoty nasycení, až do maximální hodnoty, tzv. peaku a poté klesá. Čas a rychlost skenu musí být nastavena tak, aby byl každý úsek cévy zachycen v optimálním nasycení. Za optimální nasycení považujeme hodnotu HU v lumenu cévy 250 HU. Bolus se tělem šíři od vstupu do periferní žíly, skrze kterou byl aplikován, do pravé síně a následně pravé komory, kde se KL mísí a ředí nekontrastní krví. Tím bolus dostává definitivní denzitu, která se dále šíří skrze plicní tepny, plíce a následně plicní žíly do levé srdeční síně, dále do levé komory a z ní do vzestupné aorty přes *arcus aortae* do sestupné aorty a jejími odstupy do velkého oběhu. Poté se sytí kapiláry a extracelulární prostory, ze kterých je KL odvedena žílami do pravého srdce. Následně je kontrastní látka vyloučena většinou ledvinami, v případě některých druhů KL játry. Jakékoliv narušení této dráhy má za následek změnu dynamiky. V každém z těchto úseků se snižuje hodnota peaku hodnoty HU, jelikož je KL dále ředěna krví. Jednotlivé fáze průměrně nastupují v těchto časech:

1. Žilní předfáze – ihned po aplikaci KL.
2. Plicní arteriální fáze (10–15 s) – postupné sycení pravých srdečních oddílů a plicních tepen.
3. Systémová arteriální fáze (15-30 s) – sycení levých srdečních oddílů a následná cirkulace skrze vzestupnou aortu, její oblouk a dále sestupnou aortou do těla.
4. Portální fáze (25-35 s po fázi arteriální)
5. Kapilární fáze – nástup záleží na orgánu.
6. Fáze ekvilibria (3-5 min)
7. Fáze vylučovací (>3 min) – běžně snímána v 8. – 10. minutě

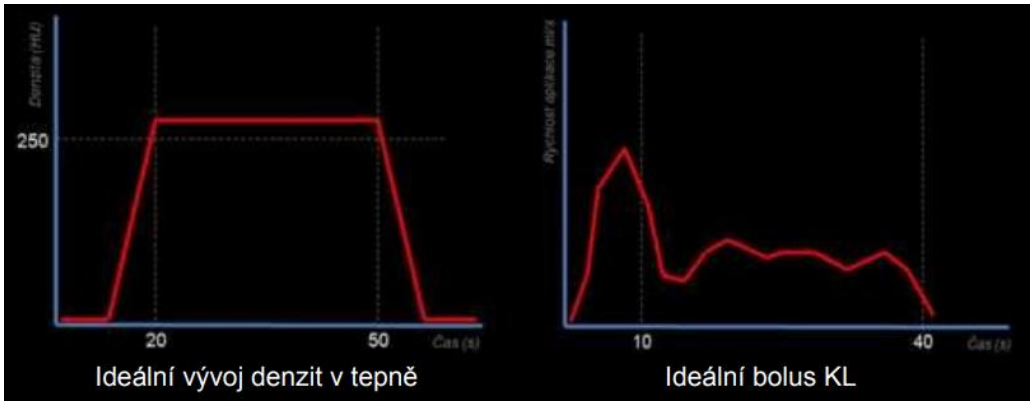
(Ferda, 2011; Heřman, 2021)

3.10 Technika stanovení cirkulačních časů

Jeden z dalších faktorů, který se podílí na zhotovení kvalitního zobrazení u CTA je načasování skenu s ohledem na dynamiku plnění cévy kontrastní látkou tak, aby byla céva zobrazena v plném rozsahu a v co nejvyšším kontrastu k okolním strukturám. (Ferda, 2004)

Pro správné načasování zobrazení dané struktury je potřeba znát jednotlivé cirkulační časy výše zmíněných fází. Celá dynamika KL se dá rozdělit do dvou částí: při vzestupu denzity mluvíme o tzv. „prvním oběhu“ a při klesání o „recirkulaci“. Ve fázi prvního oběhu se sytí tepny a tepnami zásobené struktury a během recirkulace žíly, jimi zásobené struktury a následně pak vylučovací fáze. (Mírka, 2015)

Ideální bolus by měl rychle dosáhnout cílové denzity a tu udržet konstantní během celé akvizice. Toho se dá dosáhnout plynulým snižováním rychlosti průtoku. V grafu je znázorněn ideální vývoj denzity v tepně v závislosti na čase (vlevo) a ideální bolus v závislosti rychlosti aplikace na čase (vpravo) (Mírka, 2015; Ferda, 2004)



Obrázek 2 – Ideální parametry bolu 2 (Mírka, 2015)

3.10.1 Manuální nastavení zpoždění

Manuální zpoždění nebo také „empirické“ byla metoda používaná u starších modelů CT, u kterých nebylo možné využít technik bolus-tracking nebo test-bolus, a tak bylo zpoždění skenu naplánováno odhadem dle znalostí cirkulačních časů a na základě zkušeností operátora. Nynější CT přístroje používají výhradně techniky bolus-tracking nebo test-bolus. (Mírka, 2015)

3.10.2 Test-bolus

Při tzv. testovacím bolu je pacientovi aplikováno malé množství (10–20 ml) kontrastní látky shodným průtokem jako během následujícího vyšetření. Simuluje se tak průběh kontrastní látky při samotném vyšetření. Během aplikace je místo zájmu sledováno nízkodávkovými skeny (120 kV, 20mAs) v jednom řezu v intervalech 1–2 s. Akvizice začíná běžně 10 s od začátku aplikace. Při CTA cév srdce a hrudníku je řez standardně umístěn v místě bifurkace trachey. Na řezu je tak vidět plicnice, vzestupná i sestupná aorta a horní dutá žíla. Skenováním se sleduje průtok bolu v oblasti zájmu a pomocí ROI (region of interest) se následně měří vzestup denzit v jednotlivých cévách a čas, za který dané denzity dosáhnou. Na základě nasbíraných dat, jednotlivých peaků denzity v cévách, jsou stanoveny cirkulační časy pro vlastní vyšetření cév. Nevýhodou této techniky je celkové zvýšení množství podané kontrastní látky, byť jen o 10 ml. Dále celková nepřesnost měření časů, jelikož při aplikaci větších objemů kontrastní látky za zachování všech ostatních parametrů je ovlivněna cirkulace v cévě. Oproti bolus-tracking je také nevýhodou nemožnost kontroly plnění cévy v reálném čase při zahájení aplikace KL pro samotné vyšetření a tedy potvrzení, že je kontrastní látka opravdu aplikována. Pokud tedy došlo například mezi test-bolem a samotným vyšetřením k narušení žilního vstupu nebo odpojení hadičky od aplikátoru, může dojít ke zbytečně zhotovenému vyšetření s nedostatečným

nebo žádným nasycením cév, což může vést až k jeho opakování. (Ferda, 2004; Weininger, 2011)

3.10.3 Bolus-tracking

Bolus tracking využívá monitoraci denzity v obsluhou zadané ROI, která má stanovenou polohu a hodnotu, tzv. „treshold“ denzity v HU, při které se sken spustí. Začíná zhotovením jednoho řezu a umístění ROI do požadované cévy. Běžně se při angiografii zakresluje do vzestupné, či sestupné aorty, popřípadě na začátek skenovaného objemu. Pokud jde o vyšetření plicnice, umisťuje se do kořene plicnice. Po spuštění aplikace aplikátorem spojeným s CT přístrojem dochází k automatickým nízkodávkovým skenům oblasti v intervalech 1-2 s. Po dosažení obsluhou zadané denzity se sken automaticky spouští. Pokud není možné zakreslit dostatečně velkou ROI nebo například v místě monitorovacího řezu je v lumenu cévy vysoká míra výskytu kalcifikací, která by mohla způsobit náhlé překročení treshold, a tak předčasné zapnutí skenu, může obsluha ROI umístit do prázdného prostoru a sken spustit ručně. Tato metoda je ale spíše používána při CTA končetin za asistence indikujícího lékaře. (Ferda, 2004; Ramos-Duran, 2010)

3.11 Faktory ovlivňující dynamiku kontrastní látky

Dynamiku kontrastní látky ovlivňuje mnoho faktorů týkajících se kontrastní látky, nastavení protokolu a pacienta. Můžeme tedy faktory rozdělit na dvě skupiny, a to sice biologické, které z většiny ovlivnit nemůžeme a technické. (Ramos-Duran, 2010; Weininger, 2011)

3.11.1 Biologické

A. BMI

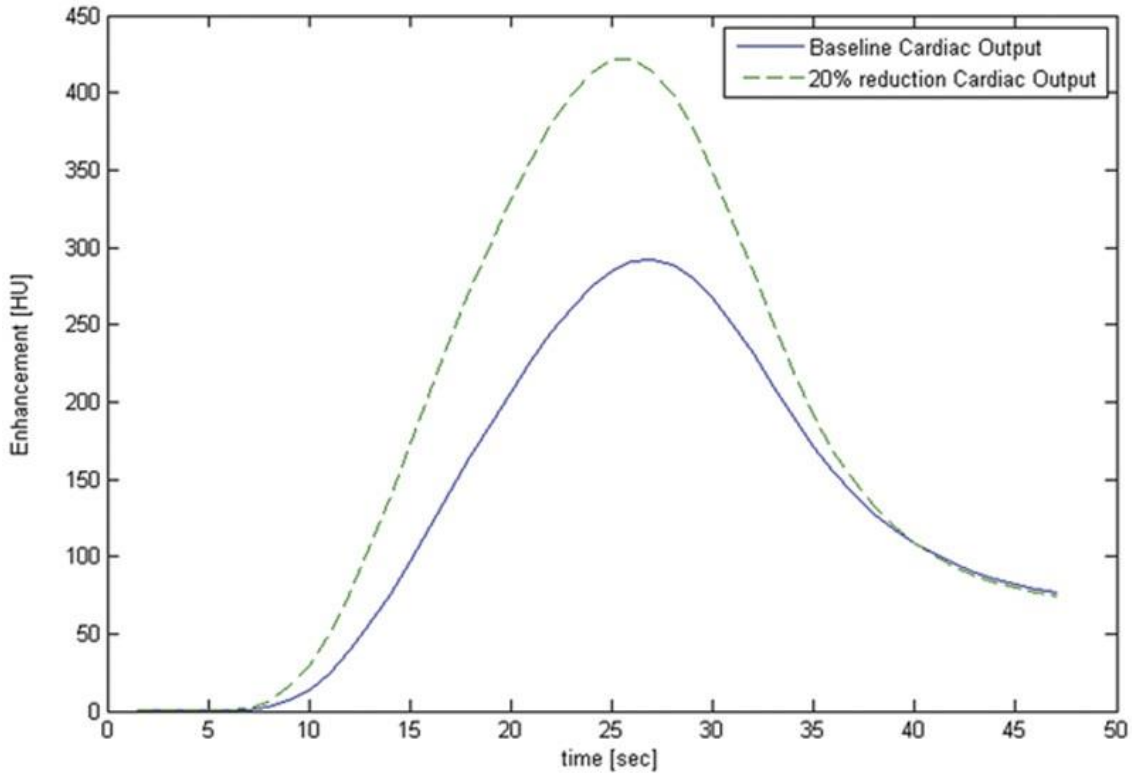
Ze strany pacienta dynamiku ovlivňuje jeho váha a výška, které jsou převedeny na jednotku BMI, neboli body mass index. V praxi je většinou počítáno pouze s váhou pacienta. Ta má na dynamiku sycení nepřímo úměrný vliv, tedy čím vyšší je váha pacienta, tím pomalejší je sycení. Problém v počítání pouze s váhou pacienta je opominutí výšky pacienta. To může vést ke zkreslení u pacientů s velmi vysokým, či nízkým BMI. Jedním z důvodů, proč BMI ovlivňuje dynamiku sycení je celkový krevní objem. Dále také rozměry cév. Za předpokladu, že je u větších pacientů objem krve vyšší, kontrastní látka se při průchodu krevním řečištěm více naředí a snižuje se tak denzita v cévě. Zároveň mají objemnější pacienti většinou větší srdce a průsvit cév. Abychom tedy dosáhli stejného peaku hodnoty HU, jako u pacientů s nižší hmotností, jsou k dispozici možnosti použití kontrastní látky vyšší koncentrace, navýšení jejího celkového množství nebo zvýšení rychlosti aplikace. (Weininger, 2011)

B. Srdeční výdej

Dalším faktorem je srdeční výdej, tedy objem krve, které srdce vypudí za jednu minutu. Průměrný srdeční výdej je v klidu cca 5 l/min, v zátěži až 20 l/min. Hodnota srdečního výdeje ovlivňuje nejvíce první část cirkulace. Srdeční výdej nepřímo úměrně souvisí s rychlostí nástupu peaku denzity a

nepřímo úměrně také s jeho hodnotou. Při vyšších hodnotách srdečního výdeje bude čas dosažení peaku kratší a hodnota peaku v HU bude nižší. To je způsobeno rychlejším zředěním bolu. (Ramos-Duran, 2010; Hudák, 2021)

Srdeční výdej je ovlivněn mnoha faktory. Srdeční výdej může být snížen při srdečních onemocněních jako například ischemická choroba srdeční (ICHS), kardiomyopatie nebo chlopenní vady. Srdeční výdej je ale také dán BMI, věkem a pohlavím pacienta. S věkem očekáváme, že bude srdeční výdej klesat kvůli postupné ztrátě kontraktility srdečního svalu a vývoji onemocnění kardiovaskulárního systému. Můžeme například předpokládat, že zdravý 20letý muž průměrné postavy bude mít vyšší srdeční výdej než 80letá paní menšího vzrůstu. (Weininger, 2011; Ferda, 2015; Circulation, 2004)



Obrázek 3 –Graf vlivu srdečního výdeje na dynamiku (Ramos-Duran, 2010)

C. Krevní tlak

Další, co může dynamiku KL ovlivnit je krevní tlak (TK). Krevní tlak se lišídle lokality, kdy nejvyšší je ve velkých tepnách a postupně klesá. Dále se rozděluje na systolický, který má průměrně hodnotu 120 mmHg a diastolický, který má 80 mmHg. Faktory, které ovlivňují TK jsou například věk, nálada, stres nebo fyzická zátěž. Při překročení hodnoty klidového TK 140/90, mluvíme o vysokém krevním tlaku, hypertenzi. Při chronické arteriální hypertenzi stěny cév v důsledku dlouhodobého zatížení poškozeny a ztrácí tak časem svou elasticitu a následně může vznikat ateroskleróza, která může vést až ke vzniku trombu a úplnému ucpání cévy. Toto postupné zmenšování lumenu cévy vede k dalšímu, v tomto případě lokálnímu, zvýšení tlaku. Čím vyšší je TK v cévě, tím paradoxně méně krve jí může při zachování stejného průsvitu proudit. Tento vztah vychází z „Bernoulliho rovnice“, která pojednává o mechanice tekutin. (Van Dis, 2014)

Tabulka 1 – TK srdečních oddílů a cév

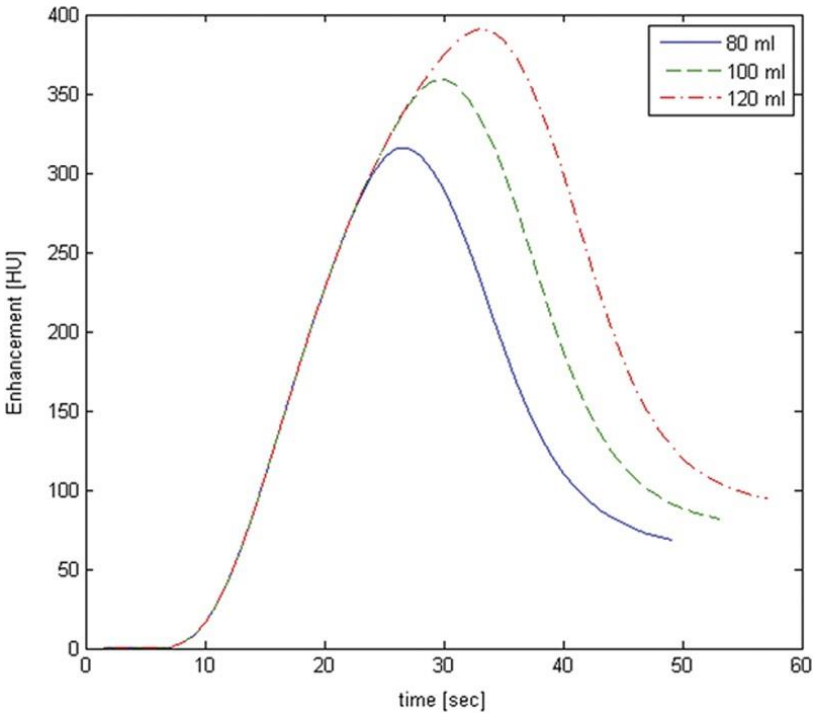
	sTK [mmHg]	dTK [mmHg]
Aorta	120	80
A. Pulmonalis	120	0
Pravá komora	25	8
Levá komora	25	0

3.11.2 Technické: aplikační protokol kontrastní látky

V rámci aplikace KL můžeme ovlivnit dynamiku injekčním protokolem, který udává rychlost podání, místo aplikace, objem podané KL a její koncentrace.

A. Objem KL

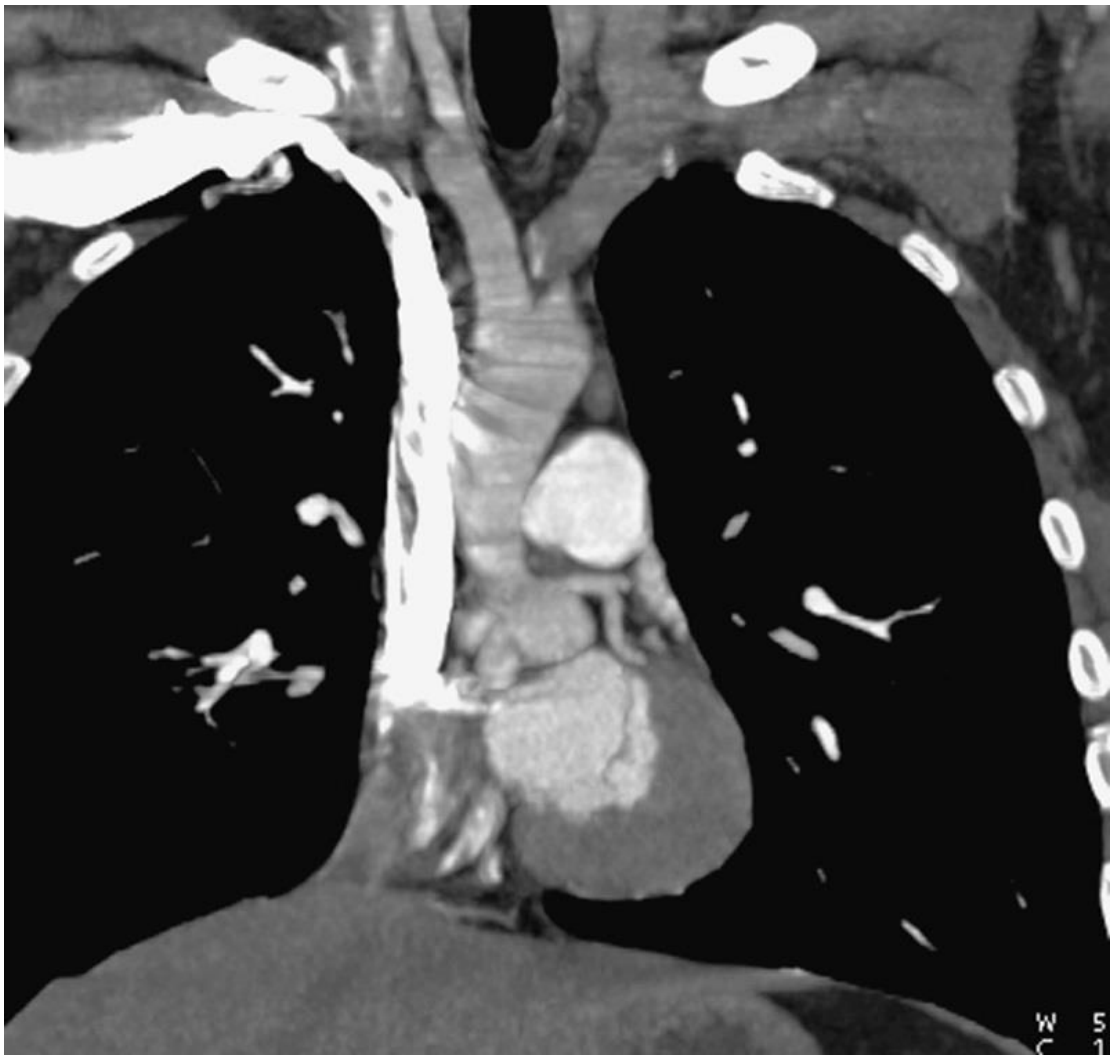
Zvýšením objemu se prodlouží čas, po který je dosaženo maximální denzity, která se zároveň také zvýší. Dojde tak k prodloužení intervalu, kdy je možné cévu snímat, tzv. „užitečný interval“. Doporučený podaný objem KL se liší dle typu vyšetření, délky akvizice a vzrůstu pacienta. Pro angiografické vyšetření postačuje objem KL okolo 60 ml. Větší nároky jsou ale na rychlost podání. Objem podané kontrastní látky se běžně vypočítává z hmotnosti pacienta, kdy 1 ml/kg pacienta. Objem by však neměl přesáhnout 300 ml (při koncentraci 300mgI/ml) z důvodu nefrotoxicity jodové KL. Na grafu jsou znázorněny simulace vývoje denzity v cévě při podání různých objemů KL za zachování její koncentrace a rychlosti průtoku. (Brown, 2010; Weininger, 2011)



Obrázek 4 – Graf vlivu objemu KL na dynamiku (Ramos-Duran, 2010)

B. Schéma aplikace

Pro aplikaci KL a proplachu FR (fyziologický roztok) se používají aplikační pumpy s nastavitelným průtokem, jsou vybaveny dvěma zásobníky, kdy jeden slouží k aplikaci KL a druhý k aplikaci FR. To nám umožňuje část bolu KL nahradit proplachem FR, a také dále „tlačit" bolus a propláchnout žilní systém. Tím zamezíme beam hardening artefaktům, které může způsobovat silné naplnění HDŽ, a které by mohly dále ovlivnit hodnotu HU v ROI v ostatních cévách, kdy nejvíce bývá tímto jevem ovlivněna ROI ve vzestupné aortě, a tak vznikají v praxi u některých vyšetření rozepře o umisťování ROI do ascendentní nebo descendentní aorty. Pumpy pro aplikaci KL jsou buďto pístové, které stlačením pístu vpouští do infuzní hadičky příslušný roztok nebo peristaltické, které využívají rotoru s lamelami, který svou rotací tlačí roztok hadičkou bez vzniku bublinek vzduchu, které by mohly ve větším počtu způsobit embolii. Nynější aplikátory mají bezpečnostní systémy, které zamezují zpuštění aplikace, pokud je v hadičce vzduchová bublina. Na Obrázku 5 na další straně můžeme na CT koronárním řezu hrudníkem vidět zmíněný artefakt způsobený vysokou náplní horní duté žíly. (Weininger, 2011; Ramos-Duran, 2010)

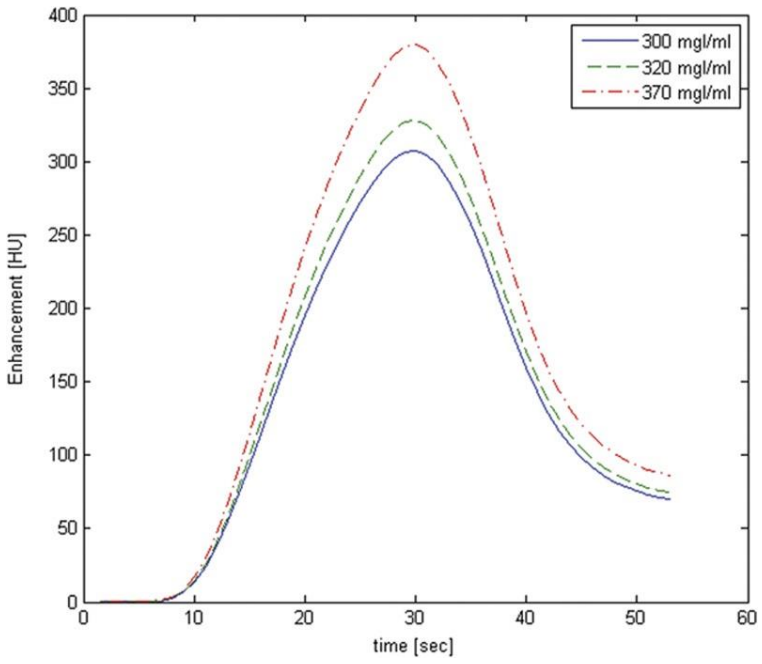


Obrázek 5 – Beam hardening artefakt z HDŽ (Ramos-Duran, 2010)

C. Aplikační rychlost a příkon jodu

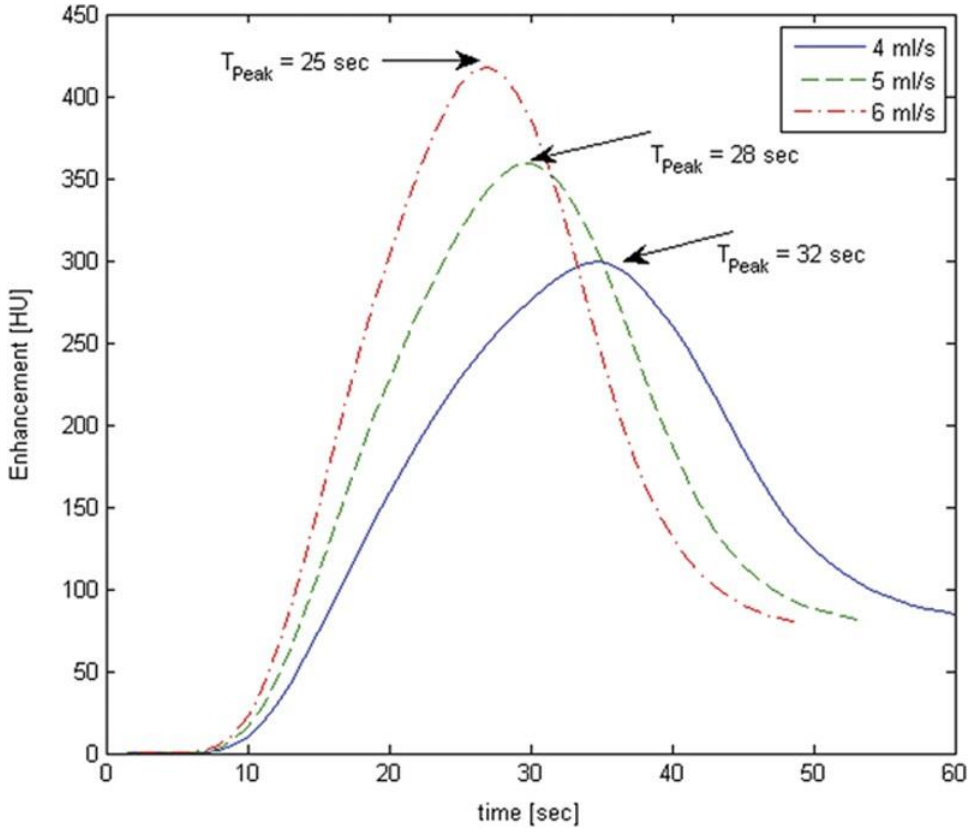
Rychlost podání KL v ml/s je dalším důležitým parametrem, protože přímo ovlivňuje rychlost nástupu peaku HU v cévě. Např. právě pro CTA se KL aplikuje vysokou rychlostí, až 5 ml/s, kdy pro jiná vyšetření, jako například vyšetření jater postačuje rychlost 2 ml/s. Společně s rychlostí podání určuje přímo dosažitelnou denzitu koncentrace KL v miligramech jodu na mililitr (mgI/ml). Čím více koncentrovanou KL použijeme, tím rychlejší bude stoupání denzity v cévě. Pro CTA s rychlou akvizicí bývá příkon jodu až 2000 mgI/s. (Brown, 2010; Ráčilová, 2021)

Obrázek 6 – Graf vlivu koncentrace KL na dynamiku zobrazuje simulace dynamiky KL při změně její koncentrace za zachování všech ostatních parametrů. Peak rychleji nabývá cílové hodnoty a rychleji klesá. Cílová hodnota peaku se dále přímo úměrně zvyšuje s koncentrací KL. Vyšší koncentrace KL nám tak umožňuje snížit průtok, a tak snížit riziko extravazace. (Ramos-Duran, 2010)



Obrázek 6 – Graf vlivu koncentrace KL na dynamiku (Ramos-Duran, 2010)

Obrázek 7 – Graf vlivu rychlosti podání KL na dynamiku zase zobrazuje vliv aplikační rychlosti na dynamiku. Při zvýšení aplikační rychlosti se zrychluje nástup peaku, mají tedy nepřímo úměrný vztah. Zvýšením aplikační rychlosti se ale přímo úměrně zvyšuje i cílová hodnota peaku. (Ramos-Duran, 2010)



Obrázek 7 – Graf vlivu rychlosti podání KL na dynamiku (Ramos-Duran, 2010)

D. Místo aplikace a žilní vstup

Nutné je taky brát ohled na místo podání. Běžně se využívá periferního žilního katetru (PŽK) zavedeného do žíly předloktí, nejčastěji *vena mediana cubiti*, ale v jistých případech je možné využít i žíly femorální, či žíly přednoží, v tomto případě je potřeba počítat s pomalejší cirkulací KL do vyšetřovaného místa a s nutným zvýšením objemu podané KL. Lze využít i centrálního žilního katetru (CŽK), kdy je pak nutné počítat se zkrácením cirkulační doby o cca 10–15 sekund. Kanyla by měla mít dostatečně velký průsvit a tlakovou odolnost, aby zvládla průtok nutný pro angiografické vyšetření. Průchodnost cévního

přístupu by měla být vždy ověřena proplachem fyziologickým roztokem, nejlépe prudkým vstříknutím 10–20 ml. Pacient by měl být dostatečně poučen a během aplikace KL i během celého vyšetření monitorován obsluhou, aby mohlo být vyšetření ihned přerušeno, pokud by se vyskytly jakékoliv komplikace, jako například paravasální aplikace, při které by si pacient mohl stěžovat na bolest v místě aplikace při jejím začátku. (Weininger, 2011)

3.11.3 Technické: CT protokol

Nastavení CT protokolu neovlivňuje žádným způsobem přímo dynamiku, ale díky znalostem výše zmíněných biologických faktorů, které z velké části ovlivnit nemůžeme, je možné nastavit CT protokol tak, abychom u všech pacientů nezávisle na jejich stavu, či postavě zhotovili stejně kvalitní obraz s dostatečnou cévní náplní a tím zvýšili přesnost a kvalitu následné diagnostiky a péče. Důležitými faktory je celkový akviziční čas, rychlost posunu stolu (pitch), směr a nastavení zpoždění jednotlivých fází. S delším akvizičním časem je nutné zvýšit objem podané kontrastní látky, aby došlo k dostatečnému nasycení a bolus tak nepostupoval rychleji, než je CT přístroj schopný snímat. U CTA ale není možné snížit rychlost aplikace pod 4 ml/s, ta musí být vždy alespoň 4 - 5 ml/s. (Weininger, 2011)

Skenovacím nebo také akvizičním časem se rozumí celkový čas náběru dat CT. Běžně by měl být CT sken zhotoven v rámci jednoho zadržení dechu. Vyhneme se tak pohybovým artefaktům a nepřesnostem, které by mohly data znehodnotit. U dětských nebo neklidných pacientů je proto nejlepší co nejkratší čas k minimalizaci již zmíněných artefaktů. Akviziční čas ovlivňuje celkový objem KL potřebný pro dané vyšetření. Pro delší akviziční čas je potřeba aplikovat pacientovi více KL. Celkový akviziční čas zkrátíme vyšší rychlostí rotace gantry a vyšší rychlostí posunu stolu. (Súkupová, 2013)

Rychlost posunu stolu je u helikálních CT důležitým parametrem, protože ovlivňuje tvar spirály, ze které se data nabírají. Pro tento parametr je používaný pojem pitch, který počítá také s tloušťkou řezu a počtem řezů nabíraných současně. Vzorec pro pitch faktor vypadá následovně:

$$Pitch\ faktor = \frac{Posun\ stolu\ na\ 1\ rotaci\ (\frac{mm}{rotace})}{N\ \cdot T}$$

Kdy N udává počet současně nabíraných řezů a T jejich tloušťku. Pokud tedy navýšíme pitch, posun stolu bude rychlejší, a tak dojde i ke snížení skenovacího času. Zároveň to znamená větší rozevření spirály, což vede k vyšší interpolaci dat, a tak zvýšení šumu a ztrátě prostorového rozlišení. K zamezení zhoršení kvality používá CT tzv. ATCM (automatic tube current modulation), což je automatická modulace proudu, která ovlivňuje intenzitu záření. Tyto faktory ovlivňují kvalitu obrazu a dávku pacientovi, které ale nejsou předmětem této práce. (Súkupová, 2013)

3.12 Specifika vyšetření velkých cév srdce

3.12.1 CT srdce a koronarografie

CT koronarografie bývá indikována v případě podezření patologických změn koronárních tepen. Nutností je funkční žilní vstup. Při CTA koronárních tepen je nutná synchronizace s EKG z důvodu velkých pohybů srdce, a tak i koronárních cév. (Ferda, 2015)

3.12.2 CT angiografie plicnice

Nejčastější indikací pro CTA plicnice bývá podezření na plicní embolii. Nativní CT v tomto případě neposkytuje žádné diagnostické údaje, stačí jeden nativní řez vybraný na topogramu, podle kterého se céva zacílí a následně se naplánuje samotné vyšetření. Tento řez se standardně umisťuje v místech

bifurkace trachey, tzv. kariny. Pro změření cirkulačních časů můžeme použít bolus-tracking s nastavením ROI do kmenu plicnice nebo v případě kombinovaného vyšetření plicnice společně s aortou, je vhodné použít test-bolus. Rozsah vyšetření by měl být od horní hrudní apertury po bráničí úhly. Doporučená rychlost aplikace KL je 4 ml/s a minimální celkový objem 60 ml. EKG gating není nutný, ale uplatnit se může v případě zobrazení proximální části plicního kmene při podezření na regurgitaci nebo pro přesnější zobrazení suspektní embolie. (MZČR, 2016)

3.12.3 CT angiografie hrudní aorty

Na rozdíl od CTA plicnice, kdy není nativní CT vyšetření diagnosticky přínosné, se nativní CT aorty diagnosticky uplatní při podezření na intramurární hematom, který vzniká v prvních stádiích disekce. Po zhotovení topogramu se zhotoví jeden nízkodávkový axiální řez hrudníkem, díky kterému můžeme zakreslit ROI pro bolus-tracking nebo test-bolus. ROI pro bolus-tracking se většinou umisťuje do hrudní části descendentní aorty, ale je možné ji umístit i do ascendentní. Rozsah vyšetření je od horní hrudní apertury po bráničí úhly. Při podezření na akutní postižení aorty, zobrazujeme celou hrudní aorty i s jejími odstupy. Doporučená rychlost aplikace KL se udává 4,5 ml/s a minimální celkový objem 60 ml. Pro zobrazení proximálního konce aorty je vhodné použít EKG gating pro potlačení pulsačních artefaktů. (MZČR, 2016)

3.13 Radiační ochrana

3.13.1 Principy radiační ochrany

V radiační ochraně se v základě uplatňují 4 principy:

1. Princip zdůvodnění

Použití jakékoliv metody využívající ionizující záření musí být podloženo výtěžností. To znamená, že přínos pro ozářeného pacienta musí být vyšší, než rizika s ozářením spojená. V praxi to může být například potvrzení, či vyvrácení diagnózy nebo přímo zlepšení stavu pacienta (intervenční výkony). Před každou indikací metody zahrnující použití IZ se musí tedy zvážit, zda lze stejného výsledku dosáhnout metodou jinou, která s sebou vystavení IZ nenese, jako například ultrasonografie (USG) nebo MR. V případě, že není možné použít USG nebo MR, musí být indikace LÚ jasně stanovena, tedy jaký výtěžek od ozáření očekáváme. (Súkupová, 2018)

Příkladem nedodržení principu zdůvodnění může být indikace několika CT vyšetření v krátkých časových intervalech u pacientů s již nastavenou léčbou určité diagnózy. V České republice je v současné době dokument Věstníku Ministerstva zdravotnictví, *Indikační kritéria pro zobrazovací metody*, který poskytuje informace indikujícím lékařům, jakým způsobem postupovat k indikaci radiodiagnostických výkonů. (Súkupová, 2018)

2. Princip optimalizace

Jako cíl principu optimalizace se považuje zajištění co nejnižších individuálních dávek a co nejnižšího počtu jednotlivců vystavených IZ s přihlédnutím k nynějším odborným poznatkům a sociálním a hospodářským faktorům.

Princip optimalizace se také běžně nazývá ALARA (As low as reasonably achievable). (Súkupová, 2018)

V praxi je tedy snaha o dosažení např. co nejvyšší kvality výsledného RTG snímku s co nejnižší dávkou. Pravidelně jsou také kontrolovány tzv. diagnostické referenční úrovně (DRÚ), které jsou odvozeny od hodnot dávek při typických radiodiagnostických výkonech pro skupinu standardních pacientů pro obecně definované typy vybavení. Každé pracoviště by se mělo snažit přiblížit reálně obdržené dávky co nejvíce přiblížit DRÚ. Jsou tedy prvními ukazateli míry optimalizace. (Súkupová, 2018)

3. Princip limitování dávek

Dalším ze způsobů snížení rizik spojených s IZ je stanovení dávkových limitů. LÚ však těmto limitům nepodléhá, jelikož by mohlo omezit přínos některým pacientům, a tak je pouze optimalizováno na základě DRÚ.

Na obecnou populaci a profesní ozáření, tedy ozáření pro radiační pracovníky, učně, studenty se ale limity uplatňují. (Súkupová, 2018; Česko, 2010)

Tabulka 2 – Tabulka dávkových limitů pracovníků kategorie A

Efektivní dávka	Ekvivalentní dávka na oční čočku	Ekvivalentní dávka na kůži
20 mSv / rok 100 mSv / 5 po sobě jdoucích let Max. 50 mSv / rok	100 mSv / 5 let Max. 50 mSv / rok	500 mSv

4. Princip zabezpečení zdrojů

V rámci zabezpečení zdrojů podléhají všechny zdroje IZ pravidelným kontrolám k ověření jejich stability a spolehlivosti. Pro kontrolu se provádí tzv. zkoušky provozní stálosti a zkoušky dlouhodobé stability. Při přijetí nového přístroje do provozu a před jeho prvním použitím je provedena zkouška přejímací. Pro zabezpečení zdrojů se využívá klasifikace zdrojů ZIZ obsažena ve vyhlášce č. 422/2016 Sb., *o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje*. (Česko, 2010)

Přejímací zkouška (PZ) je prováděna osobou s povolením SÚJB a zahrnuje klasifikaci ZIZ, ověření funkčnosti řídících, bezpečnostních, ovládacích, signalizačních a indikačních systémů. Protokol PZ musí být uchován na pracovišti po celou dobu používání ZIZ. (Súkupová, 2018)

Zkouška dlouhodobé stability (ZDS) je stejně jako PZ prováděna osobou s povolením SÚJB. Pro významné zdroje ZIZ sloužící pro LO je prováděna pravidelně každých 12 měsíců nebo při jakémkoliv podezření na nesprávnou funkci přístroje nebo po opravě, či údržbě. Rozsah ZDS je přizpůsoben konkrétnímu účelu a specifickým vlastnostem ZIZ a jeho příslušenství.
V případě, že je zkouška prováděna po údržbě, či opravě, je provedena částečná ZDS zaměřena na parametry, které mohly být ovlivněny. Protokoly ZDS jsou na pracovišti archivovány minimálně po dobu 3 let. (Súkupová, 2018)

Zkouška provozní stálosti (ZPS) spočívá v ověření provozních vlastností a parametrů ZIZ. Na CT pracovišti se jedná například o test kvality pomocí vodního fantomu. ZPS provádí uživatel zařízení, tedy převážně RA, ale může ho provádět také technik, či fyzik. Protokoly ZPS je nutné archivovat minimálně po dobu 1 roku. (Súkupová, 2018)

4 METODIKA

Data pacientů pro praktickou část bakalářské práce jsme nasbírali na pracovišti intervenční radiologie (ZRIR) Institutu klinické a experimentální medicíny (IKEM). Data pacientů jsme nasbírali retrospektivně za období od uvedení CT do provozu 20.4.2022 – 30.11.2022. Pracoviště ZRIR je vybaveno jedním CT přístrojem značky Siemens, model Naetom Alpha. Jednalo se o skupinu jak ambulantních, tak hospitalizovaných pacientů, u kterých byl během jejich indikovaného vyšetření použit test-bolus. Test-bolus se na pracovišti používá pro protokoly na zobrazení srdce, vyšetření pro plánování TAVI a vyšetření plicní embolie. Pro aplikaci kontrastní látky byla použita dvoupístová pumpa Bracco Empower CTA+.

Ambulantní pacient se dostavil na pracoviště ZRIR v objednaný čas, kde se nahlásil na evidenci, ze které byl následně odeslán do čekárny CT pracoviště. Údaje z pacientovy žádanky byly přepsány do informačního systému Zlatokop. Po zadání údajů a vybrání příslušného protokolu na CT přístroji, byl pacient pozván z čekárny do převlékací kabinky, kde byl pak personálem instruován a poučen o vyšetření, byla ověřena jeho totožnost, a také zjištěna jeho alergologická anamnéza.

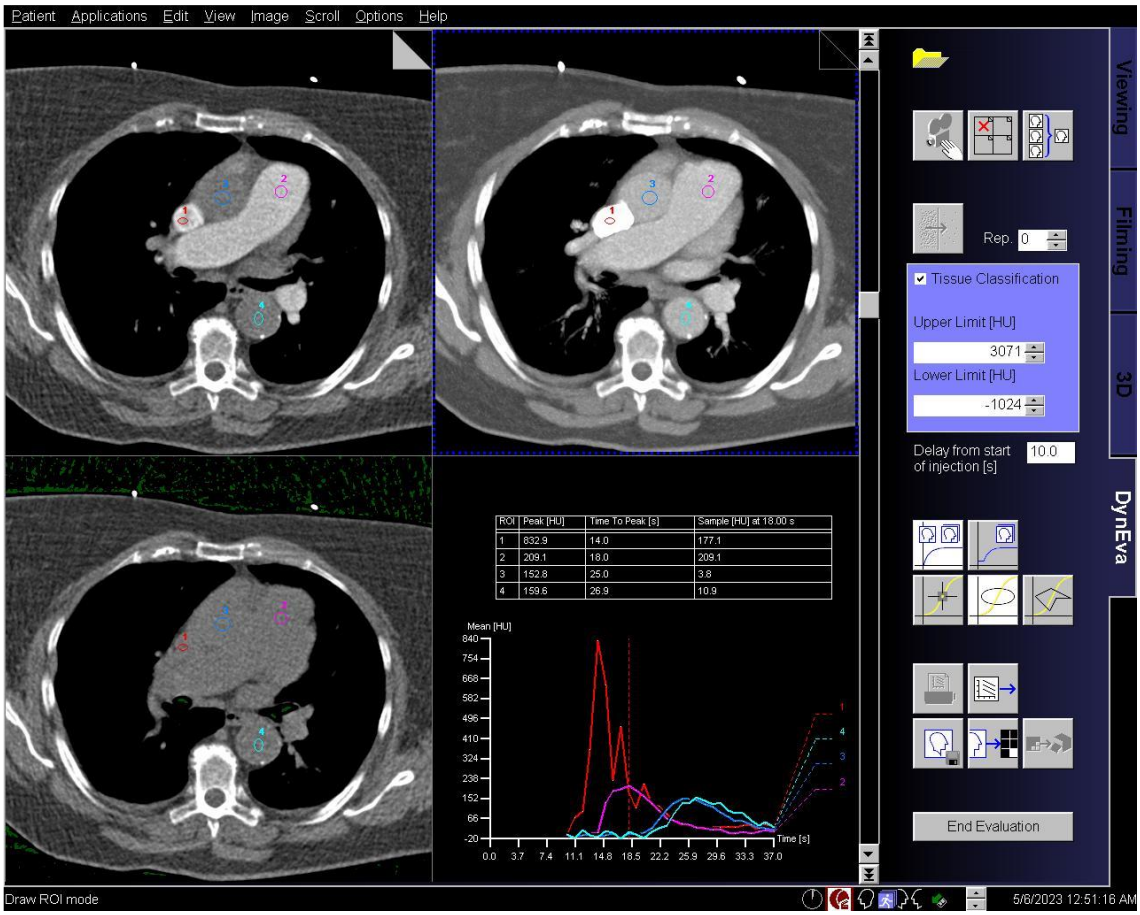
Pro účely vyšetření byl pacientovi zaveden PŽK velikosti 22 nebo 20 Gauge. Při vyšetření pacient ležel v supinační poloze s rukama nataženýma za hlavou. Pacientův PŽK byl následně připojen k pístové pumpě a pacient byl poučen o možných nežádoucích účincích při podávání KL. Po zhotovení topogramu a u některých vyšetřovacích protokolů i nativnímu vyšetření se pro naplánování vyšetření s podáním KL použil test-bolus. Na topogramu byl vybrán řez pro monitoraci v oblasti bifurkace trachey, kde jsou na řezu vidět velké cévy srdce a hrudníku. Podle účelu vyšetření byla zakreslena ROI do příslušné cévy nebo srdečního oddílu. Pacientovi bylo aplikováno 10 ml KL o koncentraci 400, 300

nebo 320 mgI/ml průtokem 4–5 ml/s, což odpovídá průměrnému příkonu jódu 1749,18 ml/s. Průtok byl určen dle kvality zavedení PŽK v rozmezí použitelnému pro CTA vyšetření. 10 sekund od začátku aplikace bylo spuštěno snímání přednastaveného řezu. Snímání obsluha CT zastavila, když kontrastní látka prošla skrze všechny srdeční oddíly a denzita v sestupné aortě klesala. Výsledkem byla křivka průběhu denzity v lumenu cévy v čase, na které se vybral čas peaku denzity pro samotné vyšetření, a tak určilo zpoždění skenu. Samotné CT vyšetření probíhalo rutinně, dle místních radiologických standardů.

Obrazová dokumentace z testovacího bolu pacientů byla přenesena z informačního systému Zlatokop do pracovní stanice Siemens Leonardo a otevřena v informačním systému Syngo MMWP DynEva, kde jsme obrazovou dokumentaci použili k měření dynamiky KL pomocí ROI, které jsme umístili do horní duté žíly, plicnice a vzestupné a sestupné aorty. Výsledkem byly hodnoty časů, kdy došlo v ROI k peaku denzity a jeho hodnota v HU. K Časům bylo připočteno 10 s jako prodleva od aplikace, po prví snímání obrazu, abychom měli informace o celé dynamice. Naměřené hodnoty jsme poté přepsali do programu Microsoft Excel, kde byl každý pacient evidován pod číslem vyšetření. Ke každému pacientovi jsme z jeho písemné dokumentace vypsali:

- Věk, výšku, váhu
- Pohlaví
- Zda pacient má či nemá diagnostikovanou hypertenzi, ICHS nebo diabetes melitus
- Rychlost podání KL, koncentraci KL

Všechna data a měření jsme provedli s vedoucím práce, Mgr. Danielem Vedlichem během několika konzultací v období od září 2022–únor 2023.



Obrázek 8 – Systém Syngo MMWP DynEva na pracovní stanici Siemens Leonardo

Na Obrázku 4 uvádíme příklad měření, které jsme provedli u všech pacientů. Můžeme vidět axiální CT řez hrudníkem, s jasně zřetelnými velkými cévami srdce: horní dutá žíla, plicnice, aorta. V každé z cév je umístěna ROI, podle které jsme měřili čas a hodnotu peaku. Výsledkem je graf hodnoty HU v čase, ze kterého jsme poté data přepisovali do programu Microsoft Excel.

Data jsme sepsali do programu Microsoft Excel a rozdělili do sloupců. Každý pacient byl veden pod číslem vyšetření. Měli jsme sloupce s hodnotami věku, výšky, váhy, ze kterých jsme následně spočítali BMI. Dále jsme zapsali, zda má, či nemá pacient pozitivní anamnézu ICHS, DM nebo HT.

U každého pacienta jsme pro každou z cév jsme zapsali čas peaku od začátku aplikace a hodnotu peaku v HU. Mimo jiné jsme zapsali také rychlost podání KL v ml/s a koncentraci podané KL v mgI/ml.

Pomocí funkce „regrese“ balíčku Analysis ToolPack jsme vypočítali regresní modely pro jednotlivé cévy, které jsou dále rozvedeny v kapitole „Výsledky“.

5 VÝSLEDKY

Pro účely práce jsme nasbírali velké množství dat, se kterými jsme následně pracovali pomocí funkce analýzy dat Microsoft Excel.

5.1 Normalita dat

V první řadě jsme ověřili normalitu dat vizuálně dle histogramů a přišli jsme tak na to, že časy cév normální rozložení nemají, ale hodnoty peaku normální rozložení mají. Z těchto poznatků vycházely další kroky při analýze dat.

5.2 Věkové rozložení pacientů

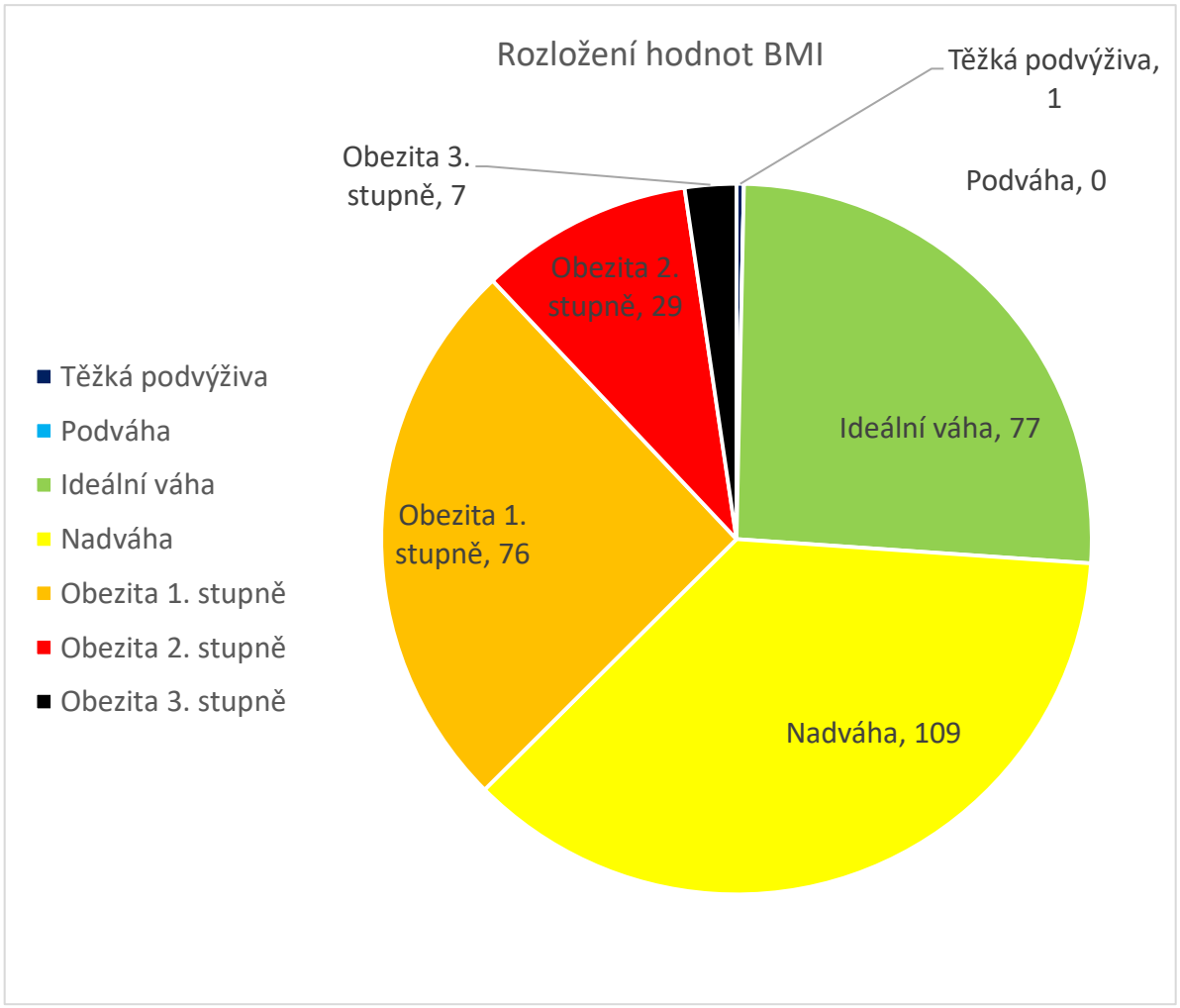
Celkem byl test-bolus použit za období nabírání dat u 299 pacientů. Z toho 176 (58,86 %) mužů a 123 (41,14 %) žen. Průměrný věk pacientů činil 60 let, přičemž nejmladší pacient byl starý 21 let a nejstarší 86. Medián věků vyšel na 61 let.

5.3 Hodnoty BMI pacientů

BMI vyjadřuje poměr hmotnosti a výšky a používá se k porovnávání tělesné hmotnosti lidí s různou výškou. Hodnoty se pohybovaly od 16 do 52. Průměr BMI činil 28.

Tabulka 3 – Rozložení hodnot BMI

Těžká podvýživa	**<16,5**	**1**	0,33 %
Podváha	**16,5 – 18,5**	**0**	0,00 %
Ideální váha	**18,5 – 25**	**77**	25,67 %
Nadváha	**25 – 30**	**109**	36,33 %
Obezita 1. stupně	**30 – 35**	**76**	25,33 %
Obezita 2. stupně	**35 – 40**	**29**	9,67 %
Obezita 3. stupně	**>40**	**8**	2,67 %



Obrázek 9 – Graf rozložení hodnot BMI

5.4 Korelační koeficienty mezi jednotlivými cévami

Korelační koeficient nám udává míru korelace, tedy lineární závislost mezi dvěma veličinami. Korelační koeficient může nabývat hodnot od -1 do 1, kdy 0 znamená, že hodnoty nemají žádnou vzájemnou závislost. Záporné hodnoty znamenají nepřímo úměrnou závislost a kladné zase přímo úměrnou.
Pro po sobě jdoucí cévy jsme vypočítali Pearsonův korelační koeficient. Při hodnotách 0,3 až 0,8 můžeme závislost považovat za „středně silnou“ a při vyšších než 0,8 za „silnou“.

Tabulka 4 – Korelační koeficienty mezi na sebe navazujícími cévami

Céva	Časy	HU
HDŽ/Plic	0,75	**0,46**
Plic/AA	0,79	0,75
AA/DA	0,97	0,90

5.5 Grafy času / denzity vůči různým faktorům

Pro určení vztahů jsme použili bodový graf doplněný spojnicí trendu a koeficient determinace R^2, který vyjadřuje podíl vysvětlení variace proměnné. Maximální možná hodnota, které může koeficient dosáhnout je 1, kdy se jedná o dokonalou predikci hodnot závislé proměnné. Říká nám tedy jak moc jsme pomocí jedné známé hodnoty (BMI, věk) vysvětlili neznámou (čas, denzita peaku). Při hodnotě 0 model neudává žádnou informaci o závislosti proměnné a je tedy zbytečný.

Vzhledem k tomu, že dynamiku ovlivňuje mnoho faktorů, které nemůžeme přímo měřit nebo nebyla zahrnuta v práci, je u spojnic trendů velmi nízký koeficient determinace, jelikož je pouze malou frakcí všech ostatních faktorů, které dynamiku ovlivňují.

5.6 Regresní analýza s více regresory

Pro předpoklad vlivu BMI a věku na dynamiku KL jsme použili regresní analýzu programu Microsoft Excel s rozšířením Analysis ToolPack. Regresní analýza je statistická metoda schopna odhadnout hodnotu stanovené náhodné veličiny, regresandu, na základě znalosti jiných hodnot zvaných regresorů.

Jako regresand byl v tomto případě stanoven čas a hodnota peaku v jednotlivých cévách a jako regresory bylo stanoveno BMI, věk pacienta a příkon jódu. Pro každou cévu jsme vypočítali pomocí Microsoft Excel regresní model, díky kterému můžeme dále analyzovat vliv regresorů na regresand.

5.6.1 Korelační koeficienty

Jako první jsou důležité korelační koeficienty výše zmíněných proměnných vůči předpokládané proměnné. Vypočítali jsme tedy korelační koeficienty tří faktorů (Příkon jódu, BMI a věk) vůči času a hodnotě denzity peaku [HU]. Zjistíme tak, jestli mezi dvěma soubory dat existuje nějaký lineární vztah.

5.6.2 Rovnice přímky závislosti

Z regresní analýzy jsme získali regresní koeficienty, které následně můžeme použít k výpočtu rovnice přímky závislosti. Rovnice přímky závislosti pro metodu nejmenších čtverců je poté možné využít pro vypočítání přibližné hodnoty jakéhokoliv bodu Y při dosazení známého X. Rovnici můžeme uplatnit a použít k přibližnému výpočtu času peaku ze známých hodnot BMI, věku a příkonu jódu. Rovnice vypadá následovně:

$$\hat{Y} = b_0 + b_1 \cdot X_1 + b_2 \cdot X_2 \ldots + b_n \cdot X_n$$

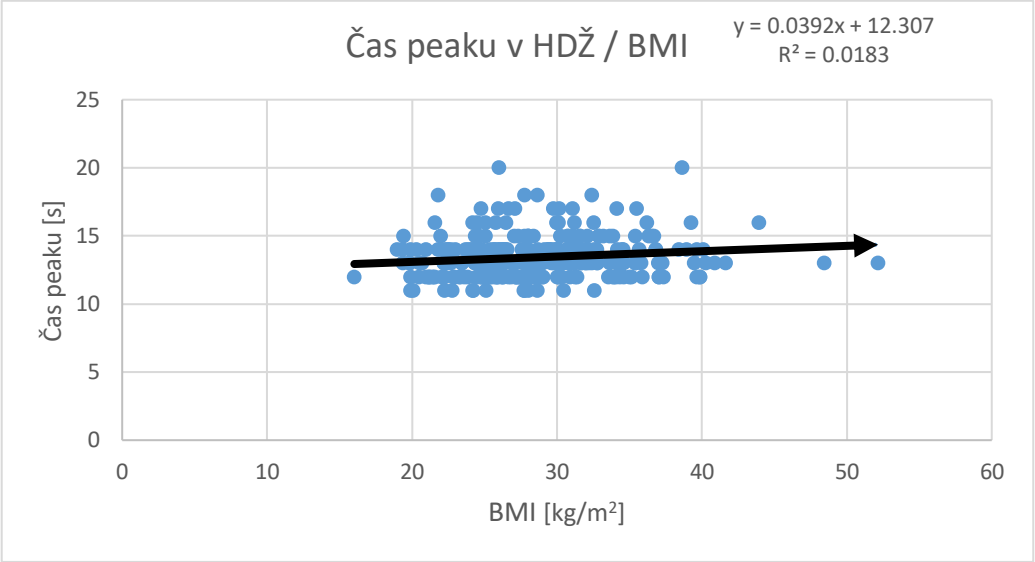
V podkapitolách níže jsou tabulky s regresními koeficienty z regresní analýzy. Ty nám v tomto případě říkají, o kolik sekund se změní Y (čas peaku / hodnota peaku) při zvýšení/snížení jedné z hodnot X (BMI, věk nebo příkon jódu) o 1.

Zahrnut je i koeficient determinace. Koeficient determinace udává míru vysvětlení Y pomocí X. Tedy v jaké míře nám v tomto případě ovlivňuje čas peaku / hodnotu peaku příkon jódu, věk a BMI. Čím vyšší hodnota je, tím přesnější regresní model máme, a tím přesněji můžeme po dosazení parametrů X vypočítat přibližnou hodnotu Y.

Pro potvrzení předpokladů ohledně vlivu BMI na dynamiku KL jsme použili bodové grafy se spojnicí trendu, hodnotou spolehlivosti R^2 a následně regresní statistiku.

5.7 Vliv BMI na dynamiku

5.7.1 Čas peaku v horní duté žíle – BMI



Obrázek 10 – Graf závislosti času peaku na BMI

5.7.2 Regresní analýza pro čas peaku v horní duté žíle – BMI

Tabulka 5 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v horní duté žíle – BMI

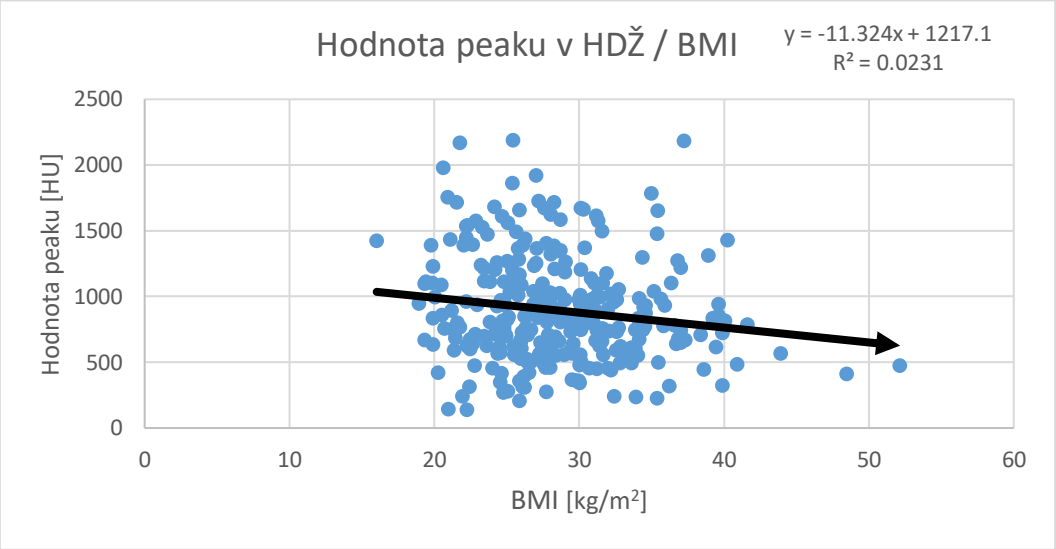
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,292
Koeficient determinace [R2]	0,085
Adjustovaný koeficient determinace	0,076

Tabulka 6 – Regresní koeficienty pro odhad času v HDŽ

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad času v HDŽ	
b0		15,032
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,002
b2	Věk	0,017
b3	BMI	0,037

Obrázek 10 – Graf závislosti času peaku na BMI, znázorňuje lehce stoupající trend. Z regresní analýzy pak můžeme toto tvrzení potvrdit, jelikož víme, že při zvýšení BMI o 1 dojde k prodloužení času o 0,037 s.

5.7.3 Hodnota peaku v horní duté žíle – BMI



Obrázek 11 – Graf závislosti hodnoty peaku [HU] na BMI

5.7.4 Regresní analýza pro hodnotu peaku v horní duté žíle – BMI

Tabulka 7 – Koeficient determinace pro regresní nalýzu hodnoty peaku v horní duté žíle

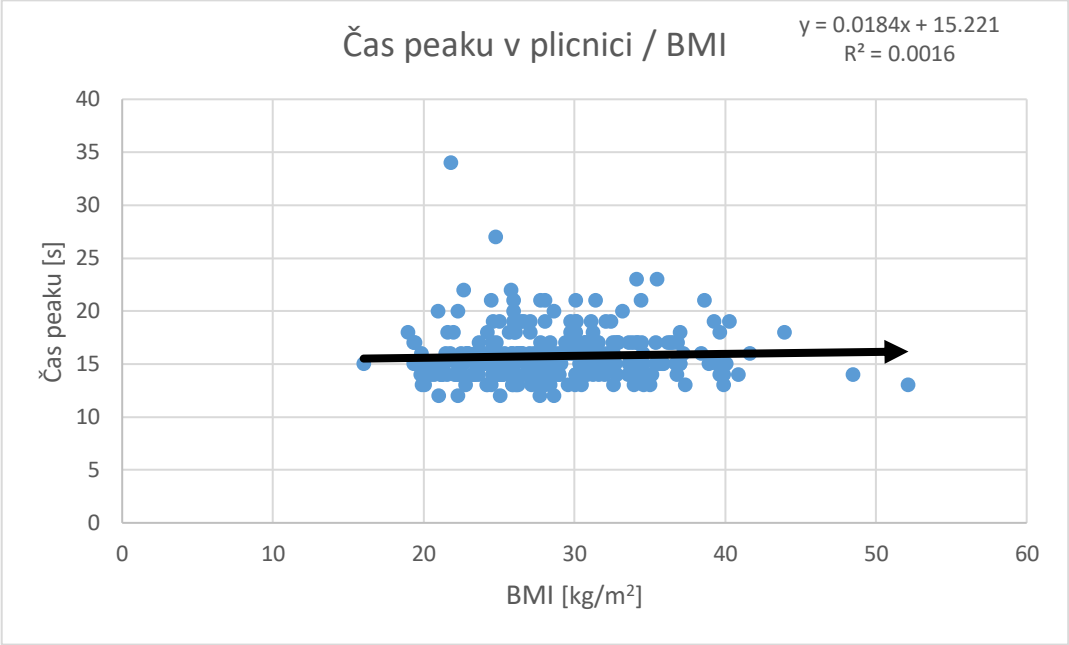
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,235
Koeficient determinace [R2]	0,055
Adjustovaný koeficient determinace	0,045

Tabulka 8 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v HDŽ – BMI

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad hodnoty v HDŽ	
b0		750,43
b1	Příkon I [mgI/s]	0,106
b2	Věk	5,038
b3	BMI	-12,060

V grafu Obrázek 11 – Graf závislosti hodnoty peaku [HU] na BMI v HDŽ je vidět klesající trend a z regresní analýzy víme, že při zvýšení BMI o 1 jednotku se denzita sníží o 12,06 HU.

5.7.5 Čas peaku v plicnici – BMI



Obrázek 12 – Graf závislosti času peaku v plicnici na BMI

5.7.6 Regresní analýza pro čas peaku v plicnici – BMI

Tabulka 9 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v plicnici

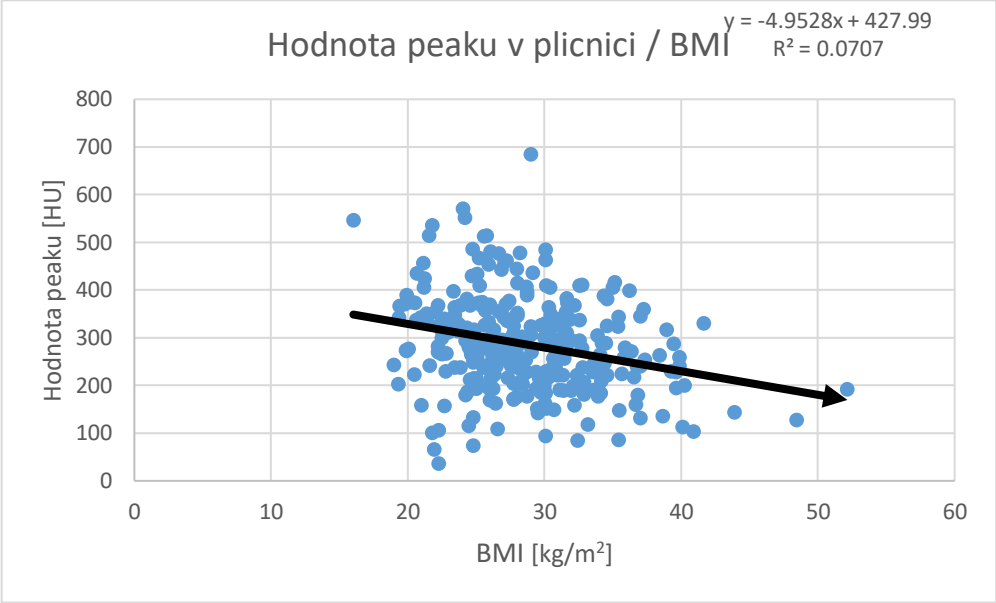
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,252
Koeficient determinace [R2]	0,063
Adjustovaný koeficient determinace	0,054

Tabulka 10 – Tabulka regresní analýzy času peaku v plicnici – BMI

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad času v plicnici	
b0		18,025
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,003
b2	Věk	0,032
b3	BMI	0,014

Obrázku 12 vidíme velmi malý stoupající trend. Z regresní analýzy víme, že nástup peaku se zpomalí 0,014 s při zvýšení BMI o 1. BMI má tedy na čas peaku v plicnici přibližně poloviční vliv jako v horní duté žíle.

5.7.7 Hodnota peaku v plicnici – BMI



Obrázek 13 – Graf závislosti hodnoty peaku v plicnici na BMI

5.7.8 Regresní analýza pro hodnotu peaku v plicnici – BMI

Tabulka 11 – Korelační koeficient pro odhad hodnoty peaku v plicnici

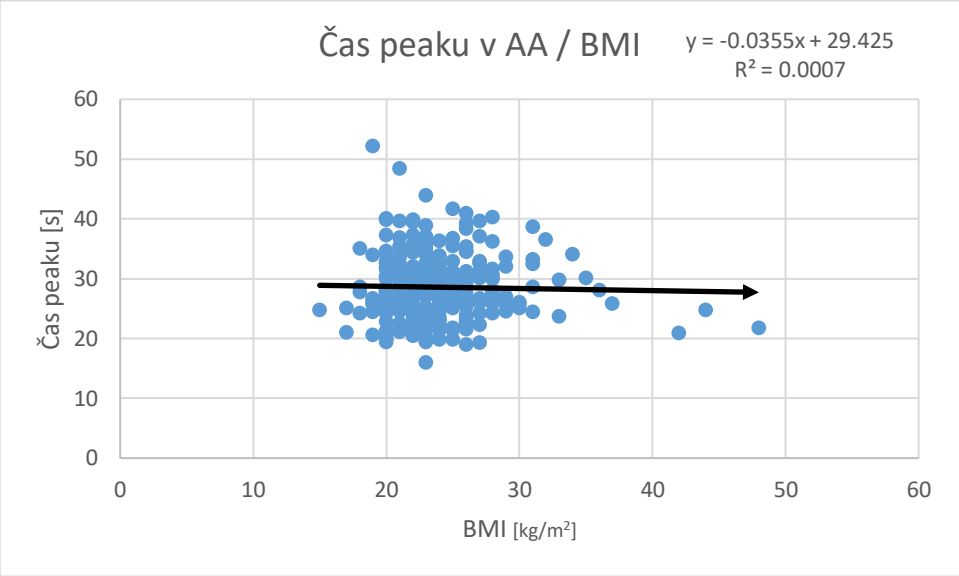
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,314
Koeficient determinace [R2]	0,099
Adjustovaný koeficient determinace	0,089

Tabulka 12 - Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v plicnici – BMI

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad hodnoty v plicnici	
b0		387,83
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,015
b2	Věk	1,169
b3	BMI	-5,118

Na Obrázku 13 Obrázek 13 – Graf závislosti hodnoty peaku v plicnici na BMI vidíme silně klesající trend. Při zvýšení BMI dojde ke snížení hodnoty peaku o 5,118 HU.

5.7.9 Čas peaku v aortě – BMI



Obrázek 14 – Graf závislosti času peaku v ascendentní aortě na BMI

5.7.10 Regresní analýza pro čas peaku v AA – BMI

Tabulka 13 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v ascendentní aortě

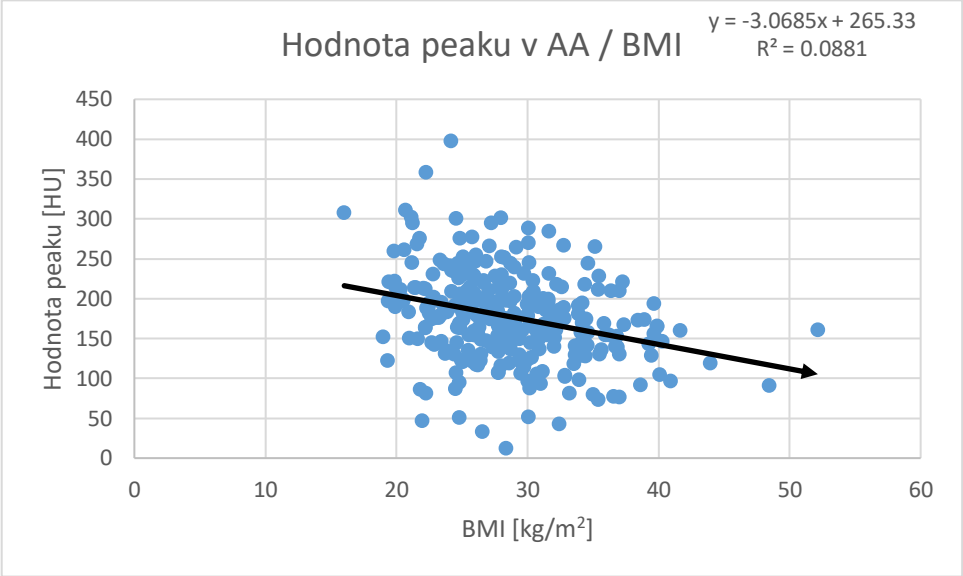
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,339
Koeficient determinace [R2]	0,115
Adjustovaný koeficient determinace	0,106

Tabulka 14 - Regresní koeficienty pro odhad času peaku v ascendentní aortě – BMI

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad času v AA	
b0		24,833
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,003
b2	Věk	0,087
b3	BMI	-0,031

NaObrázek 14 – Graf závislosti času peaku v ascendentní aortě na BMI vidíme klesající trend, což se liší od ostatních cév, kde při zvýšení BMI docházelo ke zpomalení nástupu peaku. V AA se se zvyšujícím BMI čas zkracuje. Při zvýšení BMI o 1 se čas zkrátí o 0,031 s.

5.7.11 Hodnota peaku v aortě – BMI



Obrázek 15 – Graf závislosti hodnoty peaku v ascendentní aortě na BMI

5.7.12 Regresní analýza pro hodnotu peaku v AA – BMI

Tabulka 15 – Koeficient determinace pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě

Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,333
Koeficient determinace [R2]	0,111
Adjustovaný koeficient determinace	0,102

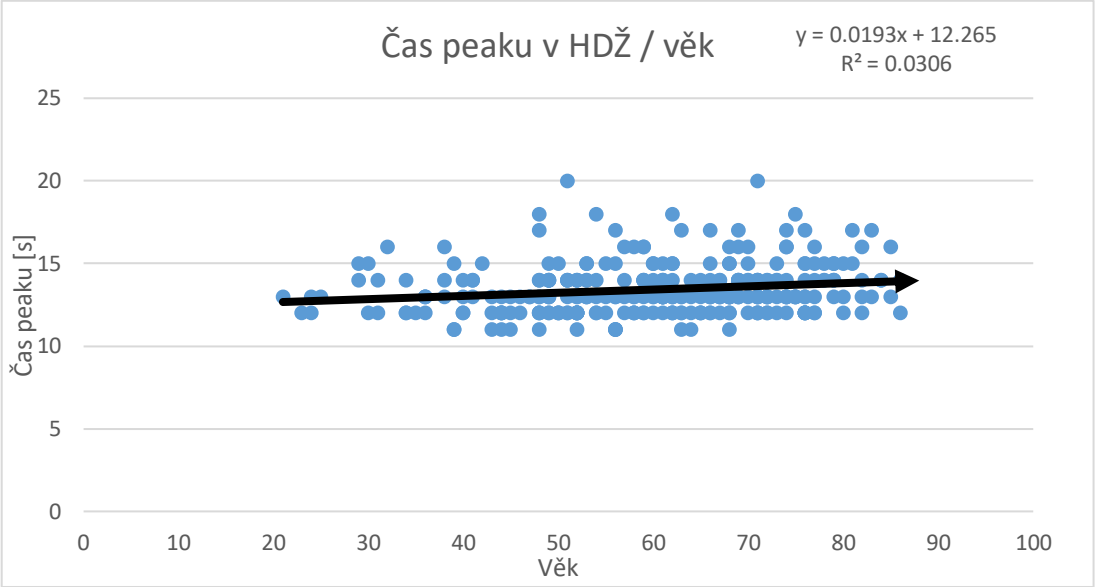
Tabulka 16 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě – BMI

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad hodnoty v AA	
b0		280,366
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,025
b2	Věk	0,521
b3	BMI	-3,140

Na Obrázku 15 znázorňujícím graf vztahu hodnoty peaku k BMI vidíme pak podobně klesající trend jako u zbylých cév. Z tabulky č. 19 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě víme, že při zvýšení BMI o 1 se hodnota peaku sníží o 3,140 HU.

5.8 Vliv věku na dynamiku

5.8.1 Čas peaku v horní duté žíle – Věk



Obrázek 16 – Graf závislosti času peaku v HDŽ na věku

5.8.2 Regresní analýza pro čas peaku v HDŽ – Věk

Tabulka 17 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v horní duté žíle

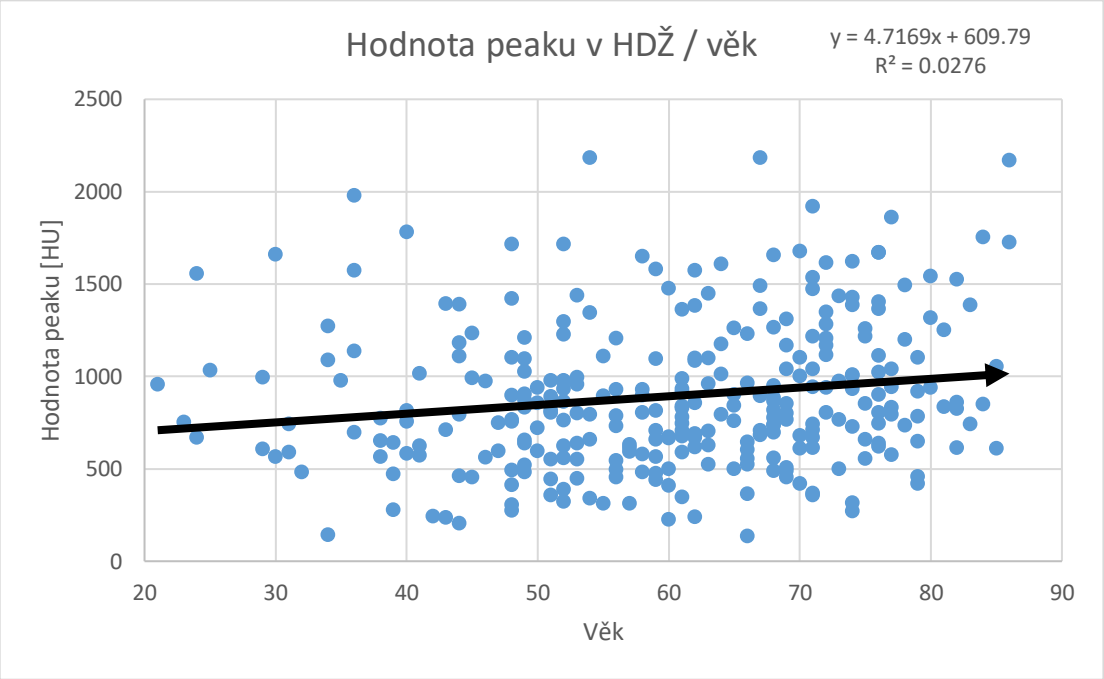
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,292
Koeficient determinace [R2]	0,085
Adjustovaný koeficient determinace	0,076

Tabulka 18 - Regresní koeficienty pro odhad času v HDŽ – Věk

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad času v HDŽ	
b0		15,032
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,002
b2	Věk	0,017
b3	BMI	0,037

Obrázek 16 – Graf závislosti času peaku v HDŽ na věku znázorňuje lehce stoupající trend. Z dat tabulky č. 6, víme, že se zvyšujícím se věkem se čas do peaku zvyšuje, přesněji o 0,017 s za 1 rok.

5.8.3 Hodnota peaku v horní duté žíle – Věk



Obrázek 17 – Graf závislosti hodnoty peaku v HDŽ na věku

5.8.4 Regresní analýza pro hodnotu peaku v HDŽ – Věk

Tabulka 19 – Koeficient determinace pro regresní nalýzu hodnoty peaku v horní duté žíle

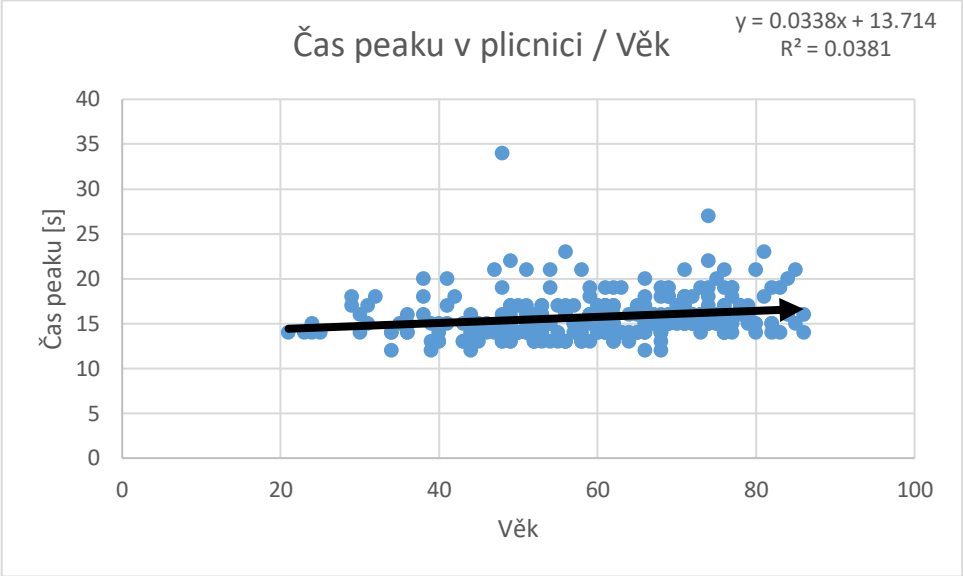
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,235
Koeficient determinace [R2]	0,055
Adjustovaný koeficient determinace	0,045

Tabulka 20 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v HDŽ – Věk

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad hodnoty v HDŽ	
b0		750,43
b1	Příkon I [mgI/s]	0,106
b2	Věk	5,038
b3	BMI	-12,060

Přibližně poloviční vliv jako BMI má věk i na hodnotu peaku. Ta ale na rozdíl od zvýšení BMI se zvýšením věku stoupá. Za 1 rok se hodnota peaku sníží o 5,038.

5.8.5 Čas peaku v plicnici – Věk



Obrázek 18 – Graf závislosti času peaku v plicnici na věku

5.8.6 Regresní analýza pro čas peaku v plicnici – Věk

Tabulka 21 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v plicnici

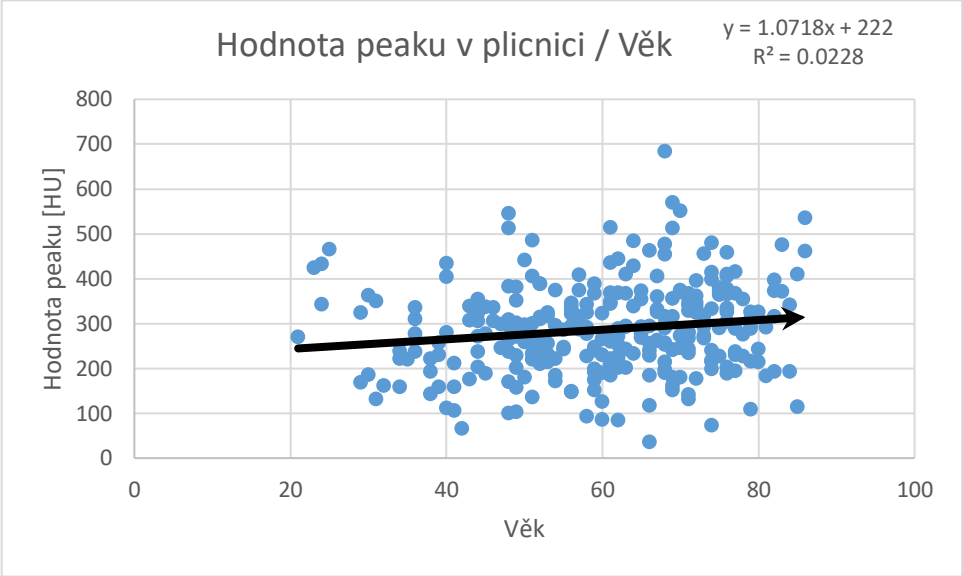
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,252
Koeficient determinace [R2]	0,063
Adjustovaný koeficient determinace	0,054

Tabulka 22 – Tabulka regresní analýzy času peaku v plicnici - Věk

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad času v plicnici	
b0		18,025
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,003
b2	Věk	0,032
b3	BMI	0,014

U plicnice jsme došli ke stejným výsledkům jako u horní duté žíly. S vyšším věkem se čas do peaku prodlužuje o 0,014 s za 1 rok. Graf, Obrázek 18 – Graf závislosti času peaku v plicnici na věku znázorňuje lehce stoupající trend.

5.8.7 Hodnota peaku v plicnici – Věk



Obrázek 19 – Graf závislosti hodnoty peaku v plicnici na věku

5.8.8 Regresní analýza pro hodnotu peaku v plicnici – Věk

Tabulka 23 – Korelační koeficient pro odhad hodnoty peaku v plicnici

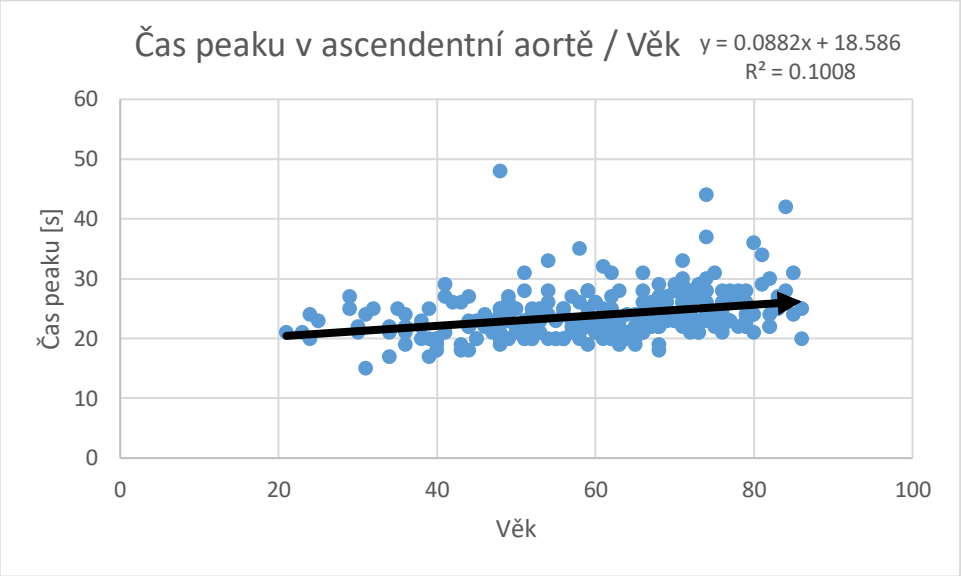
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,314
Koeficient determinace [R2]	0,099
Adjustovaný koeficient determinace	0,089

Tabulka 24 - Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v plicnici – Věk

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad hodnoty v plicnici	
b0		387,83
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,015
b2	Věk	1,169
b3	BMI	-5,118

Na Obrázek 19 – Graf závislosti hodnoty peaku v plicnici na věku vidíme stoupající trend a z regresní analýzy víme, že hodnota peaku se zvyšuje s věkem o 1,169 HU za 1 rok.

5.8.9 Čas peaku v aortě – Věk



Obrázek 20 – Graf závislosti času peaku v ascendentní aortě na věku

5.8.10 Regresní analýza pro čas peaku v aortě – Věk

Tabulka 25 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v ascendentní aortě

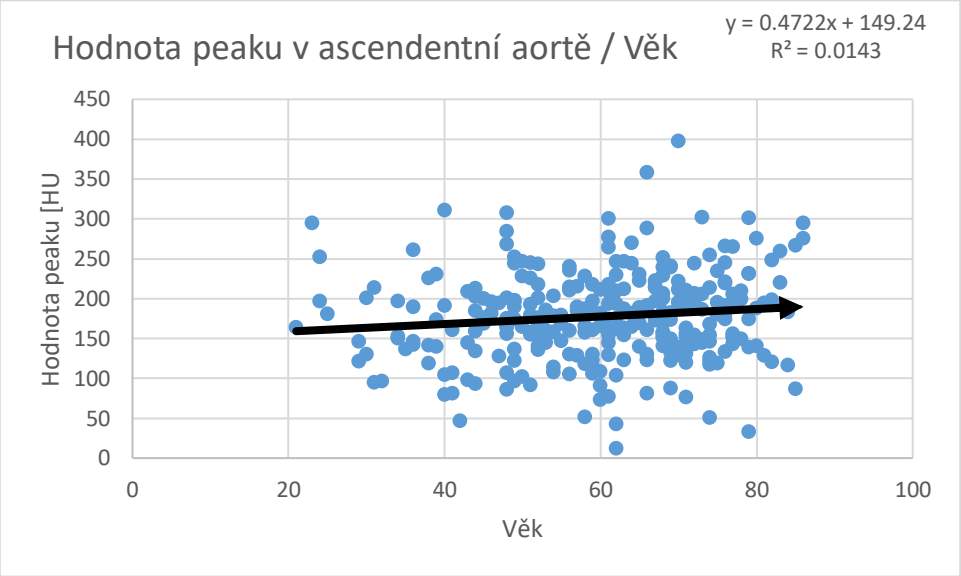
Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,339
Koeficient determinace [R2]	0,115
Adjustovaný koeficient determinace	0,106

Tabulka 26 - Regresní koeficienty pro odhad času peaku v ascendentní aortě – Věk

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad času v AA	
b0		24,833
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,003
b2	Věk	0,087
b3	BMI	-0,031

Obrázek 20 – Graf závislosti času peaku v ascendentní aortě na věku znázorňuje stoupající trend a z regresní analýzy víme, že při zvýšení BMI o 1 se čas do peaku prodlužuje do 0,087 s.

5.8.11 Hodnota peaku v aortě – Věk



Obrázek 21 – Graf závislosti hodnoty peaku v ascendentní aortě na věku

5.8.12 Regresní analýza pro hodnotu peaku v aortě – Věk

Tabulka 27 – Koeficient determinace pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě

Regresní statistika	
Korelační koeficient [R]	0,333
Koeficient determinace [R2]	0,111
Adjustovaný koeficient determinace	0,102

Tabulka 28 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě – Věk

		Regresní koeficienty
$\hat{Y}$	Odhad hodnoty v AA	
b0		280,366
b1	Příkon I [mgI/s]	-0,025
b2	Věk	0,521
b3	BMI	-3,140

Pro analýzu aorty nám postačí data k ascendentní části aorty, jelikož korelační koeficient mezi ascendentní a descendentní aortou je pro čas peaku 0,97 a pro hodnotu peaku 0,90. Proto můžeme říct, že výsledky trendu budou velmi podobné.

5.9 Naměřené hodnoty v cévách

Všechny měřené hodnoty a jejich průměry, mediány apod. jsou spočítány ze všech 299 vyšetření a nejsou tedy žádným způsobem dělena např. dle pohlaví nebo jiných faktorů.

5.9.1 Časy dosažení peaku jednotlivých cév

Časy byly měřeny od začátku aplikace do dosažení maximální hodnoty HU v ROI umístěné v cévě. Monitorace CT řezu byla spuštěna 10 sekund po začátku aplikace.

Tabulka 29 – Časy peaků v jednotlivých cévách

Čas max. nasycení [s]	HDŽ	Plicnice	AA	DA
Max	20,00	34,00	48,00	51,00
Min	11,00	12,00	15,00	14,00
Průměr	13,43	15,75	23,89	24,98
Medián	13,00	15,00	23,00	24,00
Sm. Odchylka	1,55	2,43	3,89	4,34

5.9.2 Hodnoty HU peaku dosaženého v cévách

Hodnoty peaků byly měřeny stejnou ROI jako časy a sdílí tak všechny praktické parametry.

Tabulka 30 – Hodnoty peaků denzit v cévách

Hodnota peaku [HU]	HDŽ	Plicnice	AA	DA
Max	2186,00	684,50	397,50	384,50
Min	136,90	35,70	12,60	25,00
Průměr	893,44	286,45	177,64	169,62
Medián	816,80	279,00	176,30	167,50
Sm. odchylka	397,91	99,46	55,22	53,76

5.9.3 Časy posloupných nástupů peaku v cévách

Tabulka 31 – Časy posloupných nástupů peaků v cévách

Rozdíl nástupu peaku [s]	HDŽ/Plicnice	Plicnice/AA	AA/DA
Max	16,00	22,00	8,00
Min	0,00	-2,00	-3,00
Průměr	2,32	8,15	1,08
Medián	2,00	8,00	1,00
Sm. Odchylka	1,62	2,47	1,10

5.10 Nejvíce zastoupené onemocnění mezi pacienty

Z 299 pacientů mělo 36,79 % diagnostikovanou hypertenzi. Proto bylo onemocnění vybráno k evaluaci jeho vlivu na dynamiku kontrastní látky v jednotlivých cévách. V tabulce jsou vypsány rozdíly mezi průměry časů a denzit naměřených v ROI u pacientů bez hypertenze a s hypertenzí. Dále jsou zahrnuty i časy mezi nástupem peaku v po sobě jdoucích cévách.

Tabulka 32 – Rozdíly v dynamice u pacientů s a bez hypertenze

Rozdíly bez HT / s HT	Časy [s]	Hodnota peaku [HU]
HDŽ	0,00	154,94
Plic	-0,09	47,43
AA	-0,48	39,58
DA	-0,55	14,48
Přechody		
HDŽ/Plic	-0,09	
Plic/AA	-0,39	
AA/DA	-0,07	

Dodatečně jsme s vedoucím vybrali pro porovnání dynamiky onemocnění ICHS. V datech jsme měli z 299 pacientů 87 (29,10 %) pacientů s diagnostikovaným ICHS.

Tabulka 33 – Rozdíly v dynamice u pacientů s a bez ICHS

Rozdíly bez ICHS / s ICHS	Časy [s]	Hodnota peaku [HU]
HDŽ	-0,32	35,90
Plic	-0,54	-11,03
AA	-1,30	1,98
DA	-1,52	1,99
Přechody		
HDŽ/Plic	-0,04	
Plic/AA	-0,28	
AA/DA	-0,03	

6 DISKUZE

6.1 Korelační koeficienty cév

Jako první poznatky jsme zjistili, že hodnoty korelačních koeficientů po sobě jdoucích cév odpovídají našemu očekávání. Kde se hodnota od očekávání lehce lišila je korelační koeficient denzity [HU] mezi horní dutou žílou a plicnicí, která byla nižší, než jsme očekávali. Stále se ale jedná o středně silnou korelaci a tento „zub" v korelacích se dá vysvětlit mísením kontrastní látky a nekontrastní krve v pravé komoře, což je bod, kdy bolus dostává svou finální denzitu. Proti tomuto vysvětlení by mohlo jít tvrzení, že k podobnému mísení dochází mezi plicnicí a vzestupnou aortou, kdy krev prochází přes levé srdeční oddíly a plíce, ale korelační koeficient mezi plicnicí a vzestupnou aortou je 0,75. Tohle protitvrzení ale můžeme vysvětlit tím, že v levých srdečních oddílech a plicích již nedochází k tak výrazné disociaci KL v krvi, ta se přibližně homogenně rozpustí do krve v levé komoře a vytvoří tak bolus o finální denzitě putující oběhovou soustavou.

6.2 Vliv BMI na dynamiku kontrastní látky

6.2.1 Horní dutá žíla

Z výsledků jsme zjistili, že při vyšším BMI je čas do dosažení peaku delší. Většina zdrojů odkazuje na vliv BMI na koncovou hodnotu denzity peaku, nepojednává ale o vlivu BMI na čas jeho nástupu. Můžeme ale předpokládat, že při vyšším BMI, a tak možném větším průsvitu cév trvá déle, než bolus kontrastní látky dosáhne maximální denzity.

V čem se poznatky práce shodují s ostatními zdroji je vliv BMI na hodnotu peaku. To potvrzuje poznatky z kapitoly „Faktory ovlivňující dynamiku kontrastní látky". U pacientů s vyšším BMI totiž můžeme čekat větší objem

krve, srdečních oddílů a větší průsvit cév, a tak větší zředění bolu a jeho pomalejší průtok. S vyšším BMI je tak možné předpokládat nižší maximální denzitu v lumenu cévy při zachování stejného objemu. Proto je u pacientů s vyšším BMI nutné pro stejné nasycení jako u pacientů s nižším BMI zvýšit celkový objem podané KL, pokud je to možné, zvýšit její průtok nebo popřípadě i koncentraci.

6.2.2 Plicnice

Do plicnice vstupuje bolus již s konečnou denzitou, kterou získává smíšením s nekontrastní krví v pravé komoře. S vyšším BMI se čas do peaku prodlužuje. Odůvodnění můžeme použít stejné jako u HDŽ, větší průsvit cév a větší objem krve.

Pokud ale budeme mluvit o vlivu BMI na hodnotu peaku v plicnici, tak v rámci vlivu BMI na hodnotu peaku v plicnici jsme zjistili, že se stoupajícím BMI denzita silně klesá. Tento silně klesající trend potvrzuje předpoklad, že s vyšším BMI mají pacienti větší objem krve, větší srdeční oddíly, v tomto případě hlavně pravou komoru, a tak dochází k výrazně silnějšímu zředění bolu

6.2.3 Aorta

K vlivu BMI na čas peaku v AA jsme z výsledků zjistili, že se zvyšujícím BMI se čas do peaku zkracuje. Proč tomu tak je, je nejasné a vyžadovalo by bližší analýzu. Jednou z možností je nepravé zvýšení denzity z důvodu beam hardenning efektu v HDŽ při vyšším BMI, kdy trvá déle, než se KL vymyje, a tak falešně zvyšuje denzitu okolí, a tak dochází ke vzniku peaku dříve, něž k němu v cévě opravdu fyzicky dojde.

Hodnota peaku se s vyšším BMI snižovala. Důvod je stejný jako u zbytku cév. Bolus bude mít nižší denzitu jelikož se po cestě srdečními oddíly postupně

ředí a u pacientů s vyšším BMI je ředění více prominentní, jelikož mají s vyšší pravděpodobností větší srdeční oddíly a vyšší objem krve.

6.3 Souhrn vlivu BMI na dynamiku KL

Výzkumem jsme zjistili, že u většiny cév dochází při vyšším BMI pacienta k pomalejšímu nástupu peaku. Jediná odchylka byla u ascendentí aorty, kde se čas do peaku zkracoval. Hodnota peaku byla u pacientů s vyšším BMI nižší, což zase koreluje s ostatními výzkumy uvedenými v teoretické části, hlavně se článkem Current Contrast Media Delivery Strategies for Cardiac and Pulmonary Multidetector-row Computed Tomography. (Ramos-Duran, 2010)

Můžeme tak předpokládat, že při vyšetření pacientů s vyšším BMI bude potřeba zvýšit prodlevu od aplikace do startu skenu, abychom cévu zachytili v co nejvyšším naplnění.

6.4 Vliv věku na dynamiku kontrastní látky

Od vlivu věku na dynamiku jsme očekávali prodloužení času do peaku převážně z předpokladu snižování srdečního výdeje s věkem.

6.4.1 Horní dutá žíla

Vliv věku na dynamiku v HDŽ je přibližně poloviční jako efekt BMI.
S vyšším věkem se čas do peaku prodlužuje a jeho hodnota se snižuje.

To potvrzuje předpoklady z podkapitoly „Srdeční výdej“, že můžeme s vyšším věkem předpokládat nižší srdeční výdej, a tak pomalejší a slabší ředění bolu. Při vyšetření může pak při pomalejším vymývání KL ze srdečních oddílů, a hlavně horní duté žíly docházet k tvorbě beam hardenning artefaktů,

které mohou falešně zvyšovat denzitu v okolních cévách. U starších pacientů je tedy lepší prodloužit čas od aplikace do akvizice.

6.4.2 Plicnice

S přibývajícím věkem se dynamika zpomalovala. Čím vyšší byl věk pacienta, tím pomalejší byl nástup peaku. Peak měl zároveň vyšší hodnotu, což odpovídá pomalejší dynamice, a tak i nižšímu srdečnímu výdeji, kdy se bolus pomaleji ředí, z důvodu nižší funkce srdečního svalu.

6.4.3 Aorta

U aorty se výsledky trendu shodovali s HDŽ i plicnicí. S vyšším věkem byl čas do nástupu peaku delší a hodnota peaku byla vyšší.

6.5 Souhrn vlivu věku na dynamiku KL

Výsledky výzkumu vlivu věku na dynamiku KL se shodují s ostatními zdroji. S přibývajícím věkem dochází ke snížení srdečního výdeje, a tak i zpomalení krevní dynamiky. To má za následek prodloužení času do peaku a zároveň zvýšení jeho hodnoty z důvodu pomalejšího vymývání KL ze srdečních oddílů a cév.

U pacientů můžeme tak s vyšším věkem předpokládat pomalejší sycení. Dalším krokem ve výzkumu by mohlo být podrobnější rozdělení do věkových skupin, abychom přesněji určili strmost vlivu věku na dynamiku.

6.6 Přibližný výpočet časů z ovlivňujících faktorů

Data z regresní analýzy jsme dosadili do rovnice přímky, díky které můžeme při zadání vybraných faktorů, v tomto případě příkonu jódu, věku a BMI pacienta vypočítat odhad předpokládaného času nástupu peaku a jeho

hodnoty. Koeficienty determinace pro jednotlivé regresní modely jsou nízké, což činí většinu výsledků nepřesnými. Cílem této analýzy bylo ale ukázat, že je možné zkonstruovat ze zjištěných dat „kalkulačku“, díky které bychom byli schopni předem zjistit a stanovit přibližný čas peaku denzity a jeho hodnotu v cévě a předejít tak chybám při plánování načasování skenu. Mohli bychom tak zvýšit přesnost například kombinovaného vyšetření aorty a plicnice, kdy je potřeba zachytit obě cévy v maximálním nasycení při použití jednoho bolu KL. Stejná kalkulačka jako pro jednotlivé cévy by se dala vytvořit pro časy mezi nástupy peaků v po sobě jdoucích cévách.

Z Tabulky Tabulka 31 – Časy posloupných nástupů peaků v cévách víme, že průměrný čas mezi peakem v plicnici a ascendentní aortě je 8,15 s a prodleva mezi ascendentní a descendentní aortou činí v průměru 1,08 s. Na základě těchto dat můžeme sestavit akviziční CT protokol pro kombinované vyšetření plicnice a aorty.

Ještě vyšší přesnost by ale přinesla možnost upravit prodlevu skenu dále na základě dat z regresní analýzy. Parametrů, které by se daly přidat jako regresor je mnoho jako např. průsvit použité kanyly. Ten má totiž nemalý vliv na schéma aplikace KL, který byl popsán v podkapitole „Místo aplikace a žilní vstup“. Dále by se mohly zahrnout všechny parametry kontrastní látky vysvětlené v kapitole „Kontrastní látky používané při CTA“, tedy koncentrace, kdy víme, že KL s vyšší koncentrací má vyšší viskozitu, a tak pomalejší tok nebo jestli se jedná o ionickou, či neionickou KL, protože všechny tyto faktory mohou mít vliv na chování KL v cévách i v samotné hadičce aplikátoru. Na Tabulce 22 můžeme vidět již zmíněnou „kalkulačku“ zhotovenou v programu Microsoft Excel.

Tabulka 34 – Kalkulačka peaku HDŽ

Kalkulačka peaku HDŽ	
Pohlaví	F
Koncentrace KL	400
Rychlost aplikace	5
Věk	80
Výška	183
Váha	68
Čas peaku HDŽ	**13,14**

I přesto, že mohou tyto poznatky působit velmi přínosně, je ale otázkou, jestli přináší do praxe opravdu použitelné údaje, které mohou být aplikovány a usnadnit tak práci obsluze a zrychlit nebo zkvalitnit samotné vyšetření. Prodlevu mezi cévami je totiž možné jednoduše zjistit pomocí testovacího bolu bez nutnosti znát veškeré ovlivňující parametry a start skenu lze jednoduše načasovat i podle bolus-trackingu. Totiž na rozdíl od předvedené „kalkulačky" nám obě metody, bolus-tracking i timing, poskytují mnohem více informací, jako třeba vizuální kontrolu anatomie pacienta, kdy můžeme dle zkušeností odhadnout stav pacientových cév nebo srdečních oddílů a přizpůsobit tak aplikační schéma přímo na míru pacienta.

6.7 Vliv hypertenze na dynamiku

V tabulce č. 20 jsou vypsány rozdíly průměrů časů a hodnot denzit mezi pacienty bez diagnostikované hypertenze a s ní. U pacientů s hypertenzí docházelo k lehkému zpomalení dynamiky, o přibližně 0,5 s v aortě, a zvýšení hodnoty peaku. Rozdíly časů peaků mezi HDŽ a plicnicí a mezi ascendentní a descendentní aortou se nijak významně nelišily. Čas nástupu peaku v AA od plicnice byl u pacientů s hypertenzí v průměru o 0,4 s delší. Při práci na teoretické části jsme nenašli práce pojednávající o rozdílech v dynamice u pacientů s HT, se kterými bychom mohli výsledky porovnat. Výsledky mohou být uplatněny k úpravě akvizičního protokolu při vyšetřování pacientů s hypertenzí.

6.8 Vliv ICHS na dynamiku

V tabulce č. 21 máme stejně jako u tabulky č. 20, kde jsme ale řešili vliv hypertenze, vypsané rozdíly v dynamice u pacientů bez diagnostikované ICHS a s ní. V plicnici peak nastal v průměru o 0,54 s později. V ascendentní aortě pak dokonce o 1,30 s. Tento rozdíl může představovat problém při správném zobrazení těchto velkých cév srdce u pacientů s ICHS, protože při zachování stejných akvizičních parametrů, hlavně zpoždění skenu u pacientů s ICHS a bez ní se může stát, že právě u pacientů s ICHS nebude céva zobrazena v nejvyšším naplnění, v peaku. Přesnější výsledky přinesla měření u pacientů s předem známou hodnotou srdečního výdeje. Tento poznatek může být tak využit pro upravení akvizičního protokolu v zájmu zlepšení kvality obrazu a jeho hodnotitelnosti radiologem při vyšetřování pacientů s ICHS.

7 ZÁVĚR

V teoretické části jsme představili základní anatomii a fyziologii kardiovaskulárního systému. Dále jsme si představili základy CT zobrazování a jeho využití pro zobrazení cév srdce a srdce samotného. Hlavní řešenou problematikou byla dynamika kontrastní látky v cévách po její aplikaci. Představili jsme si možné faktory, které mohou dynamiku ovlivnit, a jak my jako obsluha můžeme ovlivnit samotné faktory nebo využít jejich znalosti k adaptaci vyšetření přímo na míru pacienta, abychom dosáhli co nejpřesnějšího zobrazení vyšetřovaných cév. Na konci teoretické části jsme si představili základy radiační ochrany.

V praktické části jsme z dat získaných na pracovišti IKEM a následně pomocí Microsoft Excel a regresní analýzy jsme zjistili, jak velký vliv má BMI a věk na dynamiku kontrastní látky. Výsledkem je tedy souhrn přibližných hodnot HU a časů peaků v cévách, díky kterým můžeme na základě poznatků z regresní analýzy zjistit přibližnou dynamiku kontrastní látky ve velkých cévách srdce. Zjistili jsme, jak se liší hodnoty u pacientů s hypertenzí a ICHS. Tyto poznatky mohou být využity pro zlepšení akvizičních protokolů. Zároveň jsme zjistili průměrné časy nástupů jednotlivých peaků po sobě, a jak mezi sebou korelují. Tyto výsledky by mohly být využity stejně jako předešlé výsledky týkající se ICHS a hypertenze pro zdokonalení akvizičních protokolů pro kombinované vyšetření plicnice a aorty.

Celková data nasbírána pro tuto bakalářskou práci jsou rozsáhlá, jejich sepisování a analýza byla náročná, ale velmi zajímavá a přínosná v rámci praktických zkušeností. Data by mohla určitě při bližší analýze například při vzetí v potaz ostatních faktorů nebo využití přesnějších statistických metod přinést další a nejspíše přesnější výsledky. Celkově bychom nazvali práci za úspěšnou s ohledem na splnění cílů a předvedení praktických dovedností.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AA – Ascendentí aorta

ALARA – As low as reasonably achievable

ATCM – Automatic tube current modulation

AV – Atrioventrikulární

BMI – Body mass index

CRP – Curved planar reconstruction

CT – Computed tomography (Výpočetní tomografie)

CTA – CT angiografie

CŽK – Centrální žilní katetr

DA – Descendentní aorta

DRÚ – Diagnostické referenční úrovně

EKG – Elektrokardiogram

ERCP – Endoskopická retrográdní cholangiopankreatikografie

FR – Fyziologický roztok

HDŽ – Horní dutá žíla

HU – Hounsfield unit (Hounsfieldova jednotka)

i.v. – Intravenózně

IHD – Ischemic heart disease

ICHS – Ischemická choroba srdeční

IKEM – Institut klinické a experimentální medicíny

JKL – Jodová kontrastní látka

KL – Kontrastní látka

MDCT – Multidetektorové CT

MPR – Multiplanární rekonstrukce

MR – Magnetická rezonance

MRCP – Magnetic resonance cholangiopancreaticography

PZ – Přejímací zkouška

PŽK – Periferní žilní katetr

ROI – Region of interest

SA – Sinoatriální

TAVI – Transkatetrová implantace aortální chlopně

TK – Krevní tlak

USG – Ultrasonografie

VRT – Volume rendering technique

ZDS – Zkouška dlouhodobé stability

ZPS – Zkouška provozní stálosti

ZRIR – Základna radiodiagnostiky a intervenční radiologie

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

[1] ABRAHAMS, Peter H., Rastislav DRUGA, ed., 2003. *Lidské tělo: atlas anatomie člověka*. České vyd. 1. Praha: Cesty. ISBN 80-7181-955-7.

[2] BROWN, Jeremiah, John ROBB, Clay BLOCK, Anton *SCHOOLWERTH,* Aaron KAPLAN, Gerald O'CONNOR, Richard SOLOMON a David MALENKA, 2010. Does Safe Dosing *of Iodinated Contrast Prevent Contrast-Induced Acute Kidney Injury?* [online]. [cit. 2023-02-21]. Dostupné z: https://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.109.910638

[3] Circulation: Changes in Cardiac Output with Age, 2004. Hagerstown, Md.: Lippincott Williams & Wilkins, 557 - 556 s. ISSN *0009-7322.*

[4] *ČESKO, 2010. Vyhláška č. 422/2016 Sb.,* o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. In: Zákony pro lidi [online]. Zlín [cit. 2023-05-16]. Dostupné z: https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422#f5984093

[5] *FERDA, J. a H. MÍRKA,* 2011. IV aplikace kontrastní látky. In: Radiologieplzen.eu [online]. Průhonice u Prahy [cit. 2023-03-26]. Dostupné z: https://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/CT%c5%a1kola2010_IV_aplikace_KL.pdf

[6] FERDA, Jiří, 2004. CT angiografie. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 80-7262-281-1.

[7] FERDA, Jiří, *Hynek MÍRKA,* Jan BAXA a Alexander MALÁN, 2015. Základy zobrazovacích metod. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-164-3.

[8] HABERL, Ralph, 2012. *EKG do kapsy*. 1. české vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4192-5.

[9] HEŘMAN, Miroslav, 2021. Basics of radiology. 1st English edition. Přeložil Martin ŠTĚRBA, *přeložil* Simon GILL. Olomouc: Palacký University. ISBN 978-80-244-5697-3.

[10] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK, 2021. Memorix anatomie. 5. vydání. Praha: Triton. ISBN 978-80-7553-873-4.

[11] MALÍKOVÁ, Hana, 2019. *Základy radiologie* a zobrazovacích metod. Vydání první. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978--80-246-4036-5.

[12] MÍRKA, H. a J. FERDA, 2015. IV aplikace kontrastní látk: *fyziologické principy* [online]. Plzeň [cit. 2022-12-23]. Dostupné z: https://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/CT%c5%a1kola2010_IV_aplikace_KL.pdf

[13] MZČR, , SÚJB a ČLS JEP, 2016. Národní radiologické standardy - *Výpočetní tomografie:* Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů na pracovištích výpočetní tomografie v České republice. *Věstník ministerstva zdravotnictví* [online]. **2016** [cit. 2022-12-31]. Dostupné z: https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf

[14] NAKANISHI, Rine, 2017. *Basics of Coronary* and Cardiovascular. In: Radiology Key [online]. [cit. 2023-05-08]. Dostupné z: https://radiologykey.com/basics-of-coronary-and-cardiovascular/

[15] O'SHEA, Patrick, 2022. *Radiopaedia: Cardiac* gating (CT) [online]. [cit. 2023-02-26]. Dostupné z: https://radiopaedia.org/articles/cardiac-gating-ct?lang=us

[16] PŘISPĚVATELÉ WIKISKRIPT, ., 2018. Kontrastní *látky. In:* WikiSkripta [online]. [cit. 2023-05-08]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Kontrastn%C3%AD_l%C3%A1tky

[17] RÁČILOVÁ, Zdeňka, 2021. *Kontrastní látky [*online]. Brno [cit. 2023-03-18]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/jaro2021/ARADc/um/Kontrastni_latky.pdf

[18] RAMOS-DURAN, Luis, Kalafut JOHN F, Hanley MICHAEL a Schoepf U. JOSEPH, 2010. Current Contrast Media Delivery Strategies for Cardiac and Pulmonary Multidetector-row Computed Tomography Angiography. Journal of *Thoracic Imaging. 25*(4**)**, 270-277. Dostupné z: doi:10.1097/RTI.0b013e3181efe8b0

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

[20] SÚKUPOVÁ, Lucie, 2013. Pitch faktor u CT [online]. *In: .* [cit**.** 2023-03-26]. Dostupné z: http://www.sukupova.cz/pitch-faktor-u-ct/

[21] SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. Radiační ochrana *při rentgenových výkonech* - to nejdůležitější pro praxi. 1. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.

[22] VAN DIS, Inike, Johanna M GELEIJNSE a Jolanda MA BOER, 2014. *Effect of including* nonfatal events in cardiovascular risk estimation, illustrated

with data from The Netherlands. *European Journal of Preventive Cardiology*. **3**(21), 377–383. ISSN 2047-4881. Dostupné z: doi:10.1177/2047487312443485.

[23] WEININGER, Markus, J. BARRAZA, Corey KEMPER, John KALAFUT, Philip COSTELLO a U. SCHOEPF, 2011. Cardiothoracic CT Angiography: Current Contrast Medium Delivery Strategi. *American Journal of Roentgenology* [online]. 260-272 [cit. 2023-02-22]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: https://www.ajronline.org/doi/epdf/10.2214/AJR.10.5814

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Typy EKG gatingu (Basics of Coronary and Cardiovascular, 2017) 27
Obrázek 2 – Ideální parametry bolu 2 (Mírka, 2015) 36
Obrázek 3 –Graf vlivu srdečního výdeje na dynamiku (Ramos-Duran, 2010) 40
Obrázek 4 – Graf vlivu objemu KL na dynamiku (Ramos-Duran, 2010) 42
Obrázek 5 – Beam hardening artefakt z HDŽ (Ramos-Duran, 2010) 44
Obrázek 6 – Graf vlivu koncentrace KL na dynamiku (Ramos-Duran, 2010) 45
Obrázek 7 – Graf vlivu rychlosti podání KL na dynamiku (Ramos-Duran, 2010) 46
Obrázek 8 – Systém Syngo MMWP DynEva na pracovní stanici Siemens Leonardo 55
Obrázek 9 – Graf rozložení hodnot BMI 59
Obrázek 10 – Graf závislosti času peaku na BMI 63
Obrázek 11 – Graf závislosti hodnoty peaku [HU] na BMI 64
Obrázek 12 – Graf závislosti času peaku v plicnici na BMI 65
Obrázek 13 – Graf závislosti hodnoty peaku v plicnici na BMI 66
Obrázek 14 – Graf závislosti času peaku v ascendentní aortě na BMI 67
Obrázek 15 – Graf závislosti hodnoty peaku v ascendentní aortě na BMI 68
Obrázek 16 – Graf závislosti času peaku v HDŽ na věku 69
Obrázek 17 – Graf závislosti hodnoty peaku v HDŽ na věku 70
Obrázek 18 – Graf závislosti času peaku v plicnici na věku 71
Obrázek 19 – Graf závislosti hodnoty peaku v plicnici na věku 72
Obrázek 20 – Graf závislosti času peaku v ascendentní aortě na věku 73
Obrázek 21 – Graf závislosti hodnoty peaku v ascendentní aortě na věku 74

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 – TK srdečních oddílů a cév 41
Tabulka 2 – Tabulka dávkových limitů pracovníků kategorie A 51
Tabulka 3 – Rozložení hodnot BMI 58
Tabulka 4 – Korelační koeficienty mezi na sebe navazujícími cévami 60
Tabulka 5 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v horní duté žíle - BMI 63
Tabulka 6 – Regresní koeficienty pro odhad času v HDŽ 63
Tabulka 7 – Koeficient determinace pro regresní nalýzu hodnoty peaku v horní duté žíle.....64
Tabulka 8 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v HDŽ - BMI ...64
Tabulka 9 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v plicnici 65
Tabulka 10 – Tabulka regresní analýzy času peaku v plicnici – BMI 65
Tabulka 11 – Korelační koeficient pro odhad hodnoty peaku v plicnici.....66
Tabulka 12 - Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v plicnici – BMI 66
Tabulka 13 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v ascendentní aortě.....67
Tabulka 14 - Regresní koeficienty pro odhad času peaku v ascendentní aortě – BMI.....67
Tabulka 15 – Koeficient determinace pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě 68
Tabulka 16 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě – BMI 68
Tabulka 17 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v horní duté žíle 69
Tabulka 18 - Regresní koeficienty pro odhad času v HDŽ - Věk.....69

Tabulka 19 – Koeficient determinace pro regresní nalýzu hodnoty peaku v horní duté žíle....70
Tabulka 20 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v HDŽ - Věk..70
Tabulka 21 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v plicnici....71
Tabulka 22 – Tabulka regresní analýzy času peaku v plicnici - Věk....71
Tabulka 23 – Korelační koeficient pro odhad hodnoty peaku v plicnici....72
Tabulka 24 - Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v plicnici – Věk....72
Tabulka 25 – Koeficient determinace pro regresní analýzu času peaku v ascendentní aortě....73
Tabulka 26 - Regresní koeficienty pro odhad času peaku v ascendentní aortě – Věk....73
Tabulka 27 – Koeficient determinace pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě....74
Tabulka 28 – Regresní koeficienty pro odhad hodnoty peaku v ascendentní aortě – Věk....74
Tabulka 29 – Časy peaků v jednotlivých cévách....75
Tabulka 30 – Hodnoty peaků denzit v cévách....75
Tabulka 31 – Časy posloupných nástupů peaků v cévách....76
Tabulka 32 – Rozdíly v dynamice u pacientů s a bez hypertenze....77
Tabulka 33 – Rozdíly v dynamice u pacientů s a bez ICHS....77
Tabulka 34 – Kalkulačka peaku HDŽ....83