

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

**Tomáš Vendiš**

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**Možnosti optimalizace parametrů vyšetření u CT angiografie  
dolních končetin**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: as. MUDr. Jan Baxa, PhD.

Plzeň 2013

Vložen originál zadání bakalářské práce – 1/2

Vložen originál zadání bakalářské práce – 2/2

Prohlášení:

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

V Plzni dne 15. 3. 2013

.....

vlastnoruční podpis

## Obsah

1	ÚVOD.....	9
2	TEORETICKÁ ČÁST.....	11
2.1	Anatomické poměry břišní aorty a tepen dolních končetin .....	12
2.1.1	Stavba cév .....	12
2.1.2	Obecná anatomie .....	12
2.2	Onemocnění tepen dolních končetin v obraze výpočetní tomografie .....	15
2.2.1	Aneuryzma periferních tepen .....	15
2.2.2	Ischemická choroba dolních končetin.....	15
2.3	CT angiografie .....	19
2.3.1	Skenovací parametry .....	19
2.3.2	Definice a principy CT angiografie .....	21
2.3.3	Aplikace kontrastní látky a její monitorování .....	24
2.3.4	Rizika spojená s aplikací kontrastní látky .....	28
3	PRAKTICKÁ ČÁST.....	31
3.1	Formulace problému.....	32
3.2	Cíle a hypotézy .....	34
	Cíl 1: .....	34
	Hypotéza 1: .....	34
	Cíl 2: .....	34
	Hypotéza 2: .....	34
	Cíl 3: .....	34
	Hypotéza 3: .....	34

3.3	Metodika .....	35
3.3.1	Skupina 1 (40 ml kontrastní látky) .....	35
3.3.2	Skupina 2 (50 ml kontrastní látky) .....	37
3.3.3	Skupina 3 (rutinní postup; 100 – 120 ml kontrastní látky) .....	39
3.4	Výsledky .....	41
3.4.1	Skupina 1 (40ml kontrastní látky) .....	41
3.4.2	Skupina 2 (50ml kontrastní látky) .....	42
3.4.3	Skupina 3 (rutinní postup; 100 – 120 ml kontrastní látky) .....	43
3.4.4	Počítačová aplikace .....	43
3.4.5	Cíle a hypotézy .....	44
3.4.6	Shrnutí.....	44
4	DISKUZE .....	45
4.1	Historie zobrazování cév dolních končetin výpočetním tomografem .....	46
4.2	Skenovací čas a fázový posun .....	47
4.3	Aplikace kontrastní látky a načasování akvizice .....	47
4.4	Zátěž pacienta kontrastní látkou a ekonomické aspekty .....	49
4.5	Shrnutí.....	50
5	ZÁVĚR .....	51
6	SEZNAM LITERATURY .....	53
7	SEZNAM ZKRATEK.....	58
8	SEZNAM TABULEK .....	59
9	SEZNAM OBRAZOVÝCH PŘÍLOH .....	63

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Tomáš Vendiš

Katedra: Katedra záchranářství a technických oborů

Název práce: Možnosti optimalizace parametrů vyšetření u CT angiografie dolních končetin

Vedoucí práce: as. MUDr. Jan Baxa, PhD.

Počet stran: číslované 52, nečíslované 18

Počet příloh: 2

Počet titulů použité literatury: 31

Klíčová slova: výpočetní tomografie, CT angiografie, tepny, dolní končetiny, optimalizace, CT skenovací parametry

## **Souhrn:**

Předkládaná bakalářská práce se zabývá problematikou vyšetřování tepen dolních končetin pomocí výpočetní tomografie, konkrétně vztahem rychlosti skenování a aplikace kontrastní látky. Teoretická část je kromě anatomie tepenného zásobení věnována zejména faktorům ovlivňujícím dosaženou koncentraci intravenózně podané kontrastní látky v tepnách. Součástí praktické části je popis postupu cílené optimalizace a synchronizace skenovacích parametrů a aplikace jodové kontrastní látky při CT angiografii dolních končetin. Použitá metodika byla vyvinuta s cílem minimalizace podaného množství kontrastní látky, která má nepříznivý vliv na funkci ledvin a její úspěšnost byla ověřena pomocí prospektivní studie u dvou skupin osob vyšetřovaných v rámci rutinního diagnostického procesu. Výsledky byly potvrzeny statistickou analýzou. V diskuzi jsou shrnuty dosavadní zkušenosti s podobným přístupem k zobrazení tepen dolních končetin včetně nejnovějších poznatků.

**Anotation**

Surname and name: Tomáš Vendiš

Department: Department of Paramedical Rescue Work and Technical Studies

Title of thesis: The possibilities of optimization parameters in CT angiography of lower extremities

Consultant: Jan Baxa, MD, PhD.

Number of pages: 52 + 18

Number of appendices: 2

Number of literature items used: 31

Key words: computed tomography, CT angiography, arteries, lower extremities, optimization, CT scan parameters

**Summary:**

This bachelor thesis deals with the examination of lower limb arteries using computed tomography, specifically relationship between the scanning speed and the administration of iodine contrast agent. The theoretical part is, in addition to the anatomy of arterial circulation dedicated to the multiple factors affecting the achieved concentration of intravenous contrast agent in the arteries during CT examination. The practical part is targeted on the procedure of optimization and synchronization of scanning parameters and application of iodine contrast media in CT angiography of the abdominal aorta and lower extremities. Used methodology has been developed to minimize the amount administered contrast material, which has an adverse effect on renal function and its success was verified by a prospective study in two groups of persons within routine diagnostic algorithm. The discussion summarizes experience with a similar approach to imaging of the lower limb arteries, including the latest studies.



## ÚVOD

Vyšetření cév dolních končetin výpočetní tomografií patří mezi nejkomplicovanější vyšetření vůbec. Je to dáno rozsahem vyšetřované oblasti a celkovým časem akvizice. Kvalitní výstup z této metody závisí na mnoha faktorech.

Cílem této práce bylo vyvinout novou metodu vyšetření, která bude co možná nejvíce respektovat dynamiku krevního oběhu pacienta a bude umožňovat efektivnější synchronizaci aplikace jodové kontrastní látky se samotným skenováním.

První, teoretická, část práce se zabývá obecným výkladem anatomických poměrů tepen v oblasti břicha a dolních končetin. V další části je rozebrána problematika patologie cév dolních končetin v obraze výpočetní tomografie. Na závěr teoretické části jsou vysvětleny pojmy, jako je CT angiografie, skenovací parametry a v neposlední řadě je popsán samotný proces aplikace kontrastní látky, včetně možných rizik, spojených s jejím podáním.

V praktické části byly definovány dvě nové varianty postupu pro vyšetření CT angiografii dolních končetin. Tyto metody se snaží respektovat parametry toku cévního řečiště daného pacienta. Umožňují tak cílené podání daleko nižšího celkového objemu kontrastní látky, aniž by byla dotčena výsledná kvalita vyšetření.

Nové postupy byly ověřeny na dvou skupinách pacientů v praxi, kvantitativním výzkumem. Ve výsledcích jsme uvedli přehled vyhodnocení kvality vyšetření a srovnali jsme je s již zavedeným postupem vyšetřování cév dolních končetin výpočetní tomografií.

Jako součást této práce byla vytvořena počítačové aplikace, která umožňuje snadný výpočet potřebných skenovacích parametrů. Tato aplikace může být použita pro urychlení a zpřesnění celého vyšetření novým postupem.

Výsledkem práce je nová metoda vyšetření cév dolních končetin výpočetním tomografem, která umožňuje významné snížení objemu aplikované jodové kontrastní látky. Tato metoda je pro pacienta mnohem šetrnější, než již zavedené a umožňuje i potencionální finanční úspory v provozu pracoviště výpočetní tomografie. To vše, aniž by došlo k významnému zhoršení kvality výstupů z vyšetření.

## TEORETICKÁ ČÁST

## **2.1 Anatomické poměry břišní aorty a tepen dolních končetin**

### **2.1.1 Stavba cév**

Cévní stěny odpovídají svou strukturou funkčním požadavkům jednotlivých úseků cévního systému; patří sem tepny (arteriae), které se postupně větví na menší arterioly (arteriolae); ty přecházejí ve vlasečnice (vasa capillaria); ty poté pokračují do nejtenčích žil (venulae) a ty se sbírají v žíly (venae). Tepny (arteriae) mají pevné a pružné stěny, přizpůsobené na nárazy krve vypuzované ze srdce. Jako kolaterály označujeme tepenné větve podél hlavní tepny, které se v jejím směru napojují na tepny další. Těmito kolaterály se při uzávěru hlavní tepny uskutečňuje tzv. kolaterální průtok. Ten udržuje alespoň minimální nutné zásobení krví při chorobném postižení hlavní cévy.

Stěnu každé tepny tvoří tři vrstvy; jsou to vnitřní tunica intima, střední tunica media a vnější tunica externa (adventitia). Stěny tepen jsou relativně silné, proto pro ně nestačí přívod kyslíku a živin z protékající krve. Výživu a kyslík přivádějí slabé tepénky a odvádějí tenké žilky, souborně nazývané vasa vasorum. Pocházejí buď přímo z tepny, kterou zásobují, nebo z nejbližší sousední tepny. (8)

### **2.1.2 Obecná anatomie**

#### **2.1.2.1 Břišní aorta (a. abdominalis)**

Břišní aorta je pokračováním hrudní aorty. V bederní oblasti se ve výši obratle L4 rozestupuje bifurkací (bifurkacio aortae) na dvě společné kyčelní tepny (a. iliaceae communis dextra et sinistra). U mužů rozstup tvoří úhel 60-70° a u žen 70-80°. Společné kyčelní tepny se v průběhu oboustranně po 5-7 cm v místě křížokyčelního skloubení dělí na vnitřní (a. iliaca interna) a zevní (a. iliaca externa) kyčelní tepnu. (8)

#### **2.1.2.2 Vnitřní kyčelní tepna (a. iliaca interna)**

Vnitřní kyčelní tepna sestupuje do malé pánve za peritoneem v oblasti křížokyčelního skloubení a větví se před nervy tvořící plexus sacralis. Krví zásobuje stěny malé pánve, dno pánevní, orgány uložené v malé pánvi, gluteální krajinu, adduktory stehna a zevní pohlavní orgány. U žen jde o zásobení vejcovodů a část pochvy. U mužů vedou orgánové větve k prostatě, chámovodům a měchýřkovitým žlázám. Podle místa zásobení

rozdělujeme větve vnitřní kyčelní tepny na viscerální (a. umbilicalis, a. vesicalis inferior, a. ductus deferentis, a. uterina, a. rectalis media, a. pupenda interna) a parietální (a. iliolumbalis, a. glutea superior, a. glutea inferior, a. obturatoria, aa. sacrales laterales). Větvení podléhá individuální variabilitě. Tepna se dělí na krátký dorsální kmen, odkud vystupují tři parietální větve a na ventrální kmen, z něhož vystupují další parietální a všechny viscerální tepny. (8)

#### **2.1.2.3 Zevní kyčelní tepna (a. iliaca externa)**

Zevní kyčelní tepna přivádí tepennou krev do dolní končetiny. Prochází pánví v krátkém úseku pod tříselným vazem na přední a vnitřní stranu stehna, kde pokračuje jako stehenní tepna (a.femoralis). Větve zevní kyčelní tepny zásobují části předních a postranních svalů břišní stěny, část stěny velké pánve, u žen ligamentum teres uteri a u mužů část obalů varlat. (8)

#### **2.1.2.4 Stehenní tepna (a. femoralis)**

Stehenní tepna navazuje na zevní kyčelní tepnu až po průchod do zákolenní jámy přes hiatus tendineus. Odtud pokračuje jako zákolenní tepna (a. poplitea). Stehenní tepna zásobuje krví kůži přední dolní části břicha, přední úseky skrota u mužů a stydké pysky u žen, všechny útvary stehna a kolenní kloub. Větvemi stehenní tepny jsou a. epigastrica superficialis, a. circumflexa ilium superficialis, a. profunda femoris, aa. pudendae externae, a. genus descendens. (8)

#### **2.1.2.5 Zákolenní tepna (a. poplitea)**

Zákolenní tepna je uložena hluboko u pouzdra kolenního kloubu. Tepna má zvláštní úpravu stěny. Ve střední vrstvě je redukována svalovina a je nahrazena elastickými membránami. Takováto stavba stěny způsobuje výskyt aneuryzmat stěn periferních cév. Zvenčí je stěna tepny spojena proužky vaziva s vena femoralis a spolu s ní obklopena cirkulárně pruhy vaziva do cévního svazku. Prostřednictvím svazku je zabudována do tukového vaziva zákolenní jámy. Tato úprava zajišťuje bezezměnný průtok krve tepnou i ve flexi kolenního kloubu. Tepna končí rozdělením na a. tibialis anterior a a. tibialis posterior, jež je jejím přímým pokračováním.

Krví tepna zásobuje svaly fossa poplitea a jejího okolí a kolenní kloub. Ten zásobuje prostřednictvím cévních sítí, do nichž větve tepny vstupují (rete articulare genus a rete patellae). Větvemi zákolenní tepny jsou aa. surales, a. superior medialis genus, a. superior lateralis genus, a. media genus, a. inferior medialis genus, a. inferior lateralis genus. (8)

#### **2.1.2.6 Přední holenní tepna (a. tibialis anterior)**

Přední holenní tepna leží na bérce pod svaly přední skupiny, podél laterálního okraje m. tibialis anterior, kde je provázena dvěma žilami. Na hřbetu nohy přechází v a. dorsalis pedis. Tepna je spojena vazivovými poutky s membrana interossea, proto neuhýbá při mechanickém poškození. Na možnost jejího poranění je zapotřebí brát zřetel při zlomeninách bérce a jejich následných repozicích. Přední holenní tepna zásobuje kolenní kloub, útvary na přední straně bérce, hřbet nohy a prstů, spojkami se podílí na zásobení planty. Větvemi a. tibialis anterior jsou a. recurrens tibialis posterior, a. recurrens tibialis anterior, a. malleolaris anterior medialis, a. malleolaris anterior lateralis. (8)

#### **2.1.2.7 Zadní holenní tepna (a. tibialis posterior)**

Zadní holenní tepna sestupuje po svalech hluboké vrstvy zadní strany bérce za vnitřní kotník. Je kryta hlubokou fascií zadní strany bérce. Do planty přechází v canalis malleolaris uložena za šlachou m. flexor digitorum longus a doprovázena dvěma žilami. V kanálu se dělí na tepny pro plantu (a. plantaris medialis a a. plantaris lateralis). Krví zásobuje útvary dorsálního a laterálního prostoru bérce a plantu pedis. Větví se na r. circumflexus fibulae, rr. malleolares mediales, rr. calcaneares. (8)

#### **2.1.2.8 Lýtková tepna (a. fibularis)**

Tepna sestupuje muskulofibulárním kanálem nad zevní kotník, kde vysílá r. perforans, rr. malleolares laterales, rr. calcaneares, rete calcaneare. (8)

#### **2.1.2.9 Tepny nohy**

Dalšími tepnami v koncovém úseku DK jsou a. plantaris medialis, a. plantaris lateralis, arcus plantaris, aa. metatarsales plantares, aa. digitales plantares communes. (8)

## **2.2 Onemocnění tepen dolních končetin v obraze výpočetní tomografie**

### **2.2.1 Aneurysma periferních tepen**

Aneurysma periferních tepen je relativně časté postižení hlavně v oblasti ilických tepen a v místě podkolenní tepny. Ve většině případů se jedná o vřetenovitá aneurysmata. Častá je nástěnná trombóza ve výduti, která při zobrazení lumina dává obraz normálního průsvitu nebo zúžení tepny. V popliteální lokalizaci není neobvyklé, že se trombóza aneurysmatu stává příčinou tepenného uzávěru. Kalcifikace ve stěnách výduti je spíše pravidlem nežli výjimkou. S nepravými aneurysmaty se setkáváme v oblasti třísla po provedené arteriografii, v jiných oblastech po traumatech. (9)

Pro rozlišení aneurysmatu je nezbytné využít axiální zdrojové obrazy. Je-li Aneurysma protáhlého vřetenovitého tvaru, je jednodušší jej zobrazit pomocí rekonstrukce zakřivené plochy v programu pro cévní analýzu nebo pomocí sagitálních a koronárních rekonstrukcí. Pro demonstraci lumina výdutě, přívodní cévy i výtokového traktu je výhodnější použít stínované barevné VRT, event. šedoškálová nastavení, než MIP rekonstrukce, případně MIP vrstvy. U MIP rekonstrukce je nutné použít subtrakce. To je časově náročnější a není možné vyvolat správnou prostorovou představu o uložení aneurysmatu.(9)

### **2.2.2 Ischemická choroba dolních končetin**

Pro komplexní diagnostiku ischemické choroby dolních končetin je nezbytné provedení CTA v celém rozsahu tepen minimálně od větvení abdominální aorty po úroveň kotníku. Lépe je však současně zobrazit i abdominální aortu a viscerální větve. S přihlédnutím k výše uvedeným skutečnostem je nutné připomenout, že rozsah proveditelného vyšetření s akceptovatelným prostorovým rozlišením se výrazně snižuje s klesajícím počtem detektorových řad skeneru. Proto je u přístrojů dvou- a jednořadých definitivní vyšetření povodí dolních končetin nemožné. Indikace CTA při ischemické chorobě dolních končetin je také třeba pečlivě zvážit u nemocných, kde lze předpokládat excesivní kalcifikace, jako jsou nemocní s diabetem a nemocní v programu hemodialýzy. Význam CTA (především u šestnáctiřadých přístrojů) u ischemické choroby spočívá v diagnostice stenóz a cévních uzávěrů a v plánování terapie. Pokud je vyšetření správně indikováno, lze plánovat

jak chirurgický výkon, tak i přístup pro cévní intervenci. Je však třeba zdůraznit rezervovaný přístup k hodnocení významnosti hrubě kalcifikovaných stenóz, především na bérčovém řečišti. Pokud nenacházíme normální nález na bércových tepnách anebo změny jednoznačně diferencovatelné, je nutné považovat za nezbytné provedení arteriografie. (9)

#### **2.2.2.1 Arteriální stenózy**

Hodnocení stenóz, u nichž je jednoznačně diferencovatelná měkká složka plátu, je výrazně usnadněno v porovnání s hrubě kalcifikovanými pláty. Pokud jde o stenózy v úsecích s excesivními kalcifikacemi, není možné se kvůli artefaktům z utvrzení paprsku spolehnout na hodnocení cév s průsvitem nižším než na úrovni popliteální tepny. Dosahuje-li stenóza hemodynamické významnosti a začíná-li významně redukovat průtok krve do periferie, pak se může vytvářet postupně kolaterální oběh, který se stává dominantním u kritické subokluzivní stenózy. Poté již stenóza plynule přechází do uzávěru a celou odpovědnost za zásobení periferie krví přebírá vytvářený kolaterální oběh. (9)

#### **2.2.2.2 Arteriální okluze**

Jestliže cévní lumen není opacifikováno kontrastní látkou, je nutné vyloučit záměnu za nenaplněnou cévu při nesprávném načasování aplikace kontrastní látky a akvizice. Při chronickém uzávěru je vytvořeno většinou bohaté kolaterální řečiště. (9)

#### **2.2.2.3 Uzávěr pánevní tepny**

Podle místa a rozsahu uzávěru se rozvíjí kolaterální oběh přes lumbální a iliolumbální tepny, dále cestou dolní mezenterické tepny do povodí vnitřní pánevní tepny. Mezi povodím vnitřní pánevní a stejnostranné společné stehenní tepny jsou vytvořeny spojky cestou gluteálních tepen na zevní straně pánve a mezi arteria obturatoria a arteria circumflexa iliaca profunda. Na kolateralizaci se podílejí i spoje s druhostranným povodím pánevních tepen a také epigastrické tepny, jejichž prostřednictvím se rozvíjejí kolaterály mezi podklíčkovou a společnou stehenní tepnou. (9)

#### **2.2.2.4 Uzávěr povrchové stehenní tepny**

Charakteristickým kolaterálním oběhem u vysokého uzávěru jsou kolaterály cestou arteria femoralis profunda. Pokud jde o distální uzávěr, podílejí se na kolateralizaci i vasa vasorum a homokolaterály z muskulárních větví arteria femoralis superficialis. (9)



#### **2.2.2.5 Uzávěr podkolenní tepny**

Okluze horní části podkolenní tepny je přes rete genus překlenuta do distální části arteria poplitea. Distální uzávěr se překlenuje pomocí větví typu arteria descendens genus k oblasti tibiofibulárního trunku. (9)

#### **2.2.2.6 Uzávěry bércových tepen**

Okluze bércových tepen je nutné topicky lokalizovat a posoudit kvalitu všech tří bércových tepen jako celku. Pokud je možné zobrazit i tepny plantární, plantární oblouk a arteria dorsalis pedis, je třeba identifikovat hlavní cestu přítoku krve do tohoto regionu. (9)

#### **2.2.2.7 Akutní končetinová ischemie**

Náhlý uzávěr tepny se projevuje chudě vytvořeným nebo zcela chybějícím kolaterálním oběhem. Pokud vyšetřujeme nemocného s akutní končetinovou ischemií, pak vyšetření provádíme pouze tehdy, kdy nahradí část nebo celé vyšetření arteriografické. CTA slouží především ke zvolení optimálního terapeutického přístupu – endovaskulární či chirurgické intervence. Při aplikaci kontrastní látky je třeba mít na paměti, že při intervenci bude aplikována další kontrastní látka, a snažíme se proto neohrožovat nemocného nefropatií vyvolanou aplikací kontrastní látky. (9)

#### **2.2.2.8 Akutní uzávěr preformované stenózy**

Patofyziologickým mechanismem náhlé ischemie dolní končetiny může být náhlá okluze v místě již déle vytvořené stenózy, na základě ruptury plátu a okluze nasedající trombózou. Pokud stenóza již byla hemodynamicky významná, je vytvořen kolaterální oběh; ischemie se projevuje jedině, pokud nevyhovuje metabolickým nárokům tkáně za uzávěrem. (9)

#### **2.2.2.9 Akutní trombóza aneuryzmatu**

Progresivním narůstáním nástěnné trombózy může dojít k uzávěru končetinové tepny v aneuryzmatu podkolenní tepny. (9)

#### **2.2.2.10 Akutní embolizace**

Dojde-li ke vmetení fragmentů trombu abdominální aorty nebo trombů z oblasti levostranných srdečních oddílů, vytvoří se náhlá okluze tepny bez naplněných kolaterál. (9)

### **2.2.2.11 Disekce tepny**

Disekce končetinové tepny vzniká především jako komplikace endovaskulárních výkonů. Objevujeme uvolněný list intimy rozdělující lumen cévy a projevující se longitudinálním zářezem na povrchu stínované VRT rekonstrukce. (9)

### **2.2.2.12 Entrapment syndrom**

Mechanickým zalamováním relativně dlouhé a volné podkolenní tepny může dojít k uzavření tepny a manifestaci ischémie v oblasti bérce (obr. 8.20). Entrapment syndrom je spíše typický pro mladší střední věk. Protože však dochází k uskřinování tepny dlouhodobě, je vytvořena často byť relativně chabá, kolaterální cirkulace přes rete genus. (9)

## 2.3 CT angiografie

### 2.3.1 Skenovací parametry

#### 2.3.1.1 Kolimace a datová stopa

Zatímco u jednořadých systémů byla kolimace jediným určujícím parametrem výsledného prostorového rozlišení, u multidetektorových systémů je kromě kolimace významným faktorem ovlivňujícím kvalitu zobrazení počet datových stop vznikajících jediným otočením gantry o celou otáčku 360 st. Kolimaci u MDCT rozlišujeme na úhrnnou a nominální. Kolimace úhrnná udává šíři detektorové soustavy ozářené zářením X ve směru osy Z. Jako nominální se nazývala kolimace, která příslušela jednomu aktivnímu detektoru, jehož činností vznikala jedna datová stopa. Typickým příkladem je činnost čtyřřadých až šestnáctiřadých systémů. Při ozáření detektorové soustavy tak vznikalo najednou 4–16 datových stop registrovaných v daném okamžiku. V současnosti pracují detektorové soustavy již odlišným způsobem. Zatímco pojem úhrnné kolimace je stále platný, nominální kolimace je již termínem překonaným. Vhodnějším termínem je datová stopa. (10)

Datová stopa je významným údajem, co se týče počtu simultánně získávaných stop, a dále jde o velmi důležitý faktor pro skutečné prostorové rozlišení datového pole hrubých dat. V současnosti některé systémy pracují na odlišném principu získávání hrubých dat. Jedny pracují na principu tzv. Z-samplingu. Z-sampling vychází ze staršího konceptu létajícího ohniska (flying spot), kdy je elektromagneticky vychylováno ohnisko v ose Z tak, že ve zlomcích okamžiku jsou simultánně získávány najednou jedním detektorem dvě nezávislé datové stopy posunuté mezi sebou o polovinu šíře elementu detektorové soustavy. Vzniká tak pole hrubých dat, které má prostorové rozlišení odpovídající polovině šíře nejmenšího elementu (při šíři elementu 0,6 mm je tedy prostorové rozlišení pole dat 0,3 mm). Cone beam systémy využívají velmi širokého úhlu rozbíhavosti paprsků a pracují pak při datových interpolacích s rozbíhavostí paprsků, a tedy s neortogonální projekcí dat. Velmi komplexním způsobem je datové pole hrubých dat získáváno dvouzdrojovým systémem, kdy se datová pole kompletují ze dvou detektorových systémů, získávajících data ve fázovém posunu o  $\frac{1}{4}$  periody rotace. Souhrnně lze říci, že šíře datové stopy zásadním způsobem ovlivňuje kvalitu datového pole, co se týče prostorového rozlišení.

Počet simultánně získávaných datových stop ovlivňuje tzv. akviziční rychlost společně s periodou rotace a faktorem stoupání. (10)

### **2.3.1.2 Faktor stoupání a perioda rotace**

Jedním z nejdůležitějších skenovacích parametrů pro kontext této práce je právě faktor stoupání, pomocí jehož změny, lze měnit rychlost skenování pacienta.

Faktor stoupání (pitch) je bezrozměrná veličina odvozená od základního parametru, který bývá nazýván rychlost posunu stolu. Faktor stoupání je pojem určující hustotu závitů datových stop získávaných během akvizice dat při posouvání stolu s tělem vyšetřovaného otvorem v gantry přístroje. Faktor stoupání je poměr mezi posunem stolu za jednu otáčku gantry o 360° a úhelnou kolimací. Tedy, pokud je úhelná kolimace například 20 mm a posun stolu 10 mm, je faktor stoupání 0,5, pokud je rychlost posunu stolu 20, jde o faktor stoupání 1, a pokud se zrychlí posun stolu na 30 mm, jde o faktor stoupání 1,5. Při posuzování faktorů stoupání uváděných jednotlivými výrobci přístrojů je třeba dávat pozor na definici – často se za pojmem pitch skrývá pojem nazývaný správně volume pitch, tedy objemový faktor stoupání. Jde o parametr, který udává poměr mezi šíří jedné datové stopy a rychlostí posunu stolu. Tedy jde ve skutečnosti o násobek počtu datových stop získávaných za jednu otáčku a skutečné hodnoty faktoru stoupání. (10)

Pitch významně ovlivňuje tzv. kompletaci dat při multidetektorové výpočetní tomografii. Princip kompletace dat umožňuje doplňování datového pole z datových stop příslušejících různým detektorovým elementům. Kvalita výsledného datového pole je závislá na faktoru stoupání nepřímo úměrně. Při vysokých faktorech stoupání nad 1,5 dochází již k neúplnému vyplnění datového prostoru a bývá pak omezena hodnota tzv. minimální rekonstruovatelné šíře obrazu – dříve často nazývaná efektivní šíře obrazu. Pro faktor stoupání 2 to bývá většinou minimální šíře obrazu 5 mm, pro faktor stoupání 3 šíře 10 mm. Aby bylo získáno velmi kvalitní pole dat, bývají použitelné faktory stoupání omezeny na hodnoty kolem 0,3 pro zobrazení srdce, na faktor 0,9 pro zobrazení duální energií záření. Nové způsoby akvizice dat dvouzdrojovým přístrojem (flash-spiral acquisition) však dovolují vzájemně kompletovat data do plného naplnění datového pole i při použití faktoru stoupání 3. Akviziční parametr perioda rotace je činitelem především určujícím tzv. časové rozlišení, v současnosti se používají periody rotace od 270 ms do 1 s.

Obvyklou periodou pro rutinní zobrazení je perioda 500 ms, pro zobrazení srdce a rychlé skenování například polytraumat se využívá co nejkratší periody. Obecně platí, že čím kratší perioda je používána, tím je pro zachování stejné vizuální kvality zobrazení třeba použít vyšší nastavení proudu. (10)

## **2.3.2 Definice a principy CT angiografie**

### **2.3.2.1 Definice CT angiografie**

CT angiografie (CTA) neboli angiografie prostřednictvím výpočetní tomografie je relativně neinvazivní možnost zobrazení kardiovaskulární soustavy vycházející z helikální (spirální) akvizice dat a intravenózní aplikace jodové kontrastní látky. Součástí hodnocení může být zhotovení trojrozměrné rekonstrukce cévních struktur, tzv. VRT (Volume Rendering Technique) obrazy, které jsou podobné klasickému angiogramu. (9) (1)

### **2.3.2.2 Základní principy zobrazení cév výpočetním tomografem**

CT angiografie je zobrazení určené k posuzování anatomie a funkce kardiovaskulární soustavy. První podmínkou je zvýšení kontrastu cévních struktur. Protože kontrast krve a okolních tkání je při nativním CT zobrazení prakticky nulový, je nutno jej zvýšit aplikací kontrastní látky. Kontrastní látku na rozdíl od katetrizační angiografie podáváme intravenózně, vyšetření je potom neinvazivní nebo správněji řečeno minimálně invazivní. Druhou podmínkou věrného zobrazení anatomie cévních struktur je docílit při akvizici dat dostatečného prostorového rozlišení. (9)

### **2.3.2.3 Indikace k CT angiografii dolních končetin**

Kompletní CTA dolních končetin zahrnuje vyšetření v rozsahu od odstupů renálních tepen po oblast kotníků. Hlavními limitacemi použití CTA pro zobrazení periferních (končetinových) tepen je minimální velikost voxelu, přítomnost hrubých kalcifikací a celková doba akvizice. Prostorové rozlišení, kde se pohybuje Z-rozměr voxelu kolem 0,5–0,8 mm je optimální pro zobrazení i bérkových tepen. Pokud je Z-rozměr větší než 1 mm, dochází již k významnému zkreslení zobrazení prostoru a pokud velikost dosahuje 2 mm a více, je zobrazení pro kvalitní diagnostiku změn na bérčovém řečišti zcela nevyhovující. (9)

Hrubé kalcifikace jsou velkou překážkou pro správné hodnocení změn na tenkých cévách od průsvitu obvyklého pro hlavní bérkové tepny. Artefakt z utvrzení paprsku výrazně

zvětšuje objem kalcifikací tak, že může lumen naplněné kontrastní látkou zcela překrývat. Proto u pacientů, kde lze hrubé kalcifikace předpokládat, především u diabetiků, lze pokládat indikaci zobrazení bérceového řečiště za přinejmenším diskutabilní i v případě, že je k dispozici přístroj šestnáctiřadý. Jedním z podstatných omezení v použitelnosti CTA končetinových tepen je celková doba akvizice. Na této době kauzálně závisí množství kontrastní látky, kterou bychom měli aplikovat, a radiační zátěž. Pokud je nutné pro vyšetření skenovat po dobu 90 minut, je nutné aplikovat cca 3 ml/s po dobu nejméně 60 s – jde tedy o objem 180 ml kontrastní látky, zatížení pacienta je pak větší než u arteriografie. Riziko kontrastní látkou indukované nefropatie je potom velmi vysoké. Takové vyšetření není možné považovat za neinvazivní – míra rizika poškození nemocného je vyšší než u katetrizační arteriografie. Druhou negativní stránkou výrazně prodloužené doby akvizice dat bývá plnění žil v oblasti dolních končetin, toto plnění je však jen relativním důvodem omezení indikací pro vyšetření tepen v oblasti bérce, protože žilní systém lze topicky velmi jednoduše od tepen odlišit. (9)

Jednořadým přístrojem lze zobrazit jen omezený rozsah periferních tepen, vyšetření je nutné přesně cílit. Pro dvouřadé systémy je hranicí možností zobrazení oblast stehenních tepen, je-li užita kolimace 2,5 mm, již pro bérce nepostačuje. V oblasti bérce je tedy nutné vyšetření cílit na oblast a volit kolimaci 1 mm. Pro přístroje čtyřřadé s dobou otáčky rotoru gantry 500 ms a pro přístroje šestiřadé s otáčkou delší než 500 ms je únosné zobrazení s kolimací 1 mm od bifurkace aorty až po bérce. Na hranici možností je společné vyšetření s abdominální aortou. Pro šestnáctiřadé systémy (do jisté míry to platí i pro přístroje osmiřadé a desetiřadé) je bezproblémové vyšetření celé abdominální aorty, stehenních, kolen, bérce i nohou v jedné akvizici. (9)

#### **2.3.2.4 Strategie vyšetření cév dolních končetin**

Iniciální nativní vyšetření nemá pro CTA periferních tepen žádný význam. Vhodný rekonstrukční algoritmus pro prostorové rekonstrukce je měkký algoritmus pro CTA. Většinou ani algoritmus s vyšší mírou zvýraznění přechodů denzit nedokáže zpřesnit diagnostiku stenózujících procesů při hrubých kalcifikacích. Kontrastní látku aplikujeme přetlakovým injektorem. Vhodným průtok je 3 ml/s nejen pro pomalejší akvizice, ale i pro akvizice relativně krátké. Proplach fyziologickým roztokem nemá jednoznačný efekt na snížení objemu podávané kontrastní látky. K načasování akvizice je vhodný bolus-tracking.

Vzorkovací objem se umísťuje podle celkové doby akvizice dat. Pro pomalejší akvizici čtyřřadými a šestiřadými přístroji postačuje zahájení skenování, pokud dosahuje denzita v distální hrudní aortě úrovně 100 HU. Je-li však vyšetření prováděno vysokou rychlostí, je třeba časovat akvizici podle úrovně plnění na proximální části stehenních tepen. Je-li akvizice prováděna rychlostí 36 mm/s, je rychlost akvizice vyšší než rychlost šíření bolusu kontrastní látky v řečišti dolních končetin i za normální situace, natož při přítomnosti významných stenózujících procesů. Za takové situace je nejvhodnější vizuální sledování nástupu arteriální fáze při monitorování typu bolus-trackingu na úrovni stehen a manuální spuštění akvizice. Je třeba kontrolovat, aby vzorkovací objem nebyl v uzavřené cévě. Nejsme-li si jisti polohou cévy nebo nechceme-li se spoléhat na průchodnost označené cévy, je vhodné umístit vzorkovací objem do oblasti mimo končetiny a akvizici spustit ručně při nástupu arteriální fáze. (9)

### **2.3.2.5 Následné zpracování obrazů**

Základem hodnocení CTA periferních tepen jsou stínované VRT. Práh zobrazených denzit se snižuje ve srovnání s obvyklými hodnotami pro tepny krku nebo břicha. Axiální obrazy mají jen podružnou úlohu, vzhledem k počtu, ale i k méně kvalitní diferenciaci cévní stěny. Pro maximální rozlišení na obrazovce monitoru i pro výslednou kvalitu ukládané trojrozměrné rekonstrukce je nutné často rozdělit postprocessing na oblast abdominální aorty, pánve, stehen, kolen a bérců. Potom použijeme k rekonstrukci prostorových zobrazení jen vybranou část zdrojových axiálních obrazů. Pro MIP rekonstrukce je nutná subtrakce skeletu. Pořizujeme dokumentaci v čelní, v obou šikmých a obou bočných projekcích, včetně projekcí bočných z mediální strany končetiny. Pro femoropopliteální oblast je důležitý pohled z dorzální strany, pro zobrazení arteriálního oblouku nohy zase kraniální i kaudální axiální projekce. (9)

### **2.3.2.6 Komplikace objemových rekonstrukcí cév**

Propouštění cévní protézy nepatří mezi časné pooperační komplikace, vyskytuje se vzácně. Kontrastní látka se dostává kolem cévní protézy do přítomného hematomu. Trombóza rekonstrukce: akutní trombóza se projevuje vytvořením hypodenzního defektu v náplni, který je obtékán kontrastní látkou. Jde-li o déle trvající trombózu, trombus pevně lpí na stěnách rekonstrukce a kontrastní látkou není obtékán. Trombóza se vyskytuje v časném i chronickém časovém období. Stenóza protézy je predisponujícím faktorem pro vznik

trombotického uzávěru protězy v delším časovém období po operaci. Stenóza může vznikat v místech anastomóz, dále u žilních štěpů v místech chlopní a na extraanatomických axilofemorálních bypasech i na principu zalomení protězy. Arteriovenózní zkrat se vytváří, pokud nejsou dostatečně podvázány všechny perforující větve in situ ponechané žíly, která byla použita k přemostění tepenného uzávěru. Vyskytuje se v raném pooperačním období a projevuje se časnou náplní žilního systému. Kontrastní látka se objevuje již na kraniální části vyšetření v ilických žilách nebo v dolní duté žíle, i když v druhostranné pánevní žíle přítomna není. Infekce protězy se projevuje vytvořením zánětlivé infiltrace kolem cévy většinou i s bublinami plynu. Častou doplňující komplikací bývá i trombotický uzávěr rekonstrukce. V časném pooperačním období je nutné nález CT korelovat i s nálezem klinickým, aby bylo možno odlišit periprotetický hematoma a plyn jen v souvislosti s operačním výkonem. Krvácení z anastomózy vzniká u pacientů s náhlým rozpojením některé anastomózy. Od jinak častého pseudoaneuryzmatu odlišuje krvácení náhlý vznik, výrazné prosáknutí okolí a jezírko kontrastní látky v rozsáhlém hematomu. Pseudoaneuryzma anastomózy vzniká na podkladě chronického selhávání sutury anastomózy, objevuje se aneurymatické vyklenutí anastomózy, které nebývá obklopené hematoma, může však obsahovat nástěnnou trombózu. (9)

### **2.3.3 Aplikace kontrastní látky a její monitorování**

#### **2.3.3.1 Fyziologické aspekty**

Způsob aplikace kontrastní látky má zcela zásadní vliv na kvalitu zobrazení cévních struktur při CTA. Vždy je třeba respektovat především prostorové umístění vyšetřované cévy v cévním řečišti a její funkční umístění v kardiovaskulárním systému. Poloha (rozumí se vzdálenost od místa aplikace kontrastní látky k cílovému místu zobrazované cévy po trajektorii směrem cirkulace) je určující především z hlediska správného načasování aplikace kontrastní látky. Funkční zařazení cévy má vliv zejména u části cirkulace funkčně oddělené od velkého oběhu, jako je plicní oběh, oběh portální a koronární cévy. (9)

Pro dosažení optimálních hodnot plazmatické koncentrace kontrastní látky v celém vyšetřovaném rozsahu je nutná správná synchronizace aplikace kontrastní látky a akvizice. K tomu je vhodná znalost cirkulačního času, tedy doby, za kterou projde kontrastní látka od



místa aplikace k cílové tepně. Rychlost cirkulace kontrastní látky je však významně závislá na oběhových parametrech vyšetřované osoby, proto je nutné využít některou z technik monitorace cirkulačního času a automatického spouštění akvizice. Ideální strukturou pro monitoraci oběma následně uvedenými metodami je hrudní aorta (vzestupná či sestupná), eventuálně levá srdeční komora. (4)

### **2.3.3.2 Cirkulační čas a cirkulační fáze**

Po aplikaci do žíly prochází kontrastní látka do pravé síně, kde se mísí s nekontrastní krví. Pravostrannými srdečními oddíly odtéká směs dále do plicního tepenného řečiště, odkud se přes plicní žíly a levé srdeční oddíly dostává do systémových tepen. Poté přes kapiláry přechází do systémových žil a vrací se do srdce. Koncentrace v žilách je vždy nižší než v tepnách, neboť část přestupuje z kapilárního řečiště do extravaskulárního extracelulárního prostoru a část je zadržena v kapilárách a sinusoidách parenchymových orgánů (zejména jater a sleziny). Rychlost a míra nasycení cév a orgánů závisí na rychlosti a způsobu podání kontrastní látky, jejím množství, koncentraci a na konstituci a srdečním výdeji vyšetřovaného. Nasycení tepen a tepnami zásobených orgánů nebo lézí je více ovlivněno příkonem jodu. Nasycení žil a venózně zásobených orgánů (játra) závisí spíše na celkové dávce jodu. Mezi 2. – 5. minutou dochází přechodně k ustálenému stavu, ale již přibližně za 3 minuty po podání se kontrastní látka začíná vylučovat ledvinami. Pokud je ledvinná exkrece snižena, nastupuje vylučování do biliárního systému – jde o stav u nemocných v šoku s centralizovaným oběhem. (10)

#### **2.3.3.2.1 Cirkulační čas**

Interval mezi podáním kontrastní látky a nasycením cílové oblasti je cirkulační čas. Jeho určení je nezbytné pro správnou synchronizaci aplikace kontrastní látky a skenování při vyšetření ve specifických cirkulačních fázích. U pomalých akvizic jej můžeme stanovit empiricky. U rychlejších je nezbytné jeho přesné zjištění pomocí testovacího bolusu (bolus-timing, bolus-test) nebo monitorace bolusu (bolus-tracking, bolus-monitoring). Bolus-tracking monitoruje přítok kontrastní látky do tepenného řečiště v oblasti zájmu. Dosažením prahové denzity je spuštěno odpočítávání zpoždění skenování, je optimalizován zobrazovací protokol tak, aby byl eliminován vliv nestejného výkonu srdce. (10)

#### **2.3.3.2 Cirkulační fáze**

Cirkulační fáze odpovídají jednotlivým fázím průchodu kontrastní látky cévním systémem a farmakokinetické distribuci. Rozeznáváme žilní předfázi (ihned po aplikaci), plicní arteriální fázi (odstup 10–15 s), systémovou arteriální fázi (odstup 15–30 s), kapilární fázi, žilní fázi a fázi ekvilibria (odstup 3–5 minut). Žilní fázi v portálním řečišti označujeme jako fázi portální. Začíná 10–15 s po arteriální fázi a vrcholu dosahuje s odstupem 25–35 s. Od 3. minuty nastupuje fáze exkrece. (10)

#### **2.3.3.3 Testovací bolus**

Jednou z možností, při které je aplikováno relativně malé množství kontrastní látky (10 ml) a v úrovni cílové tepny je pomocí opakujících se skenů sledován průběh a časová závislost průběhu tohoto bolusu, je testování bolusu („bolus timing, test bolus“). Na základě výsledné křivky denzních hodnot jsou pak stanoveny časové parametry samotné akvizice. Nevýhodou této metody je zvýšení dávky aplikované kontrastní dávky a možné nepřesnosti ve stanovení cirkulačního času, protože při aplikaci většího objemu kontrastní látky může dojít k fyziologické změně cirkulačních parametrů. (4)

#### **2.3.3.4 Monitorace bolusu**

Z tohoto pohledu lze za více fyziologickou považovat metodu přímého monitorování bolusu kontrastní látky („bolus tracking“, „bolus monitoring“), kdy opakované skeny v cílové oblasti jsou prováděny krátce po začátku aplikace kontrastní látky a akvizice je spuštěna v okamžiku dosažení nastavené prahové denzní úrovně v luminu tepny. v tomto případě je nutné brát v úvahu také dobu potřebnou pro přesun stolu a přípravu přístroje pro akvizici. Tento způsob časování však může selhat zejména v oblastech rychlým tokem krve (hrudník) a u osob s krátkým cirkulačním časem, kdy při relativně dlouhé akvizici v porovnání s kratším rozsahem při vyšetření koronárního řečiště může dojít ke zpoždění akvizice vzhledem k šíření bolusu. V případě 16- a 64-řadých systémů je obecně více využíván systém monitorace bolusu. S dalším zkracování akvizičních časů, zejména u dvouzdrojových CT přístrojů lze s využitím techniky testovacího bolusu významně snížit množství podané kontrastní látky. U typů CT přístrojů s pomalejší akvizicí je doporučené množství kontrastní látky 120–150 ml, u přístrojů s výrazným urychlením akvizice dat na časy kolem 1 s lze provést kvalitní vyšetření i s použitím 60–80 ml kontrastní látky. (4)

### **2.3.3.5 Koncentrace jodu**

Koncentrace jodu v kontrastní látce přímo ovlivňuje výslednou maximální denzitu ve vyšetřované cévě. Vyšší koncentrace způsobí strmější stoupání a maximální úroveň denzity bolusu. Pro CT angiografii koronárních tepen se doporučují kontrastní látky s vysokou koncentrací jodu, minimálně 350 mg/ml. Strmost stoupání denzity bolusu je dána také rychlostí aplikace. Pro delší akviziční doby je vhodný průtok 3–4 ml/s. Při krátkých akvizičních časech a pro vyšetření srdce a věnčitých tepen s EKG synchronizací je nutné zvýšit průtok až na 5–6 ml/s. (4)

### **2.3.3.6 Bolus**

Celý objem aplikované kontrastní látky vytváří tzv. bolus, tedy vlnu odpovídající nárůstu denzity postupující cévní soustavou. Vhodné zvýšení denzity cévního lumina obecně pro CT angiografii je úroveň 250 Hounsfieldových jednotek (HU) a více. U tepen menšího a malého kalibru včetně koronárních se doporučuje dosáhnout hodnoty 300 HU, případně více. (4)

### **2.3.3.7 Objem kontrastní látky**

Objem kontrastní látky zajišťuje dostatečnou dobu trvání zvýšené denzity vhodné k CT angiografii. Objem kontrastní látky nutný k dostatečnému udržení denzity v cévě se dá jednoduše vypočítat vynásobením průtoku a doby akvizice. Při volbě správného objemu je však nutné vzít na vědomí všechny výše uvedené parametry aplikace kontrastní látky, které se vzájemně ovlivňují. v současnosti se pak užívá termín příkon jodu, který je definován množstvím jodu, které se dostane za jednotku času do cílového místa. Tento příkon je ovlivněn koncentrací jódu v kontrastní látce, celkovým objemem a rychlostí aplikace bolusu. Záplach fyziologickým roztokem také pozitivně ovlivňuje příkonu jodu. (4)

### **2.3.3.8 Viskozita**

Důležitým parametrem pro aplikaci, šíření bolusu kontrastní látky, ale také pro dosažení cílové denzity je viskozita, která je obecně závislá na koncentraci jodu. Často opomíjeným faktorem pro viskozitu je pak teplota kontrastní látky při aplikaci, která by měla odpovídat tělesné teplotě; tím se viskozita významně sníží. Důležité je zejména udržení správné teploty kontrastu přímo v přetlakovém injektoru. Vysoká viskozita

způsobuje nerovnoměrné smíchání s krevní plazmou, a tím může zhoršit podmínky pro hodnocení. (4)

### **2.3.4 Rizika spojená s aplikací kontrastní látky**

#### **2.3.4.1 Nežádoucí reakce**

V současnosti u rentgenových technik používáme k intravaskulárnímu podání pozitivní kontrastní látky obsahující jód. Základní dělení jóduvých kontrastních látek (JKL) je na vysokoosmolální (7x vyšší osmolalita oproti krvi), nízkoosmolální (2 x vyšší osmolalita) a izoosmolální. Intravaskulární podání JKL může u nemocných vyvolat výskyt nežádoucí reakce: alergoidní a chemotoxické (především nefrotoxické-kontrastní nefropatie, neurotoxické, kardiotoxické a další). Mezi faktory zvyšující riziko nežádoucí reakce patří: diabetes mellitus, renální insuficience, těžké kardiální a plicní onemocnění, astma bronchiale, předchozí reakce na JKL, polyvalentní alergie, děti a vysoký věk nemocných, hypertyreóza, feochromocytom a mnohočetný myelom. Celková incidence nežádoucích alergoidních reakcí na vysokoosmolální JKL je 6-8 %, u nízkoosmolálních JKL pouze 0,2-0,7 %. Nízkoosmolální kontrastní látky jsou dražší, vyvolávají však méně nežádoucích účinků, proto je jejich použití doporučováno u rizikových stavů. (2)

#### **2.3.4.2 Druhy nežádoucích reakcí**

Akutní reakce na JKL náhle vzniklé reakce, které se liší intenzitou příznaků a jejich subjektivním vnímáním. Pokud jsou příznaky málo klinicky významné, vyžadují pouze zvýšený dohled lékaře. Pokud nabývají na intenzitě, je nutná okamžitá léčebná intervence, u závažných stavů až kardiopulmonální resuscitace. (2)

Alergoidní (tj. alergické reakci podobná) reakce vzniká nezávisle na množství podané látky. Dochází při ní k uvolnění histaminu a serotoninu. Reakce mírného stupně se projevují urtikou, mírným bronchospazmem a mírným poklesem tlaku. Při těžké generalizované alergoidní reakci na JKL může dojít k hypotenzi, tachykardii, bronchospazmu, laryngeálnímu edému, edému plic nebo křečím. (2)

Chemotoxická reakce znamená přímé ovlivnění určitého orgánu, zejména sem patří kontrastní nefropatie, kardiotoxicita a další. Tato reakce je přímo úměrná množství podané

JKL a více jsou ohroženi nemocní v nestabilním klinickém stavu. Projevy jsou pocit horka, nauzea a zvracení. Hlavní zásadou snížení chemotoxicity je použití co nejmenšího možného množství JKL a dostatečná hydratace každého nemocného před vyšetřením i po něm. (2)

Pozdní reakce na JKL mohou vzniknout více jak jednu hodinu po podání JKL. Nejčastěji se jedná o lehkou či střední urtiku v rozmezí 3 - 48 hodin po aplikaci. Tyto reakce jsou pravděpodobně zprostředkovány T-lymfocyty a predispozici jejich vzniku mají nemocní s předchozí reakcí na JKL. Léčba zpožděných reakcí je symptomatická. Jejich výskyt je velmi vzácný. (2)

### **2.3.4.3 Kontrastní nefropatie**

Kontrastní nefropatie je akutní zhoršení ledvinných funkcí vzniklé po podání JKL, kde byla vyloučena jiná příčina. Je definována jako zvýšení sérového kreatininu o více než 25 % či 44  $\mu\text{mol/l}$  během 48 hodin oproti hladině před podáním JKL. Její incidence u jedinců s normální hladinou kreatininu je 0-10 %. U nemocných s rizikovými faktory však její incidence stoupá až na 25 %. (2)

#### **Rizikové stavy KN**

- diabetes mellitus (diabetická nefropatie s hladinou serového kreatininu  $>100 \mu\text{mol/l}$ )
- perorální antidiabetika-biguanidy: nebezpečí laktátové acidózy při zhoršení ledvinných funkcí
- dehydratace
- kardiální dekompenzace
- podávání nefrotoxických léků
- kumulace kontrastních vyšetření

#### **Prevence KN**

- dostatečná hydratace
- perorálně zvýšit příjem tekutin 24 hodin před i po vyšetření (obzvláště důležité u starších osob a v teplých letních měsících)

- v případě intravenózní aplikace tekutin: podání 0,9% roztoku NaCl i. v. rychlostí 1-2 ml/kg/hod po dobu minimálně 4 hodin před a 24 hodin po vyšetření
- použití nízko-/izoosmolální JKL
- preferovat JKL s nízkou viskozitou
- biguanidy (perorální antidiabetika), nesteroidní antirevmatika, případně jiné nefrotoxické léky vysadit 48 hodin před podáním JKL
- u katetrizačních výkonů zvážit podání alternativní KL (např. CO<sub>2</sub>)
- zvážit podání nefroprotektivních látek (acetylcystein, infuze hydrogenuhličitanu sodného)

Hemodialýza provedená i krátce po podání JKL nemůže efektivně zabránit případnému rozvoji KN! Důraz je proto kladen na prevenci KN, především dostatečnou hydrataci! (2)

Maximální doporučená dávka jódové kontrastní látky u nemocných s normální funkcí ledvin (hladina sérového kreatininu < 100 µmol/l) a při dostatečné hydrataci je horní orientační hranice dávky do 300 ml JKL s koncentrací 300 mg jódu/ml. U zhoršené funkce ledvin (kreatinin 130-300 µmol/l) klesá maximální doporučené množství podané JKL pod 150 ml. U nemocných s poškozenými renálními funkcemi lze vypočítat maximální dávku JKL při optimální hydrataci dle vzorce: objem JKL (300 mg jódu/ml) v ml =  $[5 \times \text{hmotnost (max 60 kg)}] / [\text{hladina kreatininu } \mu\text{mol/l} / 88]$ . (2)

## **PRAKTICKÁ ČÁST**

### 3.1 Formulace problému

Před érou multidetektorové výpočetní tomografie bylo hlavními překážkami pro rutinní použití CT angiografie dolních končetin pro klinickou praxi malé prostorové a časové rozlišení a rychlost akvizice dat.

Toto se s příchodem nových, moderních, vícedetektorových akvizičních systémů mění. Dnes je již CT angiografie dolních končetin běžně používanou metodou k diagnostice většiny onemocnění cév dolních končetin, zvláště pak k zobrazení samotného tepenného systému. CT angiografie plnohodnotně nahradila, díky rychlosti, neinvazivnosti, nižší radiační zátěži a ekonomickému hledisku, intervenční diagnostické výkony prováděných na pracovištích intervenční radiologie (DSA).

Problémem však zůstává přesná synchronizace načasování aplikace kontrastní látky se samotnou akvizicí dat. Vezmeme-li v úvahu, že rychlosti toku krve z oblasti abdominální aorty až k prstům nohy se pohybuje od 30 po 180 mm za sekundu, je zřejmé, že správné provedení samotného vyšetření vyžaduje co nejpřesnější synchronizaci rychlosti pohybu vyšetřovacího stolu s tokem bolusu podané kontrastní látky.

Obvyklé postupy při vyšetření cév dolních končetin pracují s lokalizovanou monitorací toku bolusu kontrastní látky, což pro kvalitní vyšetření vyžaduje její větší podaný objem. Ne zřídka také dochází k rychlejšímu skenování, než je tok kontrastu v těle nebo naopak pomalejší akvizici dat, což poté způsobuje skenování ve fázi, kdy již dochází k naplnění žil kontrastní látkou. Obě tyto skutečnosti zhoršují kvalitu vyšetření a někdy i znemožňují relevantní diagnostiku.

Naším cílem bylo vyvinout novou metodiku vyšetření CT angiografie dolních končetin, kde v závěru přizpůsobujeme rychlost pohybu vyšetřovacího stolu přímo "na míru" rychlosti bolusu aplikované kontrastní látky v těle daného pacienta. Toto lze udělat pouze za předpokladu, známe-li přibližnou rychlost bolusu kontrastní látky přímo v krevním oběhu nemocného.



V ideálním případě pak dochází ke spuštění skenování s vrcholem syčení podané kontrastní látky v břišní aortě, na úrovni bránice, a postupným skenováním synchronně s peakem bolusu kontrastní látky až na úroveň chodidel. Při takovémto adaptování rychlosti skenování pacienta k rychlosti toku kontrastní látky v jeho těle, si můžeme dovolit signifikantně snížit celkový objem podané kontrastní látky. Díky tomu došlo ke snížení zatížení organismu nemocného kontrastní látkou a v neposlední řadě také ke značným ekonomicko-provozním úsporám.

V rámci nalezení nejvhodnější metody vyšetření CT angiografie dolních končetin, se sníženým množstvím celkově podané kontrastní látky, jsme vyšetřovaly dvě skupiny pacientů, každou z nich mírně modifikovanou metodikou postupu vyšetření. Výsledky analýzy dat těchto dvou skupin jsme pak porovnali s retrospektivně analyzovanou náhodnou skupinou pacientů, kterým byla provedena CT angiografie dolních končetin rutinním způsobem.

## **3.2 Cíle a hypotézy**

Před zpracováním souborů dat jsem si pro tuto práci stanovil tři cíle a k tomu příslušné hypotézy.

### **Cíl 1:**

Vytvoření nové optimální metody provedení vyšetření CT angiografie dolních končetin se sníženým objemem celkově podané kontrastní látky.

### **Hypotéza 1:**

S použitím nové metody vyšetření CT angiografie dolních končetin lze snížit celkový objem podané kontrastní látky a tím i vynaložené finanční náklady na vyšetření.

### **Cíl 2:**

Srovnání nové metody CT angiografie dolních končetin s již zavedenou.

### **Hypotéza 2:**

Kvalita vyšetření novou metodou je srovnatelná s kvalitou u rutinně používaných postupů CT angiografie dolních končetin.

### **Cíl 3:**

Vytvoření počítačové aplikace pro snadný výpočet hodnot potřebných skenovacích parametrů.

### **Hypotéza 3:**

Použití vytvořené počítačové aplikace pro výpočet hodnot potřebných skenovacích parametrů je vhodné pro běžný provoz na CT pracovištích.

### **3.3 Metodika**

#### **3.3.1 Skupina 1 (40 ml kontrastní látky)**

##### **3.3.1.1 Pacienti**

Do první skupiny bylo zahrnuto celkem 31 prospektivně vyšetřených pacientů (z toho 6 žen a 31 mužů ve věkovém rozmezí 55 - 90 let; průměrný věk 68,5), kteří byli na naši kliniku odesláni indikujícím lékařem k vyšetření CT angiografie tepen dolních končetin v období únor 2012 až červen 2012. Jako metoda monitorace toku kontrastní látky byl použit, ve dvou lokalitách, systém TestBolus (Siemens, Německo)

##### **3.3.1.2 Metoda dvojí TestBolus monitorace**

CT vyšetření byla provedena na přístroji Definition Flash (Siemens, Německo; Obrázek 2) s přetlakovým injektorem CT Motion (Ulrych Medical, Rakousko). Jako kontrastní látku jsme použili iomeprol 400mg jódu/ml (IOMERON 400). Pro samotný sken byla použita kolimace 128 x 0,6mm s periodou rotace rentgenky 0,5 s/rot.

Pacienti byli před vyšetřením poučeni, byla od nich odebrána alergická anamnéza a podepsali informovaný souhlas s CT vyšetřením. Poté jim byla zavedena do žíly horní končetiny kanyl (22 Gauge).

Nejprve byla provedena aplikace 10 ml kontrastní látky s následným záplachem 50 ml fyziologického roztoku, to vše rychlostí podání 6 ml/sekundu. Po 2 sekundách od aplikace byla zahájena monitorace toku bolusu kontrastní látky TestBolus 1, v úrovni bránice. Po vizualizaci kontrastní látky v lumenu abdominální aorty byl tento monitoring manuálně přerušen a vyšetřovací stůl byl přesunut do úrovně druhého skenování (oblast kolenního kloubu). Poté byla zahájena monitorace toku bolusu kontrastní látky TestBolus 2.

##### **3.3.1.3 Analýza získaných dat**

Z pořízených dat byl pomocí aplikace Syngo DynEva (Siemens, Německo) stanoven čas přítoku kontrastní látky do břišní srdečnice v oblasti bránice a čas přítoku kontrastní látky do popliteální tepny v oblasti kolenního kloubu. Dále byla změřena délka celého rozsahu skenu a vzdálenost mezi oblastí TestBolus1 a TestBolus2. Z těchto údajů byla vypočítána rychlost toku kontrastní látky v těle pacienta (Bolus Transit Time). Tato rychlost,

respektive vypočtený čas toku kontrastní látky, byl použit jako skenovací parametr "Scan Time" u samotného vyšetření. Jako zpoždění vyšetření byl použit čas přítoku kontrastní látky do břišní srdečnice v oblasti bránice. Pacientům bylo během samotného skenu aplikováno 40ml kontrastní látky a 50ml záplach fyziologickým roztokem, rychlostí 6ml/sekundu. Schéma pro výpočet parametrů je uveden v obrazové příloze této práce (**Obrázek 1**).

#### **3.3.1.4 Zhodnocení výsledků**

Pro účely hodnocení kvality vyšetření byly použity axiální řezy rekonstruované ze zdrojových dat s použitím algoritmu pro iterativní rekonstrukce (SAFIRE, Siemens, Německo) se šíří vrstvy 0,75 mm, vzdáleností vrstev 0,6 mm s rekonstrukčním algoritmem kernel i26f (Siemens, Německo). Na těchto axiálních řezech bylo provedeno měření průměrné hodnoty denzity (HU) a vizuální zhodnocení úseku břišní aorty, pánevních, stehenních a popliteálních tepen. Objektívni hodnocení distálních úseků (bérce, hlezna, nohy) bylo technicky problematické. Probíhalo také, pokud to bylo možné, měřením průměrných hodnot denzit (HU), tak i vizuálním hodnocením kvality obrazů. Vizuální hodnocení bylo prováděno třemi zkušenými radiology, shodou na známce ze škály 1-3 (1 - optimální kvalita, 2 - není optimální kvalita, 3 - pro diagnostiku nedostatečné).

### **3.3.2 Skupina 2 (50 ml kontrastní látky)**

#### **3.3.2.1 Pacienti**

Do druhé skupiny bylo zahrnuto celkem 21 prospektivně vyšetřených pacientů (z toho 6 žen a 15 mužů ve věkovém v rozmezí 46 - 83 let; průměrný věk 66,3), kteří byli na naši kliniku odesláni indikujícím lékařem k vyšetření CT angiografie tepen dolních končetin v období červen 2012 až prosinec 2012. Jako metoda monitorace toku kontrastní látky byl použit, ve dvou lokalitách, systém TestBolus (Siemens, Německo)

#### **3.3.2.2 Metoda dvojí TestBolus monitorace**

Metoda monitorace kontrastní látky je naprosto totožná s první skupinou pacientů. CT vyšetření byla provedena na přístroji Definition Flash (Siemens, Německo; Obrázek 2) s přetlakovým injektorem CT Motion (Ulrych Medical, Rakousko). Jako kontrastní látku jsme použili iomeprol 400mg jódu/ml (IOMERON 400). Pro samotný sken byla použita kolimace 128 x 0,6mm s periodou rotace rentgenky 0,5 s/rot.

Pacienti byli před vyšetřením poučeni, byla od nich odebrána alergická anamnéza a podepsali informovaný souhlas s CT vyšetřením. Poté jim byla zavedena do žíly horní končetiny kanyl (22 Gauge).

Nejprve byla provedena aplikace 10 ml kontrastní látky s následným záplachem 50 ml fyziologického roztoku, to vše rychlostí podání 6 ml/sekundu. Po 2 sekundách od aplikace byla zahájena monitorace toku bolusu kontrastní látky TestBolus 1, v úrovni bránice. Po vizualizaci kontrastní látky v lumenu abdominální aorty byl tento monitoring manuálně přerušen a vyšetřovací stůl byl přesunut do úrovně druhého skenování (oblast kolenního kloubu). Poté byla zahájena monitorace toku bolusu kontrastní látky TestBolus 2.

#### **3.3.2.3 Analýza získaných dat**

Z pořízených dat byl pomocí aplikace Syngo DynEva (Siemens, Německo) stanoven čas přítoku kontrastní látky do břišní srdečnice v oblasti bránice a čas přítoku kontrastní látky do popliteální tepny v oblasti kolenního kloubu. Dále byla změřena délka celého rozsahu skenu a vzdálenost mezi oblastí TestBolus 1 a TestBolus 2. Z těchto údajů byla vypočítána rychlost toku kontrastní látky v těle pacienta (Bolus Transit Time). Tato rychlost, respektive vypočtený čas toku kontrastní látky, byl použit jako skenovací parametr "Scan

Time” u samotného vyšetření. Jako zpoždění vyšetření byl použit čas přítoku kontrastní látky do břišní srdečnice v oblasti bránice, na rozdíl však od první skupiny, s přičtenými 2 sekundami navíc. Pacientům bylo během samotného skenu aplikováno 50ml kontrastní látky a 50ml záplach fyziologickým roztokem, rychlostí 6ml/sekundu. Schéma pro výpočet parametrů je uveden v obrazové příloze této práce (**Obrázek 1**).

#### **3.3.2.4 Zhodnocení výsledků**

I u této skupiny pacientů probíhalo hodnocení shodně. Pro účely hodnocení kvality vyšetření byly použity axiální řezy rekonstruované ze zdrojových dat s použitím algoritmu pro iterativní rekonstrukce (SAFIRE, Siemens, Německo) se šíří vrstvy 0,75 mm, vzdáleností vrstev 0,6 mm s rekonstrukčním algoritmem kernel i26f (Siemens, Německo). Na těchto axiálních řezech bylo provedeno měření průměrné hodnoty denzity (HU) a vizuální zhodnocení úseku břišní aorty, pánevních, stehenních a popliteálních tepen. Objektivní hodnocení distálních úseků (bérce, hlezna, nohy) bylo technicky problematické. Probíhalo také, pokud to bylo možné, měřením průměrných hodnot denzit (HU), tak i vizuálním hodnocením kvality obrazů. Vizuální hodnocení bylo prováděno třemi zkušenými radiology, shodou na známce ze škály 1-3 (1 - optimální kvalita, 2 - není optimální kvalita, 3 - pro diagnostiku nedostatečné).

### **3.3.3 Skupina 3 (rutinní postup; 100 – 120 ml kontrastní látky)**

#### **3.3.3.1 Pacienti**

Do třetí skupiny bylo náhodně vybráno a retrospektivně analyzováno 20 pacientů (z toho 8 žen a 12 mužů ve věkovém v rozmezí 31 -86 let; průměrný věk 63,8), kteří na naší klinice podstoupili vyšetření CT angiografii dolních končetin v období říjen 2011 až prosinec 2011. Jako metoda monitorace toku kontrastní látky byl u této skupiny použit nástroj BolusTracking (Siemens, Německo), který byl umístěn do oblasti třísel.

#### **3.3.3.2 Metoda vizuální monitorace kontrastní látky v oblasti třísel**

CT vyšetření byla provedena na přístroji Definition Flash (Siemens, Německo; Obrázek 2) s přetlakovým injektorem CT Motion (Ulrych Medical, Rakousko). Jako kontrastní látka byl použit iomeprol 400mg jódu/ml (IOMERON 400). Pro samotný sken byla použita kolimace 128 x 0,6mm s periodou rotace rentgenky 0,5 s/rot a periodou rotace a hodnotou faktoru stoupání (pitch) 0,9.

Pacienti byli před vyšetřením poučeni, byla od nich odebrána alergická anamnéza a podepsali informovaný souhlas s CT vyšetřením. Poté jim byla zavedena do žíly horní končetiny kanyl (22 Gauge).

Monitorace oblasti byla spuštěna synchronně s aplikací 100ml kontrastní látky následovaná 50ml fyziologického roztoku. Radiologický asistent vizuálně hodnotil denzitu femorální tepny a při její eskalaci spustil samotný sken CT angiografie (nastavené zpoždění vyšetření bylo 5 sekund).

#### **3.3.3.3 Zhodnocení výsledků**

Retrospektivní hodnocení dat této skupiny probíhalo shodně jako u předchozích dvou skupin. Pro účely hodnocení kvality vyšetření byly použity opět axiální řezy rekonstruované ze zdrojových dat s použitím algoritmu pro iterativní rekonstrukce (SAFIRE, Siemens, Německo) se šíří vrstvy 0,75 mm, vzdáleností vrstev 0,6 mm s rekonstrukčním algoritmem kernel i26f (Siemens, Německo). Na těchto axiálních řezech bylo provedeno měření průměrné hodnoty denzity (HU) a vizuální zhodnocení úseku břišní aorty, pánevních, stehenních a popliteálních tepen. Objektívni hodnocení distálních úseků (bérce, hlezna, nohy) bylo technicky problematické. Probíhalo také, pokud to bylo možné, měřením

průměrných hodnot denzit (HU), tak i vizuálním hodnocením kvality obrazů. Vizuální hodnocení bylo prováděno třemi zkušenými radiology, shodou na známce ze škály 1-3 (1 - optimální kvalita, 2 - není optimální kvalita, 3 - pro diagnostiku nedostatečné).

Tato skupina sloužila pro porovnání s výsledky nově stanovených metod vyšetření CT angiografie dolních končetin s metodou rutinní.



## 3.4 Výsledky

### 3.4.1 Skupina 1 (40ml kontrastní látky)

Výsledky hodnocení kvality obrazové dokumentace a hodnoty naměřených denzit v jednotlivých oblastech jsou uvedeny v tabulce (**Tabulka 1** – přílohy).

Naměřené hodnoty dokazují, že kvalita zobrazení tepen s tak radikálně sníženým množstvím podané kontrastní látky je uspokojivá.

V lokalitě aorty dosahovalo průměrné vizuální hodnocení známky 1,16. Zámka 3 (pro diagnostiku nedostatečné) byla udělena pouze v jednom případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 439,20 HU.

Oblast třísel byla průměrně vizuálně hodnocena známkou 1,13. Zámka 3 byla opět udělena v jednom případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 419,30 HU.

Podkolenní tepna byla hodnocena průměrnou známkou 1,35, pro diagnostiku nedostačující byly tři případy. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 342,80 HU.

Vizuální kvalita zobrazení tepen v oblasti poloviny bérců byla charakterizována průměrnou známkou 1,37, známkou 3 byly ohodnoceny 2 případy. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 280,10 HU.

Poslední hodnocenou oblastí je pak úroveň kotníků s průměrnou známkou vizuální kvality 1,61. Zámka 3 byla udělena v 6 případech. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 221,60 HU.

Ukázky výstupů z vyšetření pacienta touto metodou naleznete v obrazové příloze této práce (Obrázek 3, Obrázek 4, Obrázek 5 a Obrázek 6).

### 3.4.2 Skupina 2 (50ml kontrastní látky)

Výsledky hodnocení kvality obrazové dokumentace a hodnoty naměřených denzit v jednotlivých oblastech jsou uvedeny v tabulce (**Tabulka 2** – přílohy)

Naměřené hodnoty dokazují, že kvalita zobrazení tepen s tak radikálně sníženým množstvím podané kontrastní látky je dobrá.

V lokalitě aorty dosahovalo průměrné vizuální hodnocení známkou 1,05. Znamka 3 (pro diagnostiku nedostatečné) nebyla udělena ani v jednom případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 516,40 HU.

Oblast třísels byla průměrně vizuálně hodnocena známkou 1,14. Znamka 3 byla udělena v jednom případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 528,50 HU.

Podkolenní tepna byla hodnocena průměrnou známkou 1,33, pro diagnostiku nedostačující byly dva případy. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 419,50 HU.

Vizuální kvalita zobrazení tepen v oblasti poloviny bérků byla vyjádřena průměrnou známkou 1,24, známkou 3 byly ohodnoceny 2 případy. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 325,40 HU.

Poslední hodnocenou oblastí je pak opět úroveň kotníků s průměrnou známkou vizuální kvality 1,38. Znamka 3 byla udělena ve 3 případech. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 270,00 HU.

Ukázky výstupů z vyšetření pacienta touto metodou naleznete v obrazové příloze této práce (Obrázek 7, Obrázek 8, Obrázek 9 a Obrázek 10).

### **3.4.3 Skupina 3 (rutinní postup; 100 – 120 ml kontrastní látky)**

Výsledky hodnocení kvality obrazové dokumentace a hodnoty naměřených denzit v jednotlivých oblastech jsou uvedeny v tabulce (**Tabulka 3** – přílohy)

Tato skupina standardně provedených CT angiografií dolních končetin byla hodnocena pro potřeby srovnání.

V lokalitě aorty dosahovalo průměrné vizuální hodnocení známky 1,10. Zámka 3 (pro diagnostiku nedostatečné) nebyla udělena ani v jednom případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 464,9 HU.

Oblast třísel byla průměrně vizuálně hodnocena známkou 1,2. Zámka 3 byla udělena v jednom případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 423,65 HU.

Podkolenní tepna byla hodnocena průměrnou známkou 1,5, pro diagnostiku nedostačující byly dva případy. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 370,40 HU.

Vizuální kvalita zobrazení tepen v oblasti poloviny bérců byla vyjádřena průměrnou známkou 1,35, známkou 3 nebyly hodnoceny žádné případy. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 262,65 HU.

Poslední hodnocenou oblastí je pak opět úroveň kotníků s průměrnou známkou vizuální kvality 1,3. Zámka 3 byla udělena v 1 případě. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla 253,50 HU.

Ukázky výstupů z vyšetření pacienta touto metodou naleznete v obrazové příloze této práce (Obrázek 11 a Obrázek 12).

### **3.4.4 Počítačová aplikace**

Jako součást této práce byla vyvinuta počítačová aplikace, umožňující výpočet potřebných skenovacích parametrů dle zadaných hodnot.

Aplikace je určeno pro počítače s operačním systémem Windows (Microsoft, USA), skládá se z políček, do kterých se zadávají jednotlivé zjištěné parametry a z tlačítka

Calculate. Po kliknutí na tlačítko Calculate, aplikace vypočte, dle vzorce požadovaný skenovací parametr (Scan Time).

Počítačová aplikace je umístěna na CD, které je přílohou této práce. Náhled obrazovky aplikace je umístěn v obrazové příloze (Obrázek 13).

### **3.4.5 Cíle a hypotézy**

Byla vytvořena a v praxi ověřena nová metoda pro vyšetření CT angiografii dolních končetin, s jejímž použitím dojde ke snížení celkově podaného množství KL a tím i k finanční úspoře. Tím byl splněn první cíl práce a současně potvrzena první hypotéza.

Došlo ke srovnání dvou nově vytvořených postupů pro vyšetření s postupem standardním, již zavedeným. Tímto srovnáním byla potvrzena i druhá hypotéza, tedy že nová metoda je kvalitativně srovnatelná s již zavedeným, standardním postupem.

Posledním cílem této práce bylo vytvoření aplikace, která usnadňuje výpočet potřebných skenovacích parametrů. I zde lze konstatovat potvrzení poslední hypotézy, kde použití aplikace je vhodné k používání při rutinním provozu na pracovištích výpočetní tomografie bez větších problémů.

### **3.4.6 Shrnutí**

Výsledky měření také mimo jiné potvrzují v literatuře udávané údaje o širokém rozsahu rychlostí toku bolu kontrastní látky v těle (v našich dvou skupinách rozsah 29 mm - 80 mm za sekundu; průměr 51 mm/s). To samé platí o rozsahu skenovacích časů, který byl v rozmezí 16 - 49 sekund. Z těchto údajů vyplývá, že problematika optimalizace skenovacích parametrů přímo pacientovi na míru je a bude velice důležitá.

Objektivně, na základě naměřených údajů, lze konstatovat, že obě nové metody vyšetření CT angiografie dolních končetin předčí standardně používaný postup. To vše s benefitem výrazně sníženého objemu celkově aplikované kontrastní látky.

## DISKUZE

Obecně lze konstatovat, že angiografie cév dolních končetin na CT je jedním z nejkomplicovanějších vyšetření vůbec. To je dáno dlouhými rozsahy vyšetřované oblasti spolu s variabilitou chování krevního oběhu pacienta.

#### **4.1 Historie zobrazování cév dolních končetin výpočetním tomografem**

Vyšetřování cév dolních končetin nebylo na jednodetektorových výpočetních tomografech možno jednoduše provádět, díky omezení maximálních skenovacích časů a díky kolimaci. Možné maximální rozsahy vyšetření na těchto systémech byly velmi krátké, kompletní vyšetření muselo tedy být provedeno i více akvizicemi za sebou. Tyto přístroje se hodily spíše pro vyšetřování krátkých cévních úseků, například pro vyšetření krkavic nebo pro zobrazení břišního úseku aorty, či tepen pánve.

Teprve po příchodu 16-detektorových přístrojů do klinické praxe, byla provedena studie, která potvrdila možnost provedení spirální CT angiografie dolních končetin s kolimací 1,25mm a se skenovacím časem méně než 35 sekund. Tento postup umožnil zobrazit úsek od suprarenálních tepen až po tepny prstů chodidla. Studie srovnávala tento postup se standardním diagnostickým DSA vyšetřením (Albrecht et al, 2007). (31) (5)

Nástup 64 a více detektorových systémů způsobil další velký rozvoj metod vyšetřování dolních končetin a umožnil jejich rutinní provádění v dennodenní praxi. Moderní multidetektorové systémy radikálně zlepšily pokrytí vyšetřované oblasti a umožňují tak pořízení mnohonásobně většího množství řezů. S možností vytváření kvalitních objemových (VRT) a multiplanárním (MPR) rekonstrukcím, se významně zvýšila diagnostická hodnota vyšetření. Tyto nové přístroje, disponující dostatečnými rychlostmi posunu stolu a časy periody rotace rentgenové lampy, mohou rychlou akvizicí dat často i předběhnout tok bolu podané kontrastní látky. Z toho vyplývá, že správné načasování spuštění akvizice a správné nastavení skenovacích parametrů vyšetření, jako jsou faktor stoupání, perioda rotace rentgenky a kolimace, je pro validní výsledky z vyšetření nezbytné.

Ať tedy pomalá nebo i rychlá akvizice dat je nakonec příčinou nutnosti aplikování velkých objemů kontrastní látky (řádově 100 - 160 ml), což může být pro pacienta zatěžující a pro provozovatele zdravotnického zařízení ekonomicky neefektivní. Široké možnosti

nastavení skenovacích parametrů dovolují optimalizaci průběhu akvizice dat tak, aby byla přizpůsobena přímo na míru krevnímu oběhu pacienta. U takto optimalizovaných vyšetření si můžeme dovolit významně snížit celkové množství aplikované kontrastní látky.

## **4.2 Skenovací čas a fázový posun**

Problematikou přizpůsobení hodnoty skenovacího parametru pitch (fázový posun) rychlosti krevního oběhu pacienta se již zabývala řada zahraničních studií. Jejich princip byl založen na zjištění rychlosti toku krve pomocí zkušebních aplikací malého množství kontrastní látky a monitorace jejího toku v těle. K tomu byl často použit dvoufázový systém pro monitoraci postupu kontrastní látky TestBolus (Siemens, Německo). Dle získaných výsledků byl pak změněn čas skenování tak, aby co nejvíce korespondoval se zjištěnou rychlostí toku kontrastní látky v krevním řečišti pacienta. Tyto studie se však dále nezabývaly možností snížení objemu podané kontrastní látky. Další nevýhodou pro rutinní používání takovýchto postupů je jejich časová a logistická náročnost. (21) (24) (25) (31)

Naše práce se těmito výzkumy inspirovala a zvolila si jako hlavní cíl právě možnost snížení celkového množství aplikované kontrastní látky. Obdobnou studii nebo publikaci, zabývající se totožným tématem nebo cílem (snížení množství aplikované KL) není možné dohledat.

## **4.3 Aplikace kontrastní látky a načasování akvizice**

Správné načasování akvizice vyšetření vůči aplikaci kontrastní látky je jedním z nejdůležitějších předpokladů kvalitního zobrazení cévního tepenného řečiště dolních končetin. Jak víme, rychlosti toku krve se pohybují od 30 mm až po 180 mm za sekundu. Tato rychlost může být ovlivněna řadou faktorů (dynamika kardiovaskulárního systému, postižení cévní průchodnosti dolních končetin a další), které předem neznáme a můžeme je jen těžko predikovat. Skenovací časy pro optimální vyšetření se tedy mohou pohybovat v rozmezí 5 - 50 sekund.

Při standardně používaných vyšetřovacích postupech, kdy je tok kontrastní látky monitorován v jedné, předem zvolené, úrovni (CareBolus, Siemens, Německo) a následná

akvizice dat je buď automaticky, nebo manuálně spuštěna s fixní hodnotou skenovacího času, musí být předem neznámé dispozice krevního oběhu kompenzovány větším množstvím podané kontrastní látky. U řady akvizic proto dojde k zbytečnému "předávkování" kontrastní látkou.

Využijeme-li pro určení rychlosti toku bolu kontrastní látky metodu monitorace TestBolus (Siemens, Německo), získáme přesnou křivku, která charakterizuje tok bolu v určené lokalitě.

V naší studii jsme takto monitorovali dvě oblasti. První byla v úrovni bránice a druhá v úrovni kolenních kloubů. Ze získaných křivek syčení jsme pak jednoduše získali veškeré potřebné hodnoty pro výpočet rychlosti toku bolu kontrastní látky v těle. Dále jsme využili čas vrcholu syčení v břišní aortě, jako zpoždění samotného vyšetření, respektive u druhé skupiny pacientů s přičtením dalších 2 sekund. Zjištěnou rychlost toku bolu, respektive tranzitní čas bolu mezi bránicí a kolenním kloubem, jsme následně použili jako hodnotu skenovacího času (respektive k nastavení relevantní hodnoty faktoru stoupání).

Relativní nevýhodou této metody může být nutnost extra podání 10 ml kontrastní látky pro určení potřebných tranzitních časů a náročnější zpracování údajů pro samotné vyšetření.

K nalezení nejoptimálnějšího postupu jsme provedli vyšetření ve dvou variantách. První variantou bylo vyšetření s aplikací 40 ml kontrastní látky a druhou s aplikací 50 ml kontrastní látky a s přičtením 2 sekund ke zpoždění vyšetření. Pro srovnání se standardně používaným vyšetřením na naší klinice, jsme provedli vyhodnocení 20 náhodně vybraných, v minulosti vyšetřených, pacientů. Tito pacienti byli vyšetřeni s aplikací 100 - 140 ml kontrastní látky.

U obou nových metod prokázalo následné vizuální hodnocení aorty, pánevních, stehenních i zákolenních tepen velmi dobrou diagnostickou kvalitu. Ta byla potvrzena i naměřenými hodnotami denzit v luminech jednotlivých částí řečiště. Hodnota mediánu z naměřených denzit byla ve všech těchto případech nad 350 HU. Jako optimální hodnota denzit pro diagnostické účely se v literatuře uvádí 300 HU. O něco horší výsledky byly zaznamenány v oblasti bérků, kde u obou variant vyšetření byly vyhodnoceny jako pro



diagnostiku nepoužitelné 2 případy. V případě evaluace tepen v oblasti kotníků bylo u první varianty pro diagnostiku nevhodných 6 vyšetření a u druhé varianty 3 vyšetření. Srovnáme-li výsledky s kontrolní skupinou pacientů vyšetřených standardním postupem, při kterém podáváme více jak dvojnásobné množství kontrastní látky, dojdeme ke zjištění, že nově definované postupy vyšetření, jak v hodnocení vizuální kvality, tak v hodnotách naměřených denzit v cévách, jsou se zavedenými srovnatelné, ovšem s významně sníženým množstvím celkově podané kontrastní látky.

Nevýhodou těchto metod je jejich vyšší náročnost na zpracování, kterou jsme se však snažili minimalizovat vytvořením počítačové aplikace pro jednoduchý výpočet potřebných skenovacích parametrů. Použitím této aplikace jsme snížili chybovost při výpočtech a zkrátili dobu potřebnou ke zpracování dat na bezvýznamnou úroveň.

V dalším možném pokračování naší studie bychom chtěli více zpřesnit výpočet rychlosti toku bolu kontrastní látky. Tím pak můžeme opět snížit celkové množství aplikované kontrastní látky, v ideálních případech až na hranici 30 ml na vyšetření.

#### **4.4 Zátěž pacienta kontrastní látkou a ekonomické aspekty**

Díky možnosti optimalizace množství aplikované kontrastní látky jsme významně snížili i rizika plynoucí z jejího podání. Zejména pak riziko kontrastní nefropatie. Tato nová metoda vyšetření CT angiografie dolních končetin je proto velmi vhodná pro pacienty s omezenou nebo poškozenou funkcí ledvin, pro pacienty s diabetem a celkově pro rizikové pacienty stran podání kontrastní látky.

Dalším nezanedbatelným argumentem je ekonomické hledisko v provozu CT pracovišť. Na každé, novou metodou provedené CT angiografii dolních končetin můžeme ušetřit až 50 procent z původních nákladů standardní metody. V ročním objemu 650-800 vyšetření můžeme dojít k velice významným částkám.

## 4.5 Shrnutí

V literatuře v současné době nelze nalézt žádné zkušenosti s CT vyšetřením tepen dolních končetin s adaptací skenovacího času na oběh pacienta a zároveň s redukcí objemu podané kontrastní látky. Tato technika přináší nové možnosti komplexně šetrného přístupu k vyšetřovaným osobám. Při rutinním použití mohou však nastat již výše popsané nepříznivé faktory či problémy. Tyto obtíže lze eliminovat správnou a kvalitní edukací provádějících radiologických asistentů, tak i použitím vytvořené počítačové aplikace pro výpočty potřebných parametrů.

V každém případě je tento inovativní přístup alternativou k doposud užívanému způsobu vyšetřování, zejména pro osoby s rizikem kontrastní nefropatie. Podstatnou výhodou je také úspora finančních prostředků v nákladech na vyšetření.

## ZÁVĚR

Optimalizace načasování aplikace kontrastní látky a načasování samotné akvizice dat, je jedním z hlavních problémů, kterým se tato práce zabývá.

V teoretické části se práce věnuje obecným tématům daného problému, jako jsou anatomické poměry cév dolních končetin, výklad jejich možných patologických stavů v obraze výpočetní tomografie a v neposlední řadě samotné problematice aplikace jodové kontrastní látky, včetně rizik s jejím podáním spojených.

V praktické části jsou definovány dva nové možné postupy pro vyšetření CT angiografii dolních končetin s respektováním poměrů krevního oběhu daného pacienta. Tyto postupy byly ověřeny v praxi na dvou skupinách pacientů a výsledky z hodnocení kvality výstupů z vyšetření byly zaneseny do tabulek a zanalyzovány. Pro porovnání výsledků byla shodným postupem zanalyzována také skupina již vyšetřených pacientů.

Výstupy ze všech tří skupiny byly pak srovnány s jednoznačným výsledkem, že nově definovaný způsob vyšetření CT angiografie dolních končetin je kvalitativně srovnatelný, s již zavedeným postupem. Nespornou výhodou nové metody vyšetření je, díky optimalizaci a synchronizaci aplikace kontrastní látky a samotného vyšetření, významné snížení celkového objemu podané kontrastní látky. Díky tomu je nový postup vyšetření vhodný pro rizikové pacienty, zvláště pak pro pacienty s hrozbou možné kontrastní nefropatie. Dalším významným přínosem nového postupu vyšetření je finanční úspora v provozu pracovišť výpočetní tomografie.

Součástí práce je také počítačová aplikace, která umožňuje jednoduchý výpočet potřebných skenovacích parametrů.

Zvolené téma práce je velice vhodné pro další výzkum. Je zde prostor pro větší zpřesnění adaptace skenovacích parametrů fyziologickým poměrům vyšetřovaného pacienta. Již nyní na naší klinice probíhá ve spolupráci s fyziky a lékaři z oddělení vývoje společnosti Siemens (Německo) další vylepšování a zpřesňování postupů u nové metody vyšetření CT angiografie dolních končetin.

Nová metoda vyšetření CT angiografie dolních končetin je vhodná pro rutinní použití na pracovištích výpočetní tomografie s potřebným přístrojovým vybavením.

## SEZNAM LITERATURY

1. SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS. *3D VRT (Volume Rendering Technique)* [online]. Erlangen, Germany, 2009 [cit. 2013-02-23]. Dostupné z: [https://www.medical.siemens.com/siemens/en\\_GLOBAL/gg\\_mr\\_FBAs/files/brochures/option\\_step\\_by\\_step/VRT\\_VNTSC.pdf](https://www.medical.siemens.com/siemens/en_GLOBAL/gg_mr_FBAs/files/brochures/option_step_by_step/VRT_VNTSC.pdf)
2. RADIOLOGICKÁ SPOLEČNOST ČLS JEP. *Metodický list intravaskulárního podání jódových kontrastních látek* [online]. Hradec Králové, 2011 [cit. 2013-02-23]. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/dokumenty/doporuceni-prehled/metodicky-list-intravaskularniho-podani-jodovych-kontrastnich-latek-jkl.html>
3. (ED.), M.F. Reiser ...). *Multislice CT*. [Online-Ausg. der] 3., rev. [gedr.] ed. Berlin: Springer, 2008. ISBN 978-354-0331-254.
4. BAXA, Jan a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. 1. vyd. Praha: Galén, c2012. ISBN 978-807-2628-803.
5. BAXA, Jan, Jiří FERDA, Petr DURAS, Jiří MOLÁČEK, Petr HAVRÁNEK a Hynek MÍRKA. CT Angiografie břišní aorty a tepen dolních končetin na dvouzdrojovém CT přístroji: Možnosti redukce radiační zátěže a množství podané kontrastní látky. *Česká radiologie: časopis Radiologické společnosti*. 2012, č. 66, s. 23-29. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1201\\_23\\_29.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1201_23_29.pdf)
6. BERLINER, Leonard. Lower Extremity CT Angiography. *Academic Radiology*. 2009, roč. 16, č. 6, s. 643-645. ISSN 10766332. DOI: 10.1016/j.acra.2009.03.011. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1076633209002128>
7. BICAN, Václav. *Angiografické vyšetření tepen dolních končetin metodou CT a MR*. České Budějovice, 2012. Bakalářská práce. JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH. Vedoucí práce Mgr. Miloš Plhoň.
8. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004, 673 s. ISBN 80-247-1132-X.
9. FERDA, Jiří. *CT angiografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, xi, 408 s. ISBN 80-726-2281-1.
10. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
11. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.
12. FLEISCHMANN, Dominik. CT Angiography: Injection and Acquisition Technique. *Radiologic Clinics of North America*. 2010, roč. 48, č. 2, s. 237-247. ISSN 00338389. DOI: 10.1016/j.rcl.2010.02.002. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0033838910000035>

13. FOLEY, W. Dennis a Troy STONELY. CT Angiography of the Lower Extremities. *Radiologic Clinics of North America*. 2010, roč. 48, č. 2, s. 367-396. ISSN 00338389. DOI: 10.1016/j.rcl.2010.02.008. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0033838910000096>
14. FRAIOLI, Francesco, Carlo CATALANO, Alessandro NAPOLI, Marco FRANCONI, Fiammetta VENDITTI, Massimiliano DANTI, Federica PEDICONI a Roberto PASSARIELLO. Low-dose multidetector-row CT angiography of the infra-renal aorta and lower extremity vessels: image quality and diagnostic accuracy in comparison with standard DSA. *European Radiology*. 2006, roč. 16, č. 1, s. 137-146. ISSN 0938-7994. DOI: 10.1007/s00330-005-2812-z. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00330-005-2812-z>
15. G. MARCHAL ... [ET AL.], G. Marchal ... [et al.(eds. *Multidetector-row computed tomography scanning and contrast protocols*. Milan: Springer, 2005. ISBN 978-884-7003-637.
16. HIATT, Mark D., Dominik FLEISCHMANN, Jeffrey C. HELLINGER a Geoffrey D. RUBIN. Angiographic Imaging of the Lower Extremities with Multidetector CT. *Radiologic Clinics of North America*. 2005, roč. 43, č. 6, s. 1119-1127. ISSN 00338389. DOI: 10.1016/j.rcl.2005.08.008. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0033838905001296>
17. KAYHAN, Arda, Figen PALABIYIK, Serdar SERINSÖZ, Adem KIRIŞ, Sibel BAYRAMOLU, Joshua T.B. WILLIAMS a Tan CIMILLI. Multidetector CT angiography versus arterial duplex USG in diagnosis of mild lower extremity peripheral arterial disease: Is multidetector CT a valuable screening tool?. *European Journal of Radiology*. 2012, roč. 81, č. 3, s. 542-546. ISSN 0720048x. DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.01.100. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X11001598>
18. KLENER, Pavel a Marie BRODANOVÁ. *Vnitřní lékařství: onemocnění cév. Onemocnění dýchacího ústrojí. Choroby krve. Poruchy imunity ve vnitřním lékařství*. [1. vyd.]. Praha: Karolinum, 1998, 179 s. ISBN 80-718-4607-4.
19. KRAJINA, Antonín a Antonín HLAVA. *Angiografie*. 1. vyd. Hradec Králové: NUCLEUS HK, 1999, 550 s., obr. ISBN 80-901-7536-8.
20. KUMAMARU, Kanako K., Bernice E. HOPPEL, Richard T. MATHER a Frank J. RYBICKI. CT Angiography: Current Technology and Clinical Use. *Radiologic Clinics of North America*. 2010, roč. 48, č. 2, s. 213-235. ISSN 00338389. DOI: 10.1016/j.rcl.2010.02.006. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0033838910000072>

21. LASWED, T., E. RIZZO, D. GUNTERN, F. DOENZ, A. DENYS, P. SCHNYDER a S. D. QANADLI. Assessment of occlusive arterial disease of abdominal aorta and lower extremities arteries: value of multidetector CT angiography using an adaptive acquisition method. *European Radiology*. 2008, roč. 18, č. 2, s. 263-272. ISSN 0938-7994. DOI: 10.1007/s00330-007-0749-0. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00330-007-0749-0>
22. MARCHAL, Guy. *Multidetector-row computed tomography: scanning and contrast protocols*. New York: Springer, c2005, x, 131 p. ISBN 88-470-0305-9.
23. MESUROLLE, Benot, Salah D QANADLI, Mostafa EL HAJJAM, Olivier A GOEAU-BRISSE, Franois MIGNON a Pascal LACOMBE. Occlusive arterial disease of abdominal aorta and lower extremities. *Clinical Imaging*. 2004, roč. 28, č. 4, s. 252-260. ISSN 08997071. DOI: 10.1016/S0899-7071(03)00201-8. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0899707103002018>
24. MEYER, B. C., A. OLDENBURG, B. B. FRERICKS, C. RIBBE, W. HOPFENMLLER, K.-J. WOLF a T. ALBRECHT. Quantitative and qualitative evaluation of the influence of different table feeds on visualization of peripheral arteries in CT angiography of aortoiliac and lower extremity arteries. *European Radiology*. 2008, roč. 18, č. 8, s. 1546-1555. ISSN 0938-7994. DOI: 10.1007/s00330-008-0914-0. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00330-008-0914-0>
25. NAKAYA, Yasuhiro, Tonsok KIM, Masatoshi HORI, Hiromitsu ONISHI, Atsushi NAKAMOTO, Takahiro TSUBOYAMA, Noboru MAEDA, Hiroki HIGASHIHARA, Kaname TOMODA a Hironobu NAKAMURA. Correlations between aorto-popliteal bolus transit speed and aortic and popliteal bolus transit time during CT angiography of aortoiliac and lower extremity arteries. *European Journal of Radiology*. 2011, roč. 79, č. 2, s. 272-276. ISSN 0720048x. DOI: 10.1016/j.ejrad.2010.05.009. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X10002093>
26. PASULYOVÁ, Vendula. *Neinvazivní diagnostika onemocnění tepen dolních končetin*. Olomouc, 2010. Bakalářská práce. Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd. Vedoucí práce Jiří Kozák.
27. ROMANO, Maurizio, Pier Paolo MAINENTI, Massimo IMBRIACO, Bruno AMATO, Karim MARKABAQUI, Oscar TAMBURRINI a Marco SALVATORE. Multidetector row CT angiography of the abdominal aorta and lower extremities in patients with peripheral arterial occlusive disease: diagnostic accuracy and interobserver agreement. *European Journal of Radiology*. 2004, roč. 50, č. 3, s. 303-308. ISSN 0720048x. DOI: 10.1016/S0720-048X(03)00118-9. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X03001189>



28. RUBIN, Geoffrey D. Techniques for lower-extremity CT angiography: Contrast administration and imaging protocols must be adapted for each new generation of CT scanner. *Techniques for lower-extremity CT angiography: Contrast administration and imaging protocols must be adapted for each new generation of CT scanner*. 2005, roč. 2005, č. 8, s. 48-58. Dostupné z: [http://old.ctisus.com/cta\\_web/8\\_05/AR\\_09-05\\_CTA\\_Rubin.pdf](http://old.ctisus.com/cta_web/8_05/AR_09-05_CTA_Rubin.pdf)
29. RUBIN, Geoffrey D. a Dominik FLEISCHMANN. CT angiography of the lower extremities. *CT angiography of the lower extremities*. 2004, roč. 2004, č. 33. Dostupné z: <http://www.appliedradiology.com/Issues/2004/07/Supplements/CT-angiography-of-the-lower-extremities.aspx>
30. SCHOEPF, U. Joseph, Christoph R. BECKER, Lars K. HOFMANN, Marco DAS, Thomas FLOHR, Bernd M. OHNESORGE, Bernhard BAUMERT, Joshua ROLNICK, Jean M. ALLEN a Vassilios RAPTOPOULOS. Multislice CT angiography. *European Radiology*. 2003-8-1, roč. 13, č. 8, s. 1946-1961. ISSN 0938-7994. DOI: 10.1007/s00330-003-1842-7. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/Index/10.1007/s00330-003-1842-7>
31. SIRIAPISITH, Thanongchai, Jitladda WASINRAT, Pramook MUTIRANGURA, Chanean RUANGSETAKIT a Chumpol WONGWANIT. Optimization of the table speed of lower extremity CT angiography protocols in different patient age groups. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. 2010, roč. 4, č. 3, s. 173-183. ISSN 19345925. DOI: 10.1016/j.jcct.2010.03.011. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1934592510002571>

## SEZNAM ZKRATEK

JKL - jodová kontrastní látka

KL - kontrastní látka

CT - computed tomography (výpočetní tomografie)

CTA - Computed Tomography Angiography

VRT - Volume Rendering Technique

MIP - Maximum Intensity Projection

MPR - Multi-Planar Reformat

BT - Bolus Tracking (metoda monitorace kontrastní látky)

TB - Test Bolus (metoda monitorace kontrastní látky)

HU - Hounsfield Units

EKG - elektrokardiogram

KN - kontrastní nefropatie

DSA - digitální subtrakční angiografie

M - male (muž)

F - female (žena)

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1 Skupina 1 (40ml kontrastní látky)

Tabulka 2 Výsledky pro skupinu 2 (50ml kontrastní látky)

Tabulka 3 Výsledky pro skupinu 3 (rutinní postup; 100 – 120 ml kontrastní látky)

Tabulka 1: Skupina 1 (40ml kontrastní látky)

číslo	pohl.	věk	délka celé aklvizice [cm]	zpoždění vyšetření [s]	akviziční čas [s]	faktor stupně	rychlost toku KL [m/s]	ROI 1 (aorta) [HU]	hodnocení (aorta)	ROI 2 (trísra) [HU]	hodnocení (trísra)	ROI 3 (podkožní) [HU]	hodnocení (podkožní)	ROI 4 (plovina břetu) [HU]	hodnocení (plovina břetu)	ROI 5 (kotník) [HU]	hodnocení (kotník)
40-1	M	75	136,62	18	22,1	0,85	58,66	496	1	477	1	500	1	375,4	1	329	1
40-2	M	65	138,3	12	40,73	0,45	32,63	446,4	1	526,7	1	209,7	2	259	2	204,4	3
40-3	F	65	130,95	18	23,51	0,75	55,62	368,3	1	325,8	1	517,3	1	317,2	1	284,8	1
40-4	M	68	129,98	16	23,4	0,75	58,95	558,2	1	426,3	1	326,1	1	293,4	1	142,8	2
40-5	M	68	137,45	16	23,23	0,8	60,27	263	1	322,8	1	295,2	1	293,7	1	286,1	1
40-6	M	90	139,78	18	23,71	0,8	60,45	381,2	1	419,3	1	390,2	1	394,1	1	428,4	1
40-7	M	58	135,97	12	35,96	0,5	38,21	616	1	380,2	1	120,7	3	86,5	3	140,8	3
40-8	M	76	127,57	20	42,48	0,4	33,59	310,3	1	319,1	1	316,5	1	280,1	1	378,6	1
40-9	F	65	124,84	14	22,31	0,75	58,64	463,4	1	625,9	1	694,5	1	335,2	1	293,8	1
40-10	M	58	139,92	10	33,72	0,55	44,27	499,2	1	421,8	1	134,8	3	120,4	3	188,8	3
40-11	M	64	136,41	12	30,35	0,6	47,91	375,9	1	468,5	1	208,3	2	261,8	2	248,8	2
40-12	M	80	127,88	14	26,65	0,65	50,67	265,9	1	265,1	1	304,9	1	245,5	1	182,7	1
40-13	F	56	131,59	10	35,42	0,5	37,68	478,4	1	192,4	2	154,5	3	243,4	2	184	3
40-14	F	55	119,16	14	29,27	0,55	44,57	556,3	1	565,5	1	346,8	1	253,8	1	161,1	2
40-15	M	57	143,32	14	21,65	0,9	68,55	257,5	2	260,4	2	346	1	259,2	1	261,8	1
40-16	M	62	131,62	12	25,37	0,7	54,75	447	1	485,6	1	462,8	1	248,2	1	118,2	3
40-17	M	65	147,54	12	28,56	0,7	52,75	488,7	1	507,9	1	487,6	1	328,6	1	219,8	1
40-18	M	64	136,98	12	41,54	0,45	32,75	58,6	3	60,8	3	245,3	1	334,8	1	340,2	1
40-19	M	78	135,9	14	40,84	0,45	34,43	565,4	1	392,8	1	124,8	3	186,4	2	173	3
40-20	M	56	134,02	14	26,23	0,7	52,25	275,5	2	424,6	1	387,5	1	281,8	1	190,2	2
40-21	F	74	106,54	16	32,04	0,45	35,16	443,2	1	499,7	1	682,6	1	316,8	1	231,8	1
40-22	M	81	139,46	16	31,26	0,6	46,89	374,6	1	442	1	492,8	1	317,1	1	254,2	1
40-23	M	83	134	14	21,4	0,85	64,33	379,6	1	472,8	1	424,3	1	330,8	1	294,4	1
40-24	F	79	126,13	16	22,15	0,75	58,24	538,8	1	598,7	1	769	1	349,3	1	418,6	1
40-25	M	81	133,84	16	27,49	0,65	52,79	267,3	2	397,7	1	299,2	1	200,1	2	218,2	1
40-26	M	65	147,83	13	23,29	0,85	66,28	466	1	311,1	1	342,8	1	191	2	164	2
40-27	M	60	137,05	14	22,64	0,8	63,47	388,1	1	408	1	366,6	1	214,4	1	221,6	1
40-28	M	61	124,38	12	27,39	0,6	46,12	571,5	1	571,4	1	225,2	2	144,4	2	137	3
40-29	M	68	134,96	16	44,84	0,4	34,4	413,2	1	322,1	1	330,6	1	223,6	1	210,6	1
40-30	M	80	132,45	18	26,36	0,65	52,93	445	1	405	1	435	1	700,8	1	358	1
40-31	M	69	126,93	16	48,21	0,35	29,23	454	1	393	1	294	1	385,8	1	253	1

Zdroj: vlastní

Tabulka 2: Výsledky pro skupinu 2 (50ml kontrastní látky)

číslo	pohlí.	věk	délka cesty akvizice [cm]	zpoždění vyšetření [s]	akviziční čas [s]	faktor stopnutí	rychlost toku KL [mly/s]	ROI 1 (aorta) [HU]	hodnocení (aorta)	ROI 2 (tríska) [HU]	hodnocení (tríska)	ROI 3 (podkožní) [HU]	hodnocení (podkožní)	ROI 4 (plovina břecí) [HU]	hodnocení (plovina břecí)	ROI 5 (kotrčí) [HU]	hodnocení (kotrčí)
50-1	F	56	117,3	12	34,59	0,45	35,35	817,8	1	218,5	3	180,1	3	118,4	3	165	3
50-2	M	67	136,09	16	23,98	0,75	59,32	257	2	384,8	1	377,3	1	384,7	1	268,8	1
50-3	M	68	144,12	20	22,73	0,85	64,93	308,4	1	312,8	1	449,7	1	308,6	1	289,1	1
50-4	M	62	136,8	14	30,28	0,6	48,56	564,5	1	528,5	1	407,3	1	237,3	1	174,3	2
50-5	M	62	148,82	14	26,68	0,75	59,31	516,4	1	474,4	1	281	2	327,6	1	315,6	1
50-6	F	78	134,4	14	29,5	0,6	47,44	709,6	1	718,7	1	428,2	1	291,3	1	242,7	1
50-7	M	51	135,77	14	22,3	0,8	63,47	603,9	1	612,4	1	615,5	1	419,6	1	276,8	1
50-8	F	66	120,5	12	25,02	0,65	49,56	598,7	1	543,7	1	599,2	1	253,9	1	301,2	1
50-9	M	65	128,86	24	28,91	0,6	48,41	512,8	1	560,1	1	443,6	1	325,4	1	297	1
50-10	F	46	130,42	12	34,87	0,5	38,69	722,9	1	336,8	2	186,9	2	199,3	3	131,2	3
50-11	M	58	132,72	14	21,12	0,85	65,34	483,8	1	574,7	1	488,8	1	402,8	1	330,8	1
50-12	M	83	146,53	20	32,76	0,6	47,13	509,8	1	399,4	1	279,5	2	303,1	1	262,2	1
50-13	M	67	136,44	12	33,26	0,55	44,05	419,8	1	369,2	1	136,1	3	222,2	2	104,8	3
50-14	F	74	132,39	22	23,82	0,75	58,22	548	1	532,2	1	605,7	1	443,6	1	270	1
50-15	M	67	135,12	16	22,88	0,8	62,66	703,8	1	687,2	1	425,2	1	302	1	219,6	2
50-16	M	69	135	14	24,29	0,75	58,19	638,5	1	649,9	1	474	1	308,3	1	238,7	1
50-17	F	73	119,09	18	21,55	0,75	57,12	848,8	1	925,9	1	807,6	1	440,2	1	373,4	1
50-18	M	66	135,61	18	22,93	0,8	62,93	315,1	1	367,5	1	419,5	1	401,2	1	354	1
50-19	M	78	146,05	16	21,91	0,9	68,15	458,3	1	453,1	1	389,5	1	376,8	1	447,6	1
50-20	M	63	142,03	18	24	0,8	59,82	421	1	341,7	1	376,5	1	327,8	1	372	1
50-21	M	73	128,2	14	24,8	0,7	54,61	466,2	1	564,1	1	408,4	1	346,8	1	244,8	1

Zdroj: vlastní

**Tabulka 3:** Výsledky pro skupinu 3 (rutinní postup; 100 – 120 ml kontrastní látky)

číslo	pohlaví	věk	ROI 1 (aorta) [HU]	hodnocení (aorta)	ROI 2 (třísia) [HU]	hodnocení (třísia)	ROI 3 (podkolenní) [HU]	hodnocení (podkolenní)	ROI 4 (polovina bérců) [HU]	hodnocení (polovina bérců)	ROI 5 (kotník) [HU]	hodnocení (kotník)
100-1	F	51	423,4	1	514,2	1	384,8	1	348,8	1	203,1	1
100-2	M	56	360,7	1	426,8	1	335,9	2	260,2	2	183,6	2
100-3	M	62	666,3	1	557,7	1	343,6	1	265,1	1	245,4	1
100-4	M	73	821,9	1	790	1	482,8	1	542,5	1	452,9	1
100-5	F	53	860,3	1	326,3	1	348,1	2	364,5	2	195,5	2
100-6	M	52	591,2	1	353,3	1	158	2	217,1	2	170,4	3
100-7	F	31	616,4	1	485,2	1	415,3	1	364,3	1	302,4	1
100-8	F	74	904,5	1	868,5	1	943,5	1	621,7	1	311,4	1
100-9	M	74	571,8	1	485,9	1	170,5	3	215,6	2	356,1	1
100-10	F	61	212,2	2	174,5	3	139,2	3	170,1	2	176	2
100-11	M	54	392,2	1	420,5	1	428,3	1	244,1	1	310,6	1
100-12	M	71	489,4	1	452,6	1	620,8	1	392,8	1	269,3	1
100-13	M	86	831,5	1	679,9	1	990,3	1	319	1	261,6	1
100-14	F	76	530,6	1	397,8	1	644	1	326,8	1	237,2	1
100-15	F	58	296,3	1	284,4	2	241,9	2	230,7	2	273,8	1
100-16	M	59	320,2	1	366,3	1	356	1	215,8	1	190,4	2
100-17	F	72	402	1	966,6	1	550,6	1	320,1	1	195	1
100-18	M	61	334,5	1	389,1	1	441,4	1	199	1	176,7	1
100-19	M	68	297,2	2	234,4	2	255,5	2	215,5	1	275,2	1
100-20	M	62	440,4	1	306,2	1	245,3	2	228,7	2	265,2	1

Zdroj: vlastní

## SEZNAM OBRAZOVÝCH PŘÍLOH

Obrázek 1 Schéma pro výpočet potřebných skenovacích parametrů

Obrázek 2 Přístroj Definition Flash (Siemens, Německo)

Obrázek 3 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (MPR projekce na oblast břišní aorty a pánevních tepen)

Obrázek 4 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (MPR projekce na pravou stehenní tepnu)

Obrázek 5 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (VRT)

Obrázek 6 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (VRT)

Obrázek 7 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (MPR projekce na oblast břišní aorty a pánevních tepen)

Obrázek 8 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (MPR projekce na oblast bérců)

Obrázek 9 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (VRT)

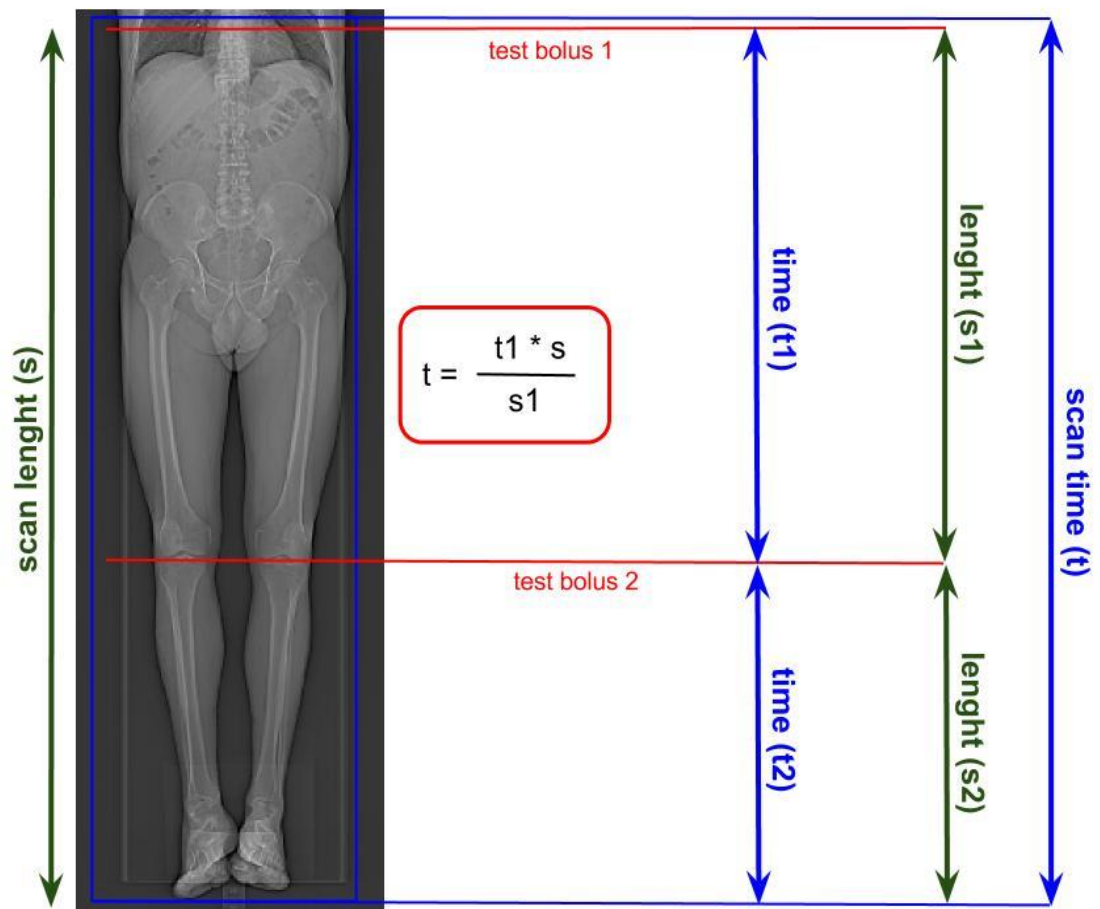
Obrázek 10 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (VRT)

Obrázek 11 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 3 (MPR projekce na oblast břišní aorty)

Obrázek 12 Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 3 (VRT)

Obrázek 13 Náhled na počítačovou aplikaci vytvořenou pro automatický výpočet potřebných skenovacích parametrů

**Obrázek 1:** Schéma pro výpočet potřebných skenovacích parametrů



Zdroj: vlastní

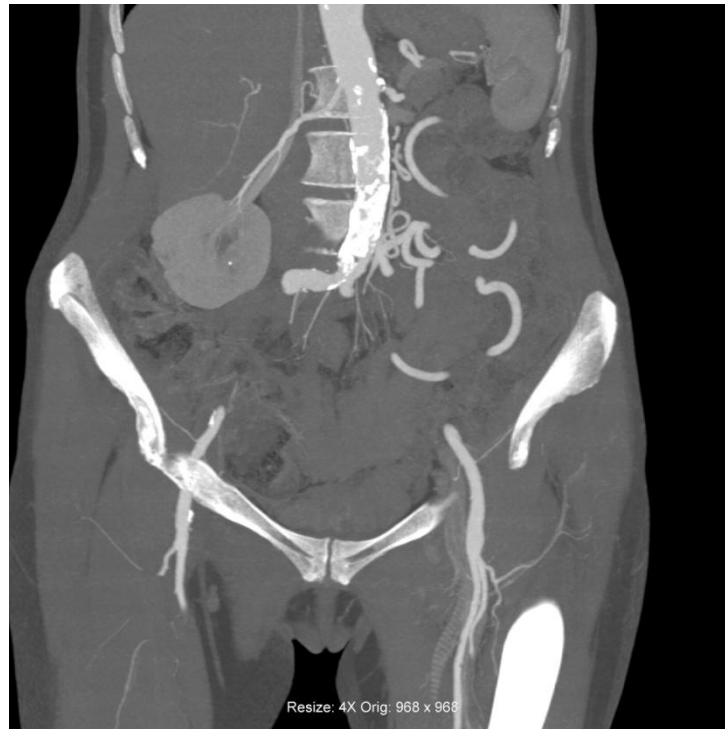
**Obrázek 2:** Přístroj Definition Flash (Siemens, Německo)



Zdroj: vlastní



**Obrázek 3:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (MPR projekce na oblast břišní aorty a pánevních tepen)



Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 4:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (MPR projekce na pravou stehenní tepnu)



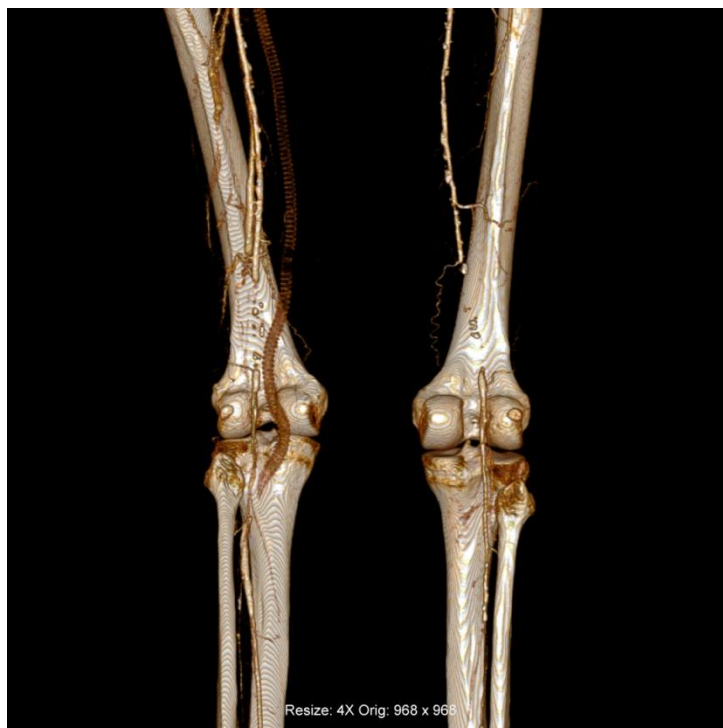
Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 5:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (VRT)



Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 6:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 1 (VRT)



Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 7:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (MPR projekce na oblast břišní aorty a pánevních tepen)



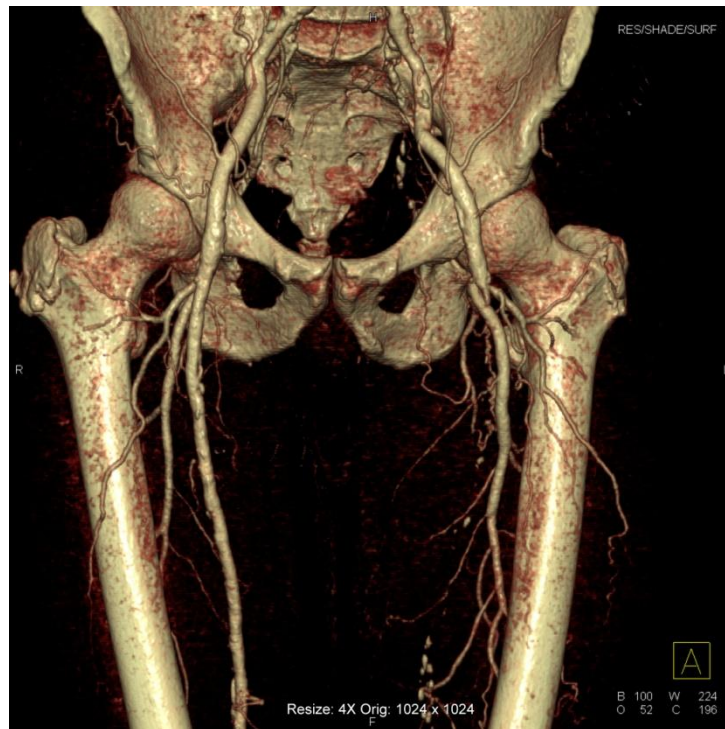
Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 8:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (MPR projekce na oblast bérců)



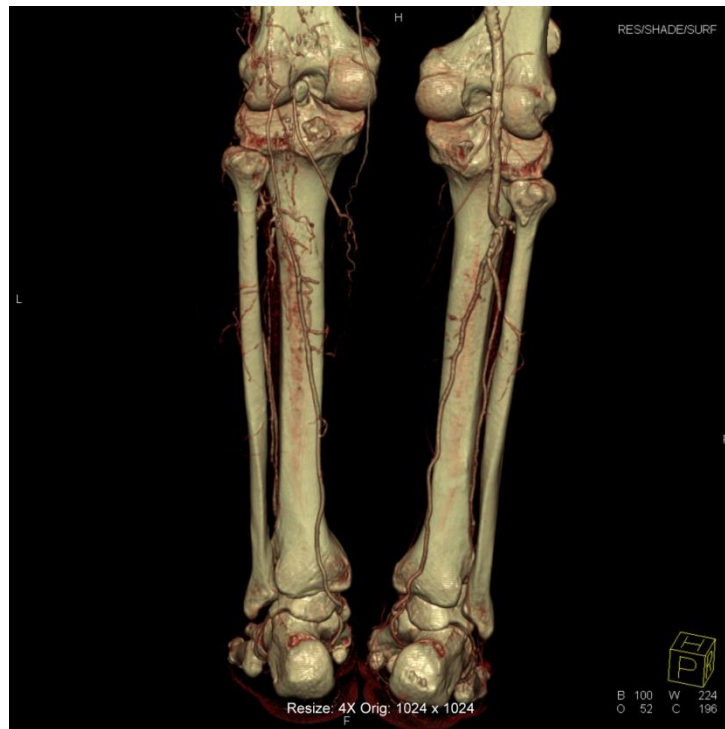
Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 9:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (VRT)



Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 10:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 2 (VRT)



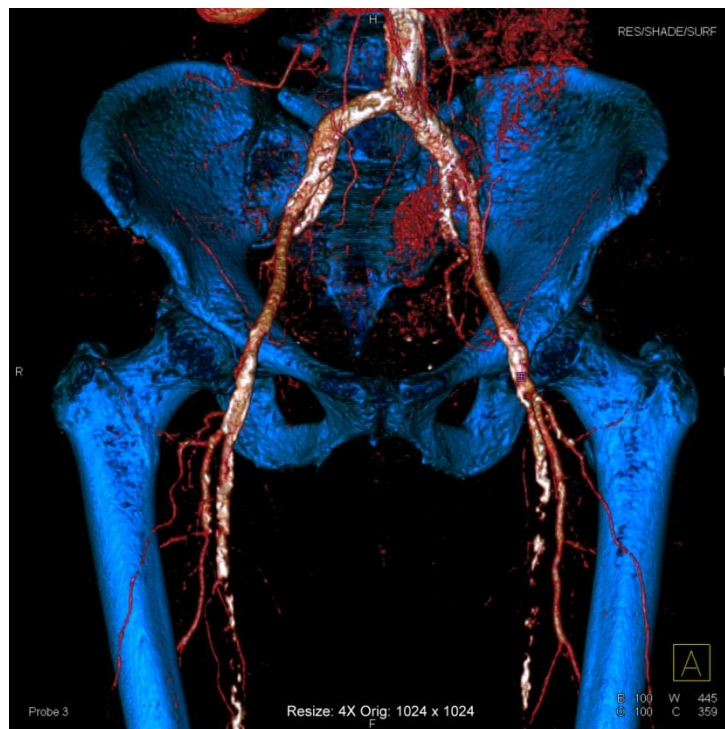
Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 11:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 3 (MPR projekce na oblast břišní aorty)



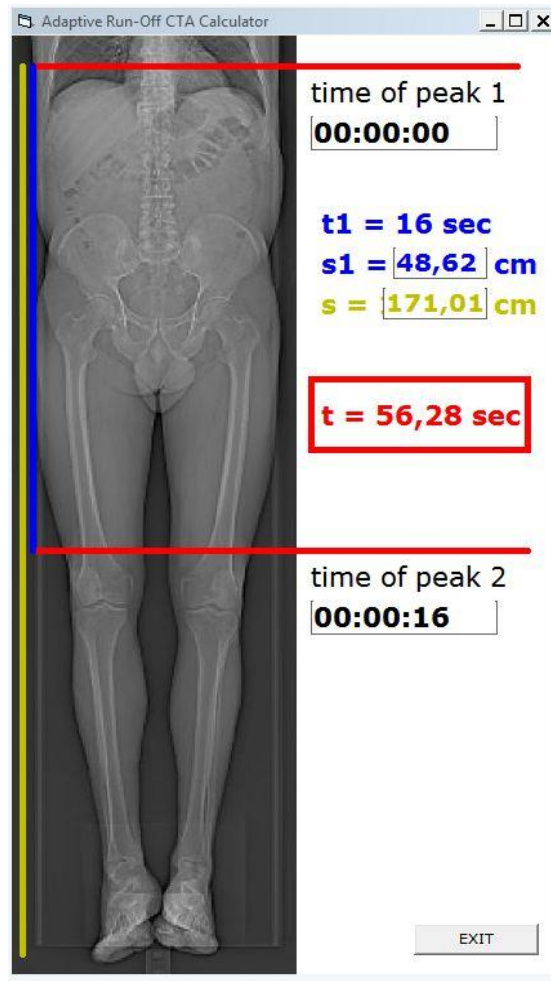
Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 12:** Ukázka výstupů z vyšetření pacienta ze Skupiny 3 (VRT)



Zdroj: Klinika zobrazovacích metod, Fakultní nemocnice Plzeň

**Obrázek 13:** Náhled na počítačovou aplikaci vytvořenou pro automatický výpočet potřebných skenovacích parametrů



Zdroj: vlastní