

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav radiologických metod

Bc. Igor Ziegelheim

## **CT angiografie dolních končetin**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Irena Müllerová

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 19. května 2023

Bc. Igor Ziegelheim

Děkuji MUDr. Ireně Müllerové za odborné vedení diplomové práce a cenné rady při její tvorbě.

# Anotace

<b>Typ práce:</b>	Diplomová práce
<b>Téma práce:</b>	CT angiografie dolních končetin
<b>Název práce v ČJ:</b>	CT angiografie dolních končetin
<b>Název práce v AJ:</b>	CT angiography of the lower extremities
<b>Datum zadání:</b>	26.1.2022
<b>Datum odevzdání:</b>	19.5.2023
<b>VŠ, fakulta, ústav:</b>	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
<b>Autor:</b>	Bc. Igor Ziegelheim
<b>Vedoucí:</b>	MUDr. Irena Müllerová

## Oponent:

**Abstrakt v ČJ:** Cílem diplomové práce je shrnout poznatky o CT angiografii a zjistit vliv koncentrace jódu v kontrastní látce na výsledné zobrazení cév. Teoretická část sumarizuje informace o technologii výpočetní tomografie, používaných kontrastních látkách a jejich vlastnostech a ischemické chorobě dolních končetin. Ve výzkumné části se v rámci retrospektivní kvantitativní studie zabývá rozdíly zobrazení cév při využití kontrastních látek o různých koncentracích jódu při CT angiografii abdominální aorty a dolních končetin.

**Abstrakt v AJ:** The aim of this thesis is to summarize the knowledge about CT angiography and determine the influence of iodine concentration in the contrast agent on the resulting vascular imaging. The theoretical part summarizes information about computed tomography technology, the used contrast agents and their properties, and ischemic disease of the lower extremities. The research part, within a retrospective quantitative study, focuses on the differences in vascular imaging when using contrast agents with different iodine concentrations in CT angiography of the abdominal aorta and lower extremities.

**Klíčová slova v ČJ:** CT, MDCT, angiografie, kontrastní látka, ischemická choroba dolních končetin

**Klíčová slova v AJ:** CT, MDCT, angiography, contrast agent, ischemic disease of lower extremities

**Rozsah práce:** 54 stran / 2 přílohy

# Obsah

Úvod .....	7
Rešeršní činnosť .....	9
1 Výpočetní tomografie .....	10
1.1 Historie vývoje CT .....	10
1.2 Princíp výpočetní tomografie .....	13
1.3 Konštrukce MDCT .....	14
1.4 Parametry CT vyšetření.....	16
1.5 Zpracování obrazu.....	18
1.5.1 Kernel .....	20
1.5.2 Okno .....	20
1.5.3 Multiplanární rekonštrukce .....	21
1.5.4 MIP a MinIP .....	21
1.5.5 VRT .....	21
2 Kontrastní látky .....	22
2.1 Negatívni kontrastní látky .....	23
2.2 Pozitívni kontrastní látky.....	23
2.2.1 Baryové kontrastní látky.....	23
2.2.2 Jodové kontrastní látky .....	23
2.3 Reakce na kontrastní látky .....	24
3. Zobrazení cév .....	25
3.1 Dopplerovská ultrasonografie.....	26
3.2 Digitální substrakční angiografie .....	26
3.3 CT angiografie .....	27
3.4 MR angiografie .....	28
4. Anatomie aorty a cév dolních končetin.....	29
5. Ischemická choroba dolních končetin.....	31
5.1 Ateroskleróza.....	32
6. Metodika výzkumu .....	32
6.1 Výzkumné cíle a hypotézy.....	33

6.2 Vyšetření břišní aorty a tepen dolních končetin .....	35
6.3 Charakteristika zkoumaného souboru .....	36
6.4 Metoda sběru dat.....	37
6.5 Realizace výzkumu.....	37
6.6 Metoda zpracování dat.....	37
7 Výsledky výzkumu .....	38
7.1 Popisná statistika.....	38
7.2 Vyhodnocení hypotéz .....	42
8. Diskuse .....	43
Závěr .....	47
Referenční seznam.....	48
Seznam zkratk .....	51
Seznam tabulek .....	52
Přílohy .....	53

## Úvod

Angiografie výpočetní tomografií (CT angiografie) je diagnostický zobrazovací postup, který se využívá k vizualizaci cévního systému pomocí CT technologie. CT angiografie poskytuje podrobné informace o stavu a průchodnosti cév. CT angiografie umožňuje diagnostikovat a hodnotit různé cévní onemocnění, jako jsou koronární arteriální nemoci, cévní mozkové příhody, aneuryzma a trombózy. Navíc může být použita k přípravě na chirurgické výkony nebo zákroky, jako je angioplastika nebo embolizace. V dnešní době se jedná o velmi rychlé a dostupné vyšetření. (Baxa et al., 2012, s. 23-29)

Ischemická choroba dolních končetin je poměrně častým onemocněním, které postihuje cévní systém dolních končetin. Výskyt ischemické choroby dolních se zvyšuje s věkem a je častější u osob trpících aterosklerózou, cukrovkou, vysokým krevním tlakem, vysokým cholesterolem nebo kouřením. Je to stav, při kterém dochází ke sníženému průtoku krve do dolních končetin kvůli zúžení nebo zablokování tepen, které zásobují nohy a nohy. Nejčastěji je to způsobeno aterosklerózou, což je stav, kdy se v tepnách vytvářejí plaky z tukových látek, cholesterolu a vápenatých usazenin. (Bulvas, 2009, s. 145-163)

Pro stanovení cílů diplomové práce byla použita následující vstupní literatura:

1. FERDA, Jiří, c2004. *CT angiografie*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-281-1.
2. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, c2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-608-3.
3. HEŘMAN, Miroslav, 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.
4. PAFKO, Pavel, c2008. *Základy speciální chirurgie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-402-7.
5. VODIČKA, Josef, 2014. *Speciální chirurgie*. 2., dopl. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2512-6.

Cílem této diplomové práce je sumarizovat poznatky o výpočetní tomografii (CT), ischemické chorobě dolních končetin a možnostech její diagnostiky. Problematikou výpočetní tomografie se zabývá první kapitola. Dále je třeba shrnout poznatky o kontrastních látkách používaných v radiodiagnostice, čímž se zabývá kapitola 2. Angiografické vyšetření tepen pomocí CT (CTA) hraje důležitou roli v diagnostice ischemické choroby dolních končetin. Ta a další možnosti diagnostiky jsou popsány ve třetí kapitole. Dále se teoretická

část této diplomové práce zabývá problematikou samotné ischemické choroby dolních končetin.

Výzkumná část diplomové práce zkoumá a statisticky zpracovává význam koncentrace jódu v kontrastní látce při CT angiografickém vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin a dále vliv hodnoty BMI na výsledné zobrazení při tomto vyšetření.



## Rešeršní činnost

### ALGORITMUS REŠERŠNÍ ČINNOSTI



#### VYHLEDÁVACÍ KRITÉRIA:

- klíčová slova v ČJ: CT, MDCT, angiografie, kontrastní látka, ischemická choroba dolních končetin
- klíčová slova v AJ: CT, MDCT, angiography, contrast agent, ischemic disease of lower extremities
- jazyk: čeština, angličtina
- období: 2002 - 2023
- další kritéria: plný text, recenzované



**DATABÁZE:** EBSCO, Medvik, Pubmed



Nalezeno 162 dokumentů



**Vyřazující kritéria:** duplicitní dokumenty, nesouvisející dokumenty



Pro tvorbu teoretických východisek bylo použito 11 dohledaných článků a 15 knižních publikací

# 1 Výpočetní tomografie

Od svého zavedení v roce 1971 se počítačová tomografie stala běžnou vyšetřovací modalitou, která doplňuje stávající zobrazovací metody. Na rozdíl od RTG vyšetření umožňuje CT úplnou eliminaci překrývajících se struktur v těle a vysoké kontrastní rozlišení. Odstraňuje také omezení ultrasonografie. Přestože je magnetická rezonance méně invazivní a v některých ohledech poskytuje přesnější informace, CT zůstává základní zobrazovací modalitou pro mnoho indikací. Důležitým krokem ve vývoji bylo zavedení technologie helikálního skenování v 80. letech, která zvýšila rychlost kontroly a umožnila zobrazit celý objem zájmového regionu. Se zavedením multidetektorové technologie na konci 90. let se časové a geometrické rozlišení dlouhé osy těla dále zlepšilo. (Ferda, 2015, s. 11)

## 1.1 Historie vývoje CT

První krok k vývoji výpočetní tomografie učinil W. C. Röntgen, který objevil rentgenové záření v roce 1895. Historie vývoje CT (počítačové tomografie) sahá do 60. let 20. století, kdy se začaly v medicíně využívat počítače.

První CT skener byl vyvinut britským inženýrem Godfreyem Hounsfieldem v roce 1971. Tento přístroj byl založen na principu rotujícího rentgenového zdroje a detektoru, které se pohybovaly kolem pacienta. Získaná data byla poté zpracována počítačem a vytvořil se 2D obraz. Nezávisle na tom pracoval na vývoji počítačové tomografie i američan Allan McLeod Cormack. Oba vědci dostali za svůj objev Nobelovu cenu v roce 1979. Prvnímu tomografu trvalo zobrazení jedné vrstvy téměř 20 minut. Tento první CT skener byl velmi nákladný a pomalý, ale postupně se začal vyvíjet a zdokonalovat. V 80. letech byly vyvinuty CT skenery s větším počtem řad detektorů, které umožnily získat 3D obrazy. Tento vývoj umožnil větší přesnost a rychlost diagnostiky.

V 90. letech se objevila technologie spirálního (helikální) CT, která umožnila získat kvalitní obrazy v mnohem kratším čase. Tato technologie také umožnila lepší vizualizaci malých struktur a orgánů.

V posledních desetiletích došlo k dalším zdokonalením, včetně snížení dávky záření a zvýšení rozlišení. Dnes jsou k dispozici CT skenery s vysokým rozlišením a speciálními funkcemi, jako je CT angiografie, která umožňuje získat obrazy cév.

CT se stala důležitým nástrojem v diagnostice a léčbě mnoha onemocnění. Je využívána v oblasti neurologie, kardiovaskulární medicíny, onkologie a mnoha dalších oblastech. (Seidl, 2012, s. 44-45)

Existují dva základní typy konstrukce výpočetních tomografů: vějířový a kruhový. U vějířového tomografu se rentgenka i detektory otáčejí kolem pacienta, zatímco u kruhového tomografu se otáčí rentgenka a detektory zůstávají pevně umístěny na obvodu přístroje. V současnosti jsou převážně využívány vějířové tomografy. Do devadesátých let minulého století byla běžná rotační metoda a konvenční CT přístroje. Tyto přístroje vyžadovaly, aby se celá soustava (gantry) otočila kolem pacienta, pak se stůl s pacientem posunul o jeden řez a opakoval se další otočení gantry. Tento postup byl časově náročný a neumožňoval některé moderní techniky CT zobrazování.

CT přístroje se z hlediska technického vývoje obvykle klasifikují do čtyř generací podle konstrukce systému zdroj záření/systém detektorů.

Přístroje **první generace** byly založeny na principu rotujícího rentgenového zdroje a detektoru, které se pohybovaly kolem pacienta. Konkrétně pacient byl umístěn na stůl, který se posouval přes otvor v krytu. Rentgenový zdroj a detektor byly umístěny na opačné straně krytu a byly navzájem propojeny párem ramen, které se otáčely kolem pacienta. Během skenování, rentgenový zdroj rotoval kolem pacienta a vysílal paprsek rentgenového záření. Tento paprsek prošel tkáněmi pacienta a byl zachycen detektorem na druhé straně.

**Druhá generace CT** přístrojů měla více detektorů umístěných naproti zdroji rentgenové záření, což znamenalo, že se snížila potřeba rychlého pohybu rentgenového zdroje. To vedlo k menší zátěži na mechaniku přístroje a celkově snížilo náklady na výrobu a údržbu. Při vyšetření se celá soustava otáčela kolem pacienta. Druhá generace CT přístrojů také umožnila získání většího množství dat v krátkém čase, což vedlo k většímu rozlišení a lepší kvalitě obrazu. Tento typ přístroje byl také schopen provádět rychlejší skenování a umožnil větší rychlost a přesnost diagnostiky.

**Třetí generace CT** přístrojů byla vyvinuta v 80. a 90. letech 20. století a přinesla významné inovace, které výrazně zlepšily kvalitu obrazu a snížily dávku záření pro pacienta. Hlavní výhodou je velké množství detektorů umístěných na kruhovém oblouku ve více řadách. Tyto detektory umožnily získávat více dat v jednom průchodu rentgenovým zářením, což vedlo k větší přesnosti a kvalitě obrazu a snížení dávky záření pro pacienta. Třetí generace CT přístrojů také umožnila snadnější rekonstrukci obrazů v třetím rozměru, což bylo velmi užitečné pro určité druhy diagnóz, například v kardiovaskulární oblasti. Další výhodou třetí generace CT přístrojů byla vysoká rychlost skenování, která umožnila

okamžité získání obrazů. To znamená, že lékaři mohli okamžitě vidět výsledky skenování a provádět interaktivní procedury během skenování, jako například biopsii nebo odběr tkáně. Celkově třetí generace CT přístrojů přinesla zásadní vylepšení, které zlepšily kvalitu diagnostiky a snížily riziko pro pacienty. Tyto inovace umožnily CT přístrojům stát se jednou z nejúčinnějších a nejbezpečnějších diagnostických metod v medicíně.

**Spirální (helikální) CT** je pokračováním přístrojů 3. generace. Tento typ CT skenování umožňuje rychlejší a pohodlnější získávání obrazů a zlepšuje také přesnost diagnózy. Hlavní rozdíl mezi helikálním a tradičním CT skenováním spočívá v tom, že helikální CT umožňuje kontinuální rotační pohyb rentgenové trubice a detektorů, zatímco u konvenčního CT se rentgenová trubice a detektory pohybují po lineární ose pacienta a postupně zhotovují jednotlivé vrstvy. Díky tomuto kontinuálnímu rotačnímu pohybu helikální CT umožňuje rychlejší skenování a získávání většího množství dat v krátkém čase. To znamená, že je možné získat obrazy výrazně rychleji, což snižuje riziko pohybového artefaktu, a tím zvyšuje přesnost diagnostiky. Další výhodou helikálního CT je, že umožňuje vytvořit obraz v 3D, což umožňuje lékařům přesnější a podrobnější pohled na orgány a tkáně. Tento typ CT je široce používán v mnoha oblastech medicíny, včetně kardiovaskulárního, onkologického a neurologického vyšetření. Celkově lze říci, že helikální CT je velmi užitečný nástroj pro diagnostiku a umožňuje lékařům získat rychlé a přesné informace o stavu těla pacienta. Díky svým výhodám se stalo standardem v mnoha zdravotnických zařízeních po celém světě.

Hlavním rozdílem **4. generace CT přístrojů** je změna rozložení detektorů. Rentgenka vysílá RTG záření kolimované do tvaru širšího vějíře, které je po průchodu pacientem zachyceno tisíci stacionárních detektorů, které pokrývají celý obvod gantry. Rentgenka se otáčí o 360° kolem pacienta, zatímco detektory zůstávají pevné. Všechny detektory však nejsou efektivně využívány.

Přístroje 4. generace nebyly příliš rozšířeny, díky vysoké výrobní ceně kvůli velkému počtu detektorů, a protože nepřinášejí zásadní výhody pro klinickou praxi ve srovnání s moderními konstrukčními řešeními přístrojů generace třetí (MDCT). (Seidl, 2012, s. 45-49), (Nekula a kol., 2005, s. 18-22)

Poslední desetiletí v klinické praxi ukazuje rostoucí zájem o dual-energy CT (DECT) nebo spektrální CT. Je to pokročilejší technika výpočetní tomografie, která umožňuje dodatečnou charakterizaci materiálu nebo tkáně, což není možné pomocí klasického CT. Zatímco v klasickém CT jsou rentgenové paprsky vysílány na určité úrovni energie, v DECT jsou vysílány na dvou různých úrovních energie, což umožňuje oddělení materiálů s různými

atomovými čísly a výpočet úrovně zeslabení při více úrovních energie. Toto vede k asociaci křivky útlumu s každým rekonstruovaným voxelovým obrazem, který zastupuje závislost útlumu na energii v daném místě těla. Jedním z běžných typů DECT je skener, který rychle střídá mezi dvěma napětími rentgenové trubice (například 80 kV a 140 kV). Dalším typem je skener s dvojitou vrstvou detektorů, který má dvě vrstvy detektorů s různou spektrální citlivostí. Obě vrstvy jsou uspořádány tak, že jedna vrstva detekuje fotony s vysokou energií, zatímco druhá detekuje fotony s nízkou energií. Další možností konstrukce je systém se dvěma rentgenkami a dvěma detektory. Pro rekonstrukci obrazů z DECT skenerů je také zapotřebí specializovaný software založený na spektrální informaci, kterou přístroj získá. Software rozdělí data do dvou nebo více energetických okének a používá matematické algoritmy k vytváření obrazů, které zvýrazňují různé materiály na základě jejich unikátních spektrálních vlastností. (Chamroukhi, 2022)

## 1.2 Princip výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je zobrazovací metoda využívající rentgenové záření. Jedním ze způsobů, jak zobrazit různé tkáně v těle pomocí rtg záření, je využít jeho různou schopnost pronikat a být pohlcováno v závislosti na složení tkáně. Tím se dá vyjádřit intenzita pohlcení rtg záření v tkáni matematicky jako denzita (jednotkou denzity je 1 HU – Hounsfieldova jednotka). Hounsfieldova škála umožňuje porovnávat denzity tkání nebo materiálů s různým složením v rozsahu od -1000 HU do +3096 HU. Protože lidské oko dokáže rozlišit jen 16 odstínů šedi a tkáně jsou na snímku zobrazeny v této škále, je třeba při vyšetření nastavit určitou šířku denzit a jejich střed. Pro různé typy vyšetření se používají různě nastavené rozsahy Hounsfieldových jednotek neboli „okna“. Okna jsou různá například pro měkké tkáně, kosti nebo plíce. (Vomáčka, 2015, s. 42-43)

Princip CT spočívá v tom, že rentgenové záření prochází tělem pacienta a je snímáno detektory umístěnými na protilehlé straně. Rentgenka a detektory tvoří součást portálu (neboli gantry), který se otáčí kolem pacienta na stole. Tím se získávají snímky z různých úhlů. Šířka snímku závisí na velikosti detektorů. Doba otáčení systému se liší podle typu CT a vyšetření, ale obvykle je menší než jedna sekunda. Z jednotlivých snímků se pak pomocí speciálních výpočtových metod (např. filtrovaná zpětná projekce nebo iterativní rekonstrukce) sestavuje CT obraz. Moderní CT jsou spirální neboli helikální, což znamená, že rentgenka a detektory se nepřetržitě otáčejí a stůl s pacientem se současně posouvá. Tím se vytváří šroubovicovitý průběh rentgenového paprsku skrz tělo pacienta.

Multidetektorové CT (MDCT) mají navíc více řad detektorů (až 256), takže dokážou pořídit více snímků za jednu otáčku portálu. Tím se zkracuje doba skenování a zvyšuje detailnost snímků. U multidetektorových CT trvá skenování několik sekund až desítek sekund v závislosti na délce vyšetřované oblasti a režimu skenování. Šířka řezu bývá mezi 0,5 – 1,5 mm. Z takto tenkých snímků lze pak vytvářet rekonstrukce v různých rovinách nebo prostorové rekonstrukce bez ztráty rozlišení nebo s minimální ztrátou. (Ferda, 2015, s. 18-19)

Provedení CT vyšetření začíná zhotovením digitálního snímku vyšetřované oblasti pomocí CT přístroje. Tento snímek se nazývá topogram nebo scout a nevyžaduje rotaci rentgenky nebo detektorů. Pacient leží na pohyblivém stole a projede během expozice otvorem v gantry. Poté se na základě získaného snímku plánuje rozsah vyšetření, které se následně provádí. V průběhu vyšetření získáváme obrazy vrstev téměř vždy v axiální rovině. Tyto obrazy se poté mohou použít pro tvorbu obrazů v libovolné rovině nebo pro trojdimenzionální (3D) rekonstrukce. V některých případech se provádí i série skenů po intravenózní aplikaci jodové KL, což pomáhá lépe rozlišit cévy a tkáně. Kontrastní látku lze podat i per os nebo per rectum pro lepší rozlišení střev při CT vyšetření břicha a malé pánve. (Heřman a kol., 2014, s. 21-25)

### **1.3 Konstrukce MDCT**

CT skener se skládá z několika základních částí, které tvoří zobrazovací řetězec. Patří sem generátor, rentgenka, přídavná filtrace (flat filtr, bow-tie filtr) pro předpacientskou filtraci a postpacientská filtrace (protirozptylová mřížka), a systém detektorů. Důležitou součástí je také výkonný počítač vybavený algoritmy pro zpracování dat a rekonstrukci obrazu.

Rentgenka rotuje v gantry a produkuje vějířový svazek rentgenového záření. Geometrie rentgenového svazku se nazývá "cone-beam" geometrie. Svazek má rozměry přibližně 50-60° na 2-18°.

Pro dosažení krátkých expozičních časů a relativně tvrdého záření musí být rentgenka dostatečně výkonná. Rentgenky v CT přístrojích proto dosahují výkonu 100-120 kW. Pro snížení šumu a celkové dávky na pacienta je důležitá filtrace rentgenového svazku. Základní filtrace rentgenky odpovídá 1-3 mm hliníku, přídavná filtrace flat filtru je přibližně 0,1 mm mědi. To poskytuje celkovou filtraci shodnou s 5-6 mm hliníku. Některé CT skenery mohou mít ještě vyšší filtrace, například 0,2 mm mědi, což zvyšuje celkovou filtrační tloušťku

na 8-9 mm hliníku, v některých případech dokonce až 12 mm hliníku. Pro pokrytí celé oblasti detektorů musí být anodový terčik rentgenky dostatečně velký.

Během snímání dat je rentgenové záření kontinuálně produkováno rentgenkou, která se během 360ti stupňové rotace provede 1000-3000 projekcí za dobu přibližně 0,2-0,5 sekundy. Standartní napětí při snímání obrazu je 120 kV, ale v současnosti nabízí mnoho CT skenerů v rámci snížení radiační zátěže také jiné hodnoty napětí v rozmezí 70-150 kV.

Rentgenka generuje paprsek rentgenového záření, který je podroben další filtraci před vstupem do pacienta. Tato filtrace zahrnuje flat filtr a tzv. bow-tie filtr. Flat filtr, vyrobený z materiálů jako měď nebo hliník, slouží k eliminaci fotonů s nízkou energií, které by zvýšily ozáření pacienta, ale nepřispěly by k vytvoření obrazu. Bow-tie filtr, vyrobený z materiálů jako polytetrafluoretylen nebo hliník, je umístěn na výstupu rentgenky a upravuje prostorové rozložení spektra rentgenového záření. Jeho účelem je vyrovnat nerovnoměrné oslabení záření pacientem, které by jinak vedlo k nehomogennímu rozložení energie na detektoru. Speciálně tvarovaný bow-tie filtr zajistí rovnoměrnější distribuci záření. Pro zachycení obrazů hlavy a těla dospělého pacienta jsou k dispozici minimálně dva bow-tie filtry s různými tvary, aby účinně zohlednily rozdílné velikosti pacienta. V některých případech se také využívají třetí bow-tie filtry pro skenování hlavy dětských pacientů.

Poté, co projde pacientem pokračuje paprsek rentgenového záření přes protirozptylovou mřížku. U CT skenerů s jednou řadou detektorů byla protirozptylová mřížka jednorozměrná a skládala se z wolframových přepážek. S příchodem multidetektorových CT přístrojů je protirozptylová mřížka již dvourozměrná. Přepážky protirozptylové mřížky jsou umístěny v neaktivních oblastech detektorových prvků, aby nedošlo ke snížení účinnosti detekce.

Pro zajištění vysoké detekční účinnosti a rychlé odezvy se při současných CT skenerech nejčastěji používají scintilační detektory, které obsahují materiál pro přeměnu fotonové energie na viditelné světlo. Tento proces se odehrává v scintilátoru. Viditelné světlo produkované scintilačním materiálem je zachyceno fotodiodami umístěnými na výstupní straně. Tyto diody přeměňují světelný signál na elektrický signál, který slouží k vytvoření CT obrazu. Jednotlivé scintilační detektory musí být od sebe izolovány, aby se zabránilo zachytávání světla z vedlejších detektorů. Moderní scintilační detektory jsou rychlejší než ty starší. Tím je umožněna kratší doba rotace soustavy a pro vyšetření lze podle potřeby využít většího proudu na rentgence. Toho je dosaženo použitím detektorů z ultrarychlých keramických materiálů nebo Gemstone materiálů. Tyto materiály jsou poté integrovány přímo do čtecí elektroniky. Tato konstrukce umožňuje snižovat elektronický šum

a díky tomu je možné snižovat dávky záření. Detektory jsou umístěny v řadách. Obvykle se jedná o 64-128 či 256 řad detektorů v podélném směru. (Súkupová, 2018, s. 112-117)

## 1.4 Parametry CT vyšetření

**Expozice** – V případě výpočetní tomografie má nastavení hodnoty mAs zásadní vliv na kvalitu výsledných axiálních obrazů, zatímco hodnota napětí má pouze minimální vliv. Obvykle se pro vyšetření používají hodnoty napětí od 80 kV do 140 kV, přičemž tvrdší záření snižuje tvorbu artefaktů z utvrzení záření. (Ferda et al., 2002, s. 15-18)

Zvýšení proudu rentgenky nebo hodnoty **mAs** (součin proudu trubice a doby skenování) přináší zlepšení kvality obrazu, snížení obrazového šumu a zvýšení dávky pacientovi. Vztah mezi proudem rentgenky a dávkou záření, které pacient obdrží je obvykle lineární, přičemž zvýšení hodnoty mAs vede k podobnému procentuálnímu nárůstu dávky. Většina operátorů však pro většinu aplikací využívá automatickou modulaci proudu rentgenky. Tento počítačový software, který má různá jména podle výrobce (například CARE Dose 4D u Siemens, Dose-Right u Phillips, atd.), automaticky zvyšuje hodnotu mAs v částech těla s větší absorpcí záření a snižuje ji v částech s nižší absorpcí záření. To obvykle znamená zvýšení hodnoty mAs u ramen a kyčlí (které mají větší absorpci) a snížení hodnoty mAs v břicho a hrudníku (které mají nižší absorpci). Tímto způsobem se obvykle snižuje dávka obdržená pacientem a minimalizuje se výskyt artefaktů způsobených nedostatečným množstvím záření. Principy automatické modulace proudu trubice se liší podle výrobce, ale obvykle se využívá kombinace různých strategií. Modulace podle velikosti pacienta upravuje hodnotu mAs na základě celkového posouzení velikosti pacienta zobrazeného na topogramu. Modulace podle osy z konstantně mění hodnotu mAs podél osy z pacienta na základě absorpce v jednotlivých bodech, jak je určeno pomocí topogramu. Modulace podle úhlu (x, y) mění hodnotu mAs při rotaci rentgenové trubice o 360 stupňů kolem pacienta, aby se zohlednily různé absorpce ve různých projekcích paprsku. Kombinovaná modulace podle os x, y a z upravuje hodnotu mAs ve všech třech osách na základě absorpce záření pacientem. Uživatel musí stanovit minimální přijatelnou kvalitu obrazu. Toto nastavení se liší v závislosti na konkrétním výrobci a systému. Například u přístrojů od společnosti GE musí uživatelé určit hodnotu indexu šumu, která se udržuje konstantní na každém snímku ve skupině, zatímco u přístrojů od společnosti Siemens se stanovuje referenční hodnota mAs pro kvalitu obrazu, která by byla použita pro pacienta průměrné velikosti. (Raman et al., 2013)



**Napětí** rentgenky, které je definováno jako rozdíl elektrického potenciálu mezi anodou a katodou, ovlivňuje různé aspekty rentgenového záření. Určuje maximální energii fotonů v rentgenovém spektru, rozložení energie ve spektru a celkový výstup rentgenového paprsku z rentgenky. Změna napětí má vliv na absorpci záření v různých materiálech, což ovlivňuje kontrast, šum a dávku pacientovi. Fotony o vysoké energii více pronikají tkání a mají nižší pravděpodobnost interakce s hmotou. Fotony o nižší energii se více absorbují v tkáních, což vede ke zlepšení kontrastu obrazu. Negativním efektem snížení energie svazku je však zvýšená dávka pacientovi způsobená vyšší absorpcí. Při snižování napětí je důležité brát v úvahu i velikost pacienta. Protože fotony potřebují dostatečnou energii pro průnik hmotou, nelze i silnějším pacientům napětí na rentgence příliš snížit, protože by docházelo k vysokému rozptylu a tím pádem vysokému šumu v obrazu. Pro získání dostatečně kvalitního zobrazení by proto bylo potřeba zvýšit množství záření, čímž by se zvýšila radiační zátěž pacienta. U drobných pacientů však není problém použít vysoké napětí, protože není potřeba tak vysoké energie pro proniknutí záření tělem díky čemuž je možné využít menší množství záření a tím snížit radiační zátěž pacienta. (Súkupová, 2018, s. 129-130)

**Rotační perioda** se definuje jako časový úsek, během kterého se rentgenový systém a detektorová soustava otočí o 360 stupňů. Pokud je tato perioda krátká, je to ideální pro vyšetřování rychle se pohybujících struktur. Doba rotace rentgenky při CT skenování je klíčovým faktorem, který ovlivňuje jak kvalitu obrazu, tak celkovou dobu trvání skenu. Pomalejší rotace umožňuje využití vyššího počtu fotonů, což má za následek snížení šumu a zlepšení rozlišení při nízkém kontrastu. Na druhou stranu, delší doba rotace rentgenky znamená prodloužení celkové doby skenu, což je zvláště důležité při skenování za zadržného dechu nebo po aplikaci kontrastní látky. Optimální doba rotace je nejkratší možná, která stále poskytuje dostatečné množství fotonů pro získání kvalitního obrazu. Kratší doba rotace vyžaduje vyšší výkon CT přístroje, protože je nutné generovat větší počet fotonů. V některých případech může být výkon přístroje omezujícím faktorem, který brání použití nejkratší doby rotace rentgenky. (Súkupová, 2018, s. 124-125)

Pro určení **pitch** faktoru se velikost posunu stolu na jednu otáčku rentgenového zařízení v gantry vydělí celkovou kolimací paprsku. V CT, které mají více detektorů, se pitch faktor vypočítá pomocí celkové aktivní šířky detektorů. Pokud je pitch faktor menší, lepší se prostorové rozlišení, protože se zmenší velikost pixelů ve směru osy Z. Větší pitch faktor má však opačný efekt a může způsobit zkreslení obrazu, což vede k nižší kvalitě obrazu. (Ferda et al., 2002, s. 15-18) Hodnota pitch faktoru menší než 1 naznačuje překryv mezi

sousedními snímky, hodnota větší než 1 ukazuje na mezery mezi sousedními snímky a hodnota 1 znamená spojitě snímání bez překryvů a mezer. Nižší pitch faktor, který zahrnuje větší překryv anatomických struktur a vyšší vzorkování, vede ke zvýšení dávky záření. Naopak, vyšší pitch faktor způsobuje mezery v anatomii a tím nižší dávku záření. Pokud se nezmění žádné další parametry, zvýšení pitch faktoru lineárně snižuje dávku záření. Použití nízkého pitch faktoru je spojeno s menším obrazovým šumem, nižším počtem artefaktů a lepším poměrem signálu k šumu a kontrastu k šumu. Většinou je přijatelný pitch faktor větší než 1 pro rutinní CT protokoly bez ohrožení kvality obrazu. Nicméně, použití vyššího pitch faktoru (větší než 1,5) může způsobit interpolační artefakty a zvýšený obrazový šum, což je obvykle nepřijatelné. Tvzení, že vysoké hodnoty pitch faktoru jsou spojeny s nízkou kvalitou obrazu u nejnovějších CT přístrojů se dvěma zdroji záření již neplatí. Nejmodernější přístroje nabízejí akvizice ve vysokém pitch faktoru nebo v režimu FLASH s pitch faktory vyššími než 3, což výrazně zkracuje dobu skenování a potenciálně snižuje dávku záření. Tyto režimy o vysokém pitch faktoru významně snižují dobu skenování a eliminují mnoho pohybových artefaktů, zejména při kardiovaskulárních vyšetřeních. I když studie naznačují, že akvizice o vysokém pitch faktoru významně snižují dávku záření při kardiovaskulárních vyšetřeních hrudníku, kde by jinak byla použita synchronizace k prevenci pohybových artefaktů, není zcela jasné, zda skutečně dochází k úspoře dávky při nevasculárních vyšetřeních hrudníku nebo břicha. Některé systémy se snaží udržet konstantní efektivní mAs a v důsledku toho zvyšují proud rentgenky, aby se dorovnal zvýšený pitch faktor. Navíc u pacientů s větší postavou se systém může pokusit zvýšit proud trubice, ale může být omezen maximálním nastaveným mAs, čímž dochází ke zvýšení šumu. Proto při vyšetřeních, kde rychlost skenování není tak důležitá, může použití vysokého pitch faktoru přinést jen malé úspory dávky a potenciálně horší kvalitu obrazu. (Raman et al., 2013)

**Kolimace**, šířka vrstvy – u multidetektorových CT přístrojů je šířka vrstvy dána šířkou jedné řady detektorů. (Ferda et al., 2002, s. 15-18)

## 1.5 Zpracování obrazu

Postprocessing u CT (výpočetní zpracování) je důležitou součástí získávání a zpracování obrazových dat. Po získání vstupních dat skenem je nutné provést další úpravy, jako je redukce šumu, korekce artefaktů a zlepšení kontrastu. To se provádí pomocí sofistikovaných algoritmů v počítačovém programu. Tato data mohou být následně použita pro 3D rekonstrukce, které umožňují vizualizaci anatomických struktur v trojrozměrném

prostoru. Součástí postprocessingu je také možnost multiplanární rekonstrukce (MPR) a objemového vykreslování (VRT), což umožňuje zobrazit vyšetřované struktury v různých rovinách a detailněji prozkoumat danou oblast. Postprocessing výrazně zlepšuje diagnostickou hodnotu CT skenu a umožňuje lékařům lépe pochopit anatomii pacienta a přesněji identifikovat patologie. (Mezrich, 2011, s. 378-381)

Při provádění CT vyšetření se pomocí projekcí v různých směrech získávají informace o součinitelích zeslabení jednotlivých voxelů v obrazové matici, což umožňuje rozlišovat různé materiály a vytvářet výsledný obraz s lineárními součiniteli zeslabení pro každý voxel. Zeslabení rentgenového paprsku, které je popsáno profilovým zeslabením v dané projekci, je získáno pro všechny řádky nebo sloupce matice. Rentgenový paprsek je následně otáčen a získávají se profily zeslabení v jiných směrech. Tento proces se opakuje, dokud nejsou získány profily zeslabení ve všech projekcích. Tyto profily zeslabení v závislosti na projekci se nazývají sinogramy nebo hrubá data. Po získání všech sinogramů následuje další krok, kterým je rekonstrukce. Během tohoto kroku jsou získané profily zeslabení zpětně promítány do matice, která slouží jako základ pro vytváření obrazu. Při zpětné projekci dochází k rovnoměrnému rozložení zeslabení po celé dráze paprsku, což vede k vzniku rozmazání okolo objektu, což je známé jako hvězdicový artefakt. Tento artefakt lze předejít filtrací profilů zeslabení před jejich zpětnou projekcí, čímž vzniká filtrovaná zpětná projekce. Kromě filtrované zpětné projekce lze také použít metodu nazývanou iterativní rekonstrukce. Při iterativní rekonstrukci je možné pomocí korekční smyčky snížit šum v obrazu nebo dosáhnout dostatečné kvality obrazu při nižší dávce záření. Tato metoda využívá profilů zeslabení získaných pro různé projekce a porovnává je se profily pro skutečný obraz. Na základě porovnání je stanovena chybová matice, která vyjadřuje rozdíl mezi projekčními daty originálního obrazu a zrekonstruovaného obrazu. Tato chybová matice se používá pro korekci během iterace, a v průběhu iterací se profily zrekonstruovaného obrazu stále více přibližují profilům skutečného obrazu. Iterace umožňují zachování nebo zlepšení prostorového rozlišení objektů s vysokým kontrastem a snížení šumu u objektů s nízkým kontrastem. Existuje mnoho různých metod iterativní rekonstrukce, přičemž každý výrobce CT přístrojů využívá svou vlastní variantu. Někdy se dokonce kombinuje iterativní metoda s analytickou metodou pro zpracování hrubých dat, což se nazývá hybridní iterativní rekonstrukce. (Súkupová, 2018, s. 116-123)

### 1.5.1 Kernel

V kontextu výpočetní tomografie se termín "kernel" odkazuje na matematickou funkci nebo filtr, který se používá při rekonstrukci obrazu z naměřených dat. Kernel je základním stavebním prvkem rekonstrukčního algoritmu v CT. Kernel v CT se používá k vyhlazení nebo filtraci hrubých dat, aby se odstranily nežádoucí artefakty a zvýšila se kvalita výsledného obrazu. Výběr správného kernelu má významný vliv na rozlišení, šum a jemné detaily v rekonstruovaném CT obraze. Použití vyhlazovacího filtru snižuje šum v obraze, ale zároveň může způsobit rozmazání hran. Kernel pro detaily zvýrazňuje šum i hrany. Existuje několik typů kernelů, které se používají v CT. Každý typ kernelu má své specifické vlastnosti a je vhodný pro různé aplikace a diagnostické účely. Použití rekonstrukčního kernelu vyžaduje pouze použití hrubých dat, což umožňuje použití různých kernelů bez nutnosti opakovaného skenování pacienta. V praxi se volba kernelu řídí především potřebami daného vyšetření a pacienta. Například pro detekci jemných detailů může být vybrán kernel zvyšující ostrost obrazu, zatímco pro snížení šumu v obraze se často použije vyhlazovací kernel. Vyhlazovací kernel také může pomoci snížit množství šumu v obraze při vyšetřování silnějších pacientů. Celkově lze říci, že kernel v CT představuje matematickou funkci nebo filtr, který je klíčovým prvkem pro rekonstrukci obrazu z naměřených dat. Jeho správný výběr a použití má vliv na kvalitu a diagnostickou hodnotu CT obrazu. (Súkupová, 2018, s. 130-133)

### 1.5.2 Okno

Pro zobrazení detailů jednotlivých tkání na CT obraze je nutné použít pouze vybraný interval denzit, namísto celého rozsahu Hounsfieldovy stupnice. Tkáně s nižší denzitou než dolní mez jsou zobrazeny černě, zatímco tkáně s vyšší denzitou než horní mez jsou bílé. Tento proces se nazývá volba okna a je zásadní pro správnou interpretaci CT vyšetření. Okno musí být nastaveno tak, aby byla vyšetřovaná struktura dobře patrná a odlišitelná od okolních tkání a vnitřní struktury tkáně musí být dostatečně kontrastní. Pokud se hodnotí cévy, musí být zobrazena i vnitřní struktura lumen cévy. Podobně je důležité, aby byla vnitřní struktura trámčiny kosti nebo plicního parenchymu dobře viditelná. Pokud není vnitřní struktura dostatečně zřetelná, musí se oknem nastavit kontrast tak, aby bylo možné odlišnosti rozpoznat. (Ferda et al., 2002, s. 24-26)

### 1.5.3 Multiplanární rekonstrukce

Multiplanární rekonstrukce (MPR) jsou velmi důležitou součástí zpracování CT dat. Tyto rekonstrukce umožňují vizualizaci dat v různých rovinách, jako jsou axiální, koronární a sagitální řezy. Tímto způsobem lze lépe hodnotit velikost, tvar a polohu vyšetřované struktury. Multiplanární rekonstrukce umožňuje lékařům lépe interpretovat výsledky a stanovit diagnózu s větší přesností. Díky této technologii lze také lépe sledovat změny v čase, jako jsou například změny objemu nádoru nebo vývoj krvácení. Multiplanární rekonstrukce jsou v současné době běžnou součástí CT vyšetření a umožňují lékařům získat důležité informace o zdravotním stavu pacienta. CPR (Curved Planar Reformation) rekonstrukce je zobrazovací technika používaná při CT vyšetření, která umožňuje spojit jednotlivé řezy do křivky, která reprezentuje tvar vyšetřované anatomické struktury. Tím se získává jasnější přehled o tvaru a rozložení struktury v těle a umožňuje se lépe orientovat v prostoru. CRP rekonstrukce je často využívána při vyšetření kloubů, cév a dalších anatomických struktur se zakřiveným tvarem. (Andronikou, 2013, s. 269-284)

### 1.5.4 MIP a MinIP

MIP a MinIP jsou speciální rekonstrukce, které se používají k zobrazení struktur, jako jsou cévy při CT vyšetřeních. MIP (Maximum Intensity Projection) rekonstrukce zobrazuje pouze nejdenznější oblasti obrazu a vytváří tak 2D obraz, který ukazuje maximální intenzitu signálu v dané oblasti. Na druhé straně MinIP (Minimum Intensity Projection) rekonstrukce zobrazuje pouze oblasti obrazu s nejmenší denzitou. MIP rekonstrukce jsou hojně využívány při angiografiích. MinIP lze využít například pro zobrazení tracheobronchiálního stromu. (Ferda et al., 2002, s. 24-26)

### 1.5.5 VRT

VRT (Volume Rendering Technique) je speciální technika zobrazování, která se používá při CT vyšetřeních pro vizualizaci vnitřních orgánů a struktur v trojrozměrném prostoru. VRT umožňuje vytvořit realistický 3D model zkoumaného objektu z dat získaných CT skenem. VRT rekonstrukce se používají například pro zobrazování vnitřních orgánů, kostních struktur, cév, nebo mozkových struktur a jsou důležitým nástrojem při diagnostice a plánování chirurgických zákroků.

Samotný proces vytváření 3D rekonstrukce z CT dat se skládá z několika kroků. Nejprve se musí z CT skenu získat samotná datová sada, tedy série snímků (slice) představujících různé vrstvy těla. Tyto snímky musí být poté zpracovány pomocí

specializovaného software, který umožňuje vytvoření 3D modelu objektu. Po zpracování dat se provede segmentace, tedy rozpoznání jednotlivých struktur a oddělení jich od ostatních tkání v obraze. Následně se provede rekonstrukce 3D modelu získaných dat.

V procesu vytváření 3D rekonstrukce mohou být použity různé algoritmy pro vylepšení kvality obrazu a odstranění artefaktů. Tyto algoritmy mohou být adaptivní a záviset na konkrétních potřebách pacienta nebo typu vyšetření. (Andronikou, 2013, s. 269-284)

## 2 Kontrastní látky

Použití kontrastních látek na bázi jódu v medicíně sahá až do 20. let 20. století, kdy byly považovány za bezpečné pro lidské použití. Zpočátku byl lipiodol, roztok obsahující 40% jódu v makovém oleji, injikován do loketní žíly pro rentgenové zobrazení plic v roce 1921. Zatímco jodid sodný byl úspěšně použit v urografii v roce 1918, teprve v roce 1923 byl zaveden intravaskulárně týmem Dr. Osbornea na Mayo Clinic pro pyelografii, kde byly pozorovány jeho radiokontrastní vlastnosti. Použití jodidu sodného pak popsal Brooks, cévní chirurg z University of Washington, u pacientů s podezřením na stenózu periferních cév. Významný průlom ve vývoji jodovaných kontrastních látek nastal v 50. letech 20. století, kdy Wallingford syntetizoval kyselinu jodohippurovou a kyselinu acetrizoovou, které obě obsahovaly tři atomy jódu. Tyto sloučeniny posloužily jako základ pro vytvoření dalších pozitivních rentgenových kontrastních látek, které se používají dodnes (Švihovec et al., 2018, s. 903)

Kontrastní látky se používají při CT vyšetření, aby se zvýraznily rozdíly v absorpci rentgenového záření, čímž vznikne kontrastnější obraz. Pro intravenózní podání se využívá výhradně jódová vodná kontrastní látka, která se aplikuje do periferní žíly, nejčastěji kubitální. Objem a průtok se nastavují ručně nebo pomocí tlakového injektoru, přičemž objemy kontrastní látky se pohybují v rozmezí 40-120 ml v závislosti na typu vyšetření. Kontrastní látky mohou být podány i do gastrointestinálního traktu nebo jiných dutých orgánů a struktur, například do močového měchýře, páteřního kanálu nebo kloubní dutiny. Některé orgány obsahují přirozenou látku, která se chová jako kontrastní látka, například vzduch v dýchacích cestách nebo tekutina a plyn ve střevech. Příprava na vyšetření s intravenózní kontrastní látkou zahrnuje lačnění a dostatečnou hydrataci, zatímco pro cílené vyšetření tlustého střeva je třeba ho předem vyprázdnit. Pokud se vyšetření provádí bez kontrastní látky, není nutná žádná příprava. (Ferda, 2015, s. 19)

Kontrastní látky mají buď schopnost zvyšovat absorpci záření - tzv. pozitivní kontrastní látky, nebo naopak snižovat absorpci záření a usnadňovat jeho průchod - tzv. negativní kontrastní látky. (Nekula a kol., 2005, s. 27)

## **2.1 Negativní kontrastní látky**

Cílem negativních kontrastních látek je zlepšit kontrast mezi vyšetřovaným orgánem a okolními tkáněmi. Dříve byly nejčastěji používány metody insuflace vzduchu do tělních dutin, které umožňovaly dobře vidět parenchymatózní orgány na tmavém pozadí vzduchu. Dnes jsou negativní kontrastní látky převážně používány v kombinaci s pozitivními kontrastními látkami při metodách dvojího kontrastu, zejména při vyšetřování trávicí trubice. Tyto látky jsou buď plyny nebo roztoky, které minimálně absorbují rentgenové záření. K nim patří například roztoky cukerných alkoholů nebo koloidní roztoky makromolekulárních látek. (Vomáčka, 2015, s. 70)

## **2.2 Pozitivní kontrastní látky**

### **2.2.1 Baryové kontrastní látky**

Baryové preparáty jsou využívány při diagnostice trávicího traktu a skládají se ze síranu barnatého ( $\text{BaSO}_4$ ), což je jediná sloučenina barya, která není toxická a nerozpouští se ve vodě. Tyto preparáty se podávají ve formě suspenze, ne ve formě roztoku, a obsahují stabilizátory, které brání sedimentaci barya a chuťové korektory, které zlepšují kontrastní látky. V České republice jsou nejčastěji používány preparáty Micropaque a Prontobarrio. Při některých vyšetřeních se mohou používat vysokodenzní preparáty, ale obvykle se baryové preparáty kombinují s negativními kontrastními látkami, jako je vzduch, oxid uhličitý, glycerolové preparáty a různé druhy ovocných šťáv, pro vyšetření tzv. dvojím kontrastem. Baryové preparáty jsou obvykle bez vedlejších účinků, ale musí se udržovat v trávicím traktu, protože mohou způsobit zánět nebo chronické změny v jiných částech těla. Pokud existuje podezření na perforaci nebo uzávěr trávicí trubice, pacientovi se podává perorálně jodová kontrastní látka. (Vomáčka, 2015, s. 67)

### **2.2.2 Jodové kontrastní látky**

Jodové kontrastní látky jsou rozděleny do tří skupin – pevné, olejové a hydrosolubilní (rozpuštěné ve vodě). Pevné a olejové kontrastní látky jsou dnes více historickou záležitostí

a používaly se pro zobrazení žlučníku, lymfatických cest a slinných žláz. Při použití pevných kontrastních látek byly pacientům podány tablety, které se vstřebávaly v tenkém střevě a postupně se dostávaly do žlučníku. Olejové kontrastní látky se dnes používají především k označení embolizačního materiálu, avšak jsou nevhodné pro mnoho zdravotních postupů kvůli jejich nevstřebatelnosti a reaktivitě v těle, což může vést k vedlejším účinkům, a dokonce i k plicní embolii.

Na druhé straně hydrosolubilní jodové kontrastní látky jsou nejdůležitější skupinou a nejpoužívanější. Tyto kontrastní látky jsou rozpustné ve vodě a používají se k zobrazení různých orgánů a struktur v těle. Nicméně, i přesto, že jsou hydrosolubilní kontrastní látky nezbytné pro mnoho zdravotnických postupů, mohou vyvolat riziko vedlejších účinků. Rozlišují se kontrastní látky hepatotropní a nefrotropní. Mezi těmito látkami jsou nefrotropní nejčastěji používané a jsou vylučovány ledvinami. Chemické složení těchto látek se neustále vyvíjí a dříve se používaly látky s nižším počtem atomů jodu, zatímco dnes se používají látky s třemi atomy jodu. Při výrobě nefrotropních látek se často používají přídatné chemické látky, které zvyšují toleranci těchto látek. Každá nefrotropní látka má přesně stanovené množství jodu a jeho koncentrace. Větší koncentrace jodu zvyšují kontrast, a proto můžeme použít menší množství látky. Nefrotropní látky se obvykle nedokážou dostat do buněk, kromě patologických situací, kdy se mohou dostat do nádorů nebo překročit porušenou hematoencefalickou bariéru a proniknout do mozku. (Vomáčka, 2015, s. 67-69)

Dále mají jodové kontrastní látky mají několik klasifikačních metod, jmenovitě chemickou strukturu, fyzikální a chemické vlastnosti, obsah jódu, osmolalitu a schopnost ionizovat v roztoku. V praxi se upřednostňuje klasifikace jodové KL podle osmolality na vysoko osmolální (600 až 2 100 mOsm/kg) a nízko osmolální (290 až 860 mOsm/kg). Vysoko osmolální jodové KL obsahují benzenový kruh se třemi atomy jódu, jako je iothamalát (Conray). Nízkoosmolální JKL lze na druhé straně dále rozdělit do tří typů: neionický monomer, jako je iopromid (Ultravist) nebo iohexol (Omnipaque); ionický dimer, jako je ioxaglat (Hexabrix); a neionický dimer, jodixanol (Visipaque). Jodixanol je jediná dostupná iso-osmolální jodová kontrastní látka. (Holm, 2015, s. 142-143)

## 2.3 Reakce na kontrastní látky

Podání jodových kontrastních látek do cév může způsobit nežádoucí reakce, včetně chemotoxických a alergoidních. Existuje několik faktorů, které zvyšují riziko nežádoucích reakcí, jako jsou například diabetes, selhání ledvin, vážné srdeční a plicní onemocnění,



astma, předchozí reakce na jodovou kontrastní látku, polyvalentní alergie, hypertyreóza, feochromocytom a mnohočetný myelom.

**Alergoidní** reakce mohou vzniknout i bez předchozí senzibilizace a projevují se obvykle během prvních minut po podání kontrastní látky. Mírné příznaky zahrnují kopřivku, mírný bronchospasmus a pokles krevního tlaku, zatímco těžké reakce mohou způsobit hypotenzi, tachykardii, bronchospasmus, edém hrtanu, edém plic nebo křeče. Léčba závisí na intenzitě reakce, ale zahrnuje zvýšený dohled lékaře a v závažných případech může vyžadovat kardiopulmonální resuscitaci. (Heřman a kol., 2014, s. 34-35) Přehnaná specifická imunitní odpověď, která se nejčastěji zprostředkovává pomocí imunoglobulinů třídy E, může vést k anafylaktické nebo okamžité hypersenzitivní reakci, což se obecně nazývá alergie nebo hypersenzitivita. I když klinické projevy alergické reakce jsou velmi podobné těm u pacientů s nežádoucími účinky po podání jodových kontrastních látek, u pacientů s anafylaktickou reakcí po podání JKL nebyly prokázány imunoglobuliny třídy E, což znamená, že se nejednalo o pravou alergii, ale spíše o reakci podobnou alergii (alergoidní, anafylaktoidní reakce). I když teoreticky je možné, že existuje pravá alergie na JKL zprostředkována reakcí antigen-protilátka, v praxi se tato situace velmi zřídka vyskytuje. (Holm, 2015, s. 142-143)

**Chemotoxické** reakce se vyskytují, když kontrastní látka ovlivní určitý orgán, jako například ledviny a srdce, což může být provázeno pocitem horka, nauzeou a zvracením. Pacienti v nestabilním klinickém stavu jsou obzvláště ohroženi. Velikost reakce závisí na množství podané kontrastní látky, a proto se doporučuje použít co nejmenší dávku a dostatečně hydratovat pacienta před a po vyšetření. (Heřman a kol., 2014, s. 34-35)

### 3. Zobrazení cév

Angiografie je diagnostická procedura, která se používá ke zobrazování cévního systému v těle. Tato technika umožňuje lékařům získat detailní informace o průtoku krve, stenózách, aneuryzmatech a dalších vaskulárních abnormalitách. Existují různé způsoby zobrazení cév. Dopplerovská ultrasonografie, konvenční angiografie, CT angiografie (CTA) a angiografie magnetickou rezonancí. (Heřman a kol., 2014, s. 16-30)

### **3.1 Dopplerovská ultrasonografie**

Dopplerovská ultrasonografie je neinvazivní diagnostická metoda, která umožňuje měřit rychlost a směr krevního toku v cévách. Tato technologie se používá především pro hodnocení stavu cév, zjišťování přítomnosti nebo množství krevních sraženin a měření rychlosti toku v cévách. Dopplerovská ultrasonografie je často používána při diagnostice kardiovaskulárních onemocnění, jako jsou například ischemická choroba srdeční nebo žilní trombóza.

Dopplerovské zobrazování umožňuje vizualizaci pohybujících se objektů v cévách pomocí barevného záznamu na pozadí B-módu nebo křivky zobrazující rychlost v čase. Pohyb krevních buněk je zobrazen pomocí odstínů červené, žluté, modré a zelené barvy, což umožňuje sledovat tok krve v průchodných cévách a určit směr a rychlost pohybu. Existují také další techniky barevného mapování, jako je energetický dopplerovský mód, který umožňuje registrovat i velmi pomalé toky v drobných cévách, ale bez určení směru pohybu. Dopplerovská křivka umožňuje nejen měření maximální systolické rychlosti a minimální diastolické rychlosti, ale také výpočet různých poměrových indexů, které poskytují informace o odporu v periférii cév. Moderní přístroje často umožňují automatizovaný výpočet těchto indexů. Pro kombinaci zobrazení B-módu a dopplerovských signálů se používá termín duplexní sonografie.

Dopplerovská ultrasonografie využívá principu Dopplerova posunu, který se vyskytuje, když zvukové vlny odrážejí od objektu v pohybu. Tento posun se projeví jako změna frekvence zvuku, což lze detekovat pomocí ultrazvukové sondy. (Vomáčka, 2015, s. 38-39)

### **3.2 Digitální substrakční angiografie**

Digitální substrakční angiografie (DSA) je diagnostický zobrazovací postup v oblasti medicíny, který umožňuje vizualizaci krevních cév a průtoku krve v těle. Tento postup se často používá pro identifikaci patologických stavů, jako jsou krvácení, nádory nebo trombóza.

Při DSA se do cévního systému pacienta zavede katetr, který se pomocí rentgenového záření naviguje do zájmové oblasti. Poté se do cév injektuje kontrastní látka, která umožňuje lékařům vidět cévy na obrazovce monitoru. Následně se pomocí počítačového zpracování obrazu odečítá signál kontrastu a získávají se informace o průtoku krve v dané oblasti.

Digitální substrakční angiografie funguje na principu digitalizace skiaskopického obrazu a následné počítačové subtrakce obrazů před a po aplikaci kontrastní látky. Tento proces odstraňuje struktury, jako je například skelet, které jsou viditelné na nativním obraze, a umožňuje zobrazit pouze plněné cévy. Pro vytvoření DSA se nejprve zhotoví nativní RTG obraz vyšetřovaného místa bez kontrastní látky ("maska") a poté RTG obraz po aplikaci kontrastní látky. Digitálním odečtením nativního obrazu od obrazu s kontrastní látkou se odstraní struktury, které zůstaly nezměněné a jsou viditelné na obou obrazech, a zůstanou pouze struktury, které se na obou obrazech liší, jako je například náplň cév. Díky vysokému rozlišení kontrastů je možné provést DSA i po intravenózní aplikaci kontrastní látky, což se nazývá intravenózní DSA. Nicméně, častěji se provádí intraarteriální DSA, tedy po nástřiku kontrastní látky přímo do tepny. Mezi výhody DSA patří použití menšího množství kontrastní látky a lepší zobrazení úseků cév překrytých skeletem. Nevýhodou DSA je mírně menší prostorové rozlišení. V současné době se DSA využívá převážně v rámci intervenčních výkonů. (Heřman a kol., 2014, s. 16-17)

### 3.3 CT angiografie

CT angiografie (CTA) je diagnostický zobrazovací postup, který se používá k vyhodnocení stavu a průtoku krve v cévách pomocí výpočetní tomografie. Je to neinvazivní metoda, která umožňuje podrobné zobrazení cévního systému a detekci případných abnormalit. Při CT angiografii se intravenózně podává kontrastní látka obsahující jód, která zlepšuje viditelnost cév na CT snímcích. Kontrastní látka proudí cévami a umožňuje jejich detailní zobrazení. CT angiografie se často používá k diagnostice a hodnocení stavu cév v různých částech těla, včetně mozku, srdce, plic, břicha a dolních končetin. Může se použít k detekci a hodnocení arteriálních zúžení, aneuryzmat, arteriovenózních malformací a dalších cévních abnormalit. (Novotný, 2010, s. 145-157)

Tato metoda je považována za rychlou a přesnou, umožňuje detailní posouzení anatomie cév a poskytuje informace o průtoku krve. CT angiografie je šetrnější alternativou k invazivním postupům, jako je konvenční angiografie, která vyžaduje vstupní katetrizaci cév. CT angiografie umožňuje zobrazení získaných dat v libovolné projekci. To poskytuje lepší možnosti při hodnocení složitějších cévních struktur oproti DSA. Další nevýhodou proti DSA je nemožnost selektivně zobrazit jednotlivé cévy. I přes své nevýhody CT angiografie poskytuje dobré informace o struktuře cévního řečiště a pro pacienta představuje menší riziko než DSA. (Heřman a kol., 2014, s. 251-252)

Zvýšení denzity náplně cév v průběhu času závisí na několika faktorech, jako je množství kontrastní látky podané, její koncentrace, rychlost podání, místo aplikace a srdeční ejekční frakce. Správné načasování sběru dat je klíčové pro kvalitní zobrazení cév. (Heřman a kol., 2014, s. 251) Pro načasování náběru dat v čase optimální náplně cév v požadované oblasti se nejčastěji používá metoda bolus tracking. Cílem bolus trackingu je zajistit, aby kontrastní látka dosáhla cévního oblasti zájmu v optimálním okamžiku, kdy se provádí CT skenování. Postup bolus trackingu začíná získáním referenčního snímku nebo série snímků dané oblasti před podáním kontrastní látky. Pro zahájení náběru dat pomocí bolus trackingu je do požadované tepny umístěna ROI (region of interest) ve které poté dochází k měření nárůstu denzity. Poté je pacientovi rychle a kontinuálně podána kontrastní látka, obvykle pomocí automatického injektoru. Během podávání kontrastní látky se provádějí opakované CT snímky dané oblasti v krátkých intervalech. Bolus tracking systém monitoruje změny kontrastu v cévách během dynamického skenování. To se děje prostřednictvím měření denzity v oblasti zájmu (ROI). Po dosažení určitého prahu denzity, který indikuje přítomnost kontrastní látky v cévách, je spuštěn náběr dat. Tento okamžik je klíčový, protože se snaží zachytit období nejvyšší kontrastní náplně cév. Bolus tracking tak umožňuje přesné načasování CT skenování, aby byla zachycena nejlepší fáze kontrastní náplně cév. Tato technika minimalizuje riziko neúspěšného zobrazení cévních struktur v důsledku nepřesného načasování podání kontrastní látky. Bolus tracking přispívá k dosažení lepší diagnostické kvality CT angiografie a umožňuje přesnější a efektivnější vyhodnocení cévního systému. (Stenzel, 2014, s. 1228-1238)

### **3.4 MR angiografie**

Magnetická rezonance je diagnostická metoda využívající magnetických vlastností jader atomů určitých prvků, které mají spin a vytvářejí magnetický moment. Tyto momenty mohou být uspořádány paralelně nebo antiparalelně vzhledem k vnějšímu magnetickému poli. Při přijímání radiofrekvenční energie se mohou změnit jejich energie a po emitování této energie ve formě vysokofrekvenčního vlnění mohou být zpracovány do obrazové informace. V lidském těle je vysoké zastoupení vody, a proto se obrazy často pořizují z vodíkových jader, což se nazývá protonová magnetická rezonance. Kontrast v obraze závisí na dalších fyzikálních parametrech, jako jsou relaxační děje, pohyb vodíkových jader a další faktory. (Vomáčka, 2015, s. 47-51)

MRA (Magnetic Resonance Angiography) je skupina technik umožňujících zobrazení cév pomocí magnetické resonance. Některé techniky využívají registraci pohybující se tekoucí krve, bez aplikace kontrastní látky. Další používají intravenózní aplikaci kontrastní látky pro zvýšení kontrastu. Oproti angiografii, MRA nevyžaduje ionizující záření a je neinvazivní, což je její hlavní výhoda. Na druhou stranu, MRA má nižší rozlišovací schopnost a vykazuje větší náchylnost k artefaktům. MRA se stejně jako CT angiografie používá k vyšetření tepen a žil v různých částech těla a nahrazuje angiografii v mnoha diagnostických indikacích. MRA se stále vylepšuje díky vývoji nových sekvencí a zvyšování kvality obrazů a rekonstrukcí. (Heřman a kol., 2014, s. 29-30)

Nevýhodou MR angiografie je, že téměř nikdy nepokryje celou anatomickou oblast a zobrazí jen průchodnou část cévy, stejně jako u digitální substrakční angiografie. Doplnění nativních sekvencí však může pomoci při hodnocení cévních patologií. Další nevýhodou MR angiografie je horší schopnost zobrazení dobrých cév a kalcifikací.

Existují nekontrastní metody MR angiografie, jako je "time of flight" a "phase-contrast", které jsou založeny na rozdílu mezi stacionární tkání a pohybující se krví. Time of flight zobrazuje přítok nesaturovaných spinů krevních elementů do saturované stacionární tkáně a phase-contrast zobrazuje pohyb saturovaných spinů. Time of flight se běžně využívá při MR angiografickém vyšetření mozku. Phase-contrast umožňuje kvantifikovat tok a určit jeho směr.

Většinou se MR angiografie provádí s podáním gadoliniové kontrastní látky. KL se podává malé množství a na rozdíl o CT je zde malé riziko vzniku nefropatie nebo alergoidních reakcí. Přítomnost gadoliniové kontrastní látky snižuje T1 relaxační čas krve. Díky tomu se krev oproti okolní tkáni jeví jako hypersignální. MR angiografie s kontrastní látkou je dnes využívána především při angiografii tepen dolních končetin. (Heřman a kol., 2014, s. 253-254)

## **4. Anatomie aorty a cév dolních končetin**

Aorta je velká tepna, která vychází z levé komory srdce. Její první úsek se nazývá aorta ascendens a měří 4-5 cm. Poté aorta zahýbá doleva dozadu a pokračuje jako arcus aortae, dlouhý přibližně 6 cm. Arcus aortae běží převážně zprava zpředu doleva dozadu a končí u levého boku obratlů Th3-4. Následuje aorta descendens, která prochází před páteří hrudní a břišní a dělí se na dvě části: aorta thoracica a aorta abdominalis. Aorta thoracica

se nejprve nachází u levého boku obratlů a postupně se posouvá před ně. Před aortou leží jícn.

Aorta abdominalis sestupuje až před obratel L4, kde se rozděluje na dvě arteriae iliacaе communes. Abdominální aorta vysílá větve, které se dělí na parietální a viscerální. Mezi parietální větve patří a. phrenica inferior a aa. lumbales. Viscerální větve abdominální aorty se dělí na párové a nepárové. Mezi párové patří aa. suprarenales mediae zásobující nadledniny, aa. renales zásobující ledviny a aa. testiculares nebo aa. ovaricae zásobující pohlavní žlázy. Nepárové viscerální větve abdominální aorty jsou truncus coeliacus, který odstupuje ve výšce Th12/L1 a zásobuje všechny nepárové orgány v pars supramesocolica peritoneální dutiny. Další nepárovou viscerální větví je a. mesenterica superior, která odstupuje 1-2 cm kaudálně od truncus coeliacus a zásobuje tenké střevo, tlusté střevo od céka po flexuru coli sinistra a část duodena a pankreatu. Třetí nepárovou viscerální větví abdominální aorty je a. mesenterica inferior, která odstupuje v úrovni L3 a zásobuje tlusté střevo od flexura coli sinistra po horní část rektu.

Ve výši obratle L4 se v místě bifurcatio aortae abdominální aorta dělí na a. iliaca communis dextra a a. iliaca communis sinistra. Aa. iliacaе communes jsou dlouhé 5-7 cm a v úrovni křížokyčelního skloubení se dělí na a. iliaca interna a a. iliaca externa. A. iliaca interna zásobuje oblast malé pánve, dno pánevní, gluteální krajiny, část zevních pohlavních orgánů a adduktory stehna. A. iliaca externa zásobuje část svalů břišní stěny, část stěny velké pánve, část obalů varlete a ligamentum teres uteri. Probíhá pod peritoneem do lacuna vasorum, odkud pokračuje jako a. femoralis.

A. femoralis začíná od ligamentum inguinale a probíhá až do zákolenní jámy odkud pokračuje jako a. poplitea. Zásobuje všechny útvary stehna, kolenní kloub a také přední úseky skrota nebo stydkých pysků a kůži přední dolní části břicha. Mezi větve a. femoralis patří a. epigastrica superficialis, a. circumflexa ilium superficialis, aa. pudendae externae, a. genus descendens a a. profunda femoris, která zásobuje svaly stehna a vysílá větve a. circumflexa femoris medialis, a. circumflexa femoris lateralis a aa. perforantes.

A. femoralis pokračuje jako a. poplitea, která zásobuje kolenní kloub a fossu popliteu. Prochází od hiatus tendineus po distální okraj m. popliteus, kde se dělí na a. tibialis anterior a a. tibialis posterior.

A. tibialis anterior probíhá bérce pod svaly přední skupiny. Zásobuje přední stranu bérce, kolenní kloub a hřbet nohy. Od retinaculum musculorum extensorum inferius pokračuje jako a. dorsalis pedis.

A. tibialis posterior probíhá po svalech hluboké zadní strany bérce až za malleolus medialis a dělí se na a. plantaris medialis a a. plantalis lateralis. Zásobuje zádň a boční stranu lýtka a plantu pedis. (Čihák, 2016, s. 89-137)

## 5. Ischemická choroba dolních končetin

Jako ischemická choroba dolních končetin se označuje jejich nedostatečné prokrvení. Ischemická choroba dolních končetin je poměrně častým onemocněním, které postihuje cévní systém dolních končetin. Výskyt ICDK se zvyšuje s věkem a je častější u osob trpících aterosklerózou, cukrovkou, vysokým krevním tlakem, vysokým cholesterolem nebo kouřením. Je to stav, při kterém dochází ke sníženému průtoku krve do dolních končetin kvůli zúžení nebo zablokování tepen, které dolní končetiny zásobují. Ischemická choroba dolních končetin lze podle rychlosti vzniku příznaků rozdělit na akutní a chronickou formu. Symptomy ischemické choroby dolních končetin mohou zahrnovat bolest při chůzi nebo cvičení, známou jako klaudikace. Bolest se obvykle vyskytuje v lýtkových svalech a zhoršuje se při fyzické námaze. Po odpočinku může ustoupit. Dalšími symptomy mohou být studené nohy a chodidla, slabost nebo únava svalů dolních končetin, či obtíže s hojením ran na dolních končetinách. (Vítovec, 2018, s. 127-128) Akutní ischemie dolních končetin se může prognosticky vyrovnat nádorovým onemocněním, kdy v prvním měsíci od vzniku příznaků se vyznačuje až 15 % mortalitou.

Existují různé příčiny ischemické choroby dolních končetin, z nichž hlavními jsou ateroskleróza a embolie. Ateroskleróza je nejčastější příčina ischemické choroby dolních končetin. Při ateroskleróze se na stěnách tepen postupně ukládají pláty, které se skládají z tuků, cholesterolu, vápníku a dalších látek. Tyto pláty způsobují zúžení nebo zablokování tepen, což snižuje průtok krve do dolních končetin. Ateroskleróza je často spojena s rizikovými faktory, jako jsou vysoký krevní tlak, vysoký cholesterol, kouření, cukrovka a obezita. (Bulvas, 2009, s. 145-163)

Embolie je další častou příčinou ICDK. Embolus je cizí těleso, které je zaneseno do tepny a zablokuje její průtok. Nejčastějším zdrojem embolů pro dolní končetiny je srdce, zejména u pacientů s fibrilací síní. Embolus se může uvolnit z fibrilujícího srdce a cestovat do tepen dolních končetin, kde způsobí uzávěr a nedostatek průtoku krve. Další faktory, které mohou přispět k rozvoji ischemické choroby dolních končetin, zahrnují srdeční onemocnění, jako jsou chlopenní vady, dilatace levé komory nebo srdeční selhání, které mohou zvýšit riziko vzniku trombů a embolů. Aneurysma v břišní části aorty může způsobit

tvorbu trombů, které se mohou uvolnit a uzavřít tepny dolních končetin. U pacientů s žilní trombózou se může vyskytnout paradoxní embolizace, kdy se trombus uvolní z žilního systému a projde do arteriálního systému, způsobující uzávěr tepen dolních končetin. Další specifickou situací jsou uzávěry cévních rekonstrukcí. Ty jsou obvykle trombotického původu a jejich příčinou může být degenerace cévního náhradního materiálu či restenóza. (Ručka, 2011, s. 431-434)

## **5.1 Ateroskleróza**

Ateroskleróza je chronické onemocnění, které postihuje cévní stěny a útvary plaky nazývané aterosklerotické pláty. Jedná se o nejčastější příčinu srdečních onemocnění, cévní mozkové příhody a ischemických chorob dolních končetin. Ateroskleróza začíná jako zánětlivý proces v cévní stěně. Na poškozeném místě se hromadí cholesterol a jiné lipidy, což vytváří aterosklerotický plát. Plát se skládá z tukových látek, vápníku, fibrinu, buněčných zbytků a dalších látek. Postupem času plát narůstá a způsobuje zúžení a ztluštění cévní stěny. Aterosklerotické pláty mohou být nestabilní a náchylné k prasknutí. Když plát praskne, dojde k tvorbě trombu, který může blokovat průtok krve v cévě. Pokud se to stane v koronárních arteriích zásobujících srdce, může dojít k srdečnímu infarktu. V cévách zásobujících mozek může trombus způsobit cévní mozkovou příhodu. Pokud je postižena dolní končetina, může se vyvinout ischemická choroba dolních končetin. Hlavní rizikové faktory aterosklerózy zahrnují vysoký krevní tlak, který způsobuje zvýšené namáhání cévních stěn a jejich poškození, vysokou hladinu LDL cholesterolu v krvi, která přispívá ke vzniku aterosklerotických plátů. Dalším rizikovým faktorem je kouření: kombinace chemických látek obsažených v cigaretovém kouři poškozuje cévní stěny a zvyšuje riziko vzniku aterosklerózy. Vysoká hladina glukózy při diabetu v krvi poškozuje cévní stěny a napomáhá vzniku aterosklerózy. (Bulvas, 2009, s. 145-163)

## **6. Metodika výzkumu**

Výzkumné šetření k diplomové práci bylo prováděno formou retrospektivní kvantitativní studie. Před provedením výzkumu byla podána žádost o provedení výzkumu vedení Nemocnice Šumperk a.s., kde byl výzkum prováděn. Po získání souhlasu s provedením výzkumu byla podána žádost Etické komisi Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci, která vyjádřila kladné stanovisko. Data pro provedení



výzkumu byla získávána z nemocničního informačního systému (NIS) a radiologického informačního systému (RIS) Nemocnice Šumperk a.s. Získaná data byla zpracována a uložena v programu MS Excel. Nebyla zaznamenávána žádná osobní data pacientů. Jednotlivá vyšetření byla označována pouze čísly (1,2,3, ...) pro zachování anonymity. Soubor se získanými daty byl poté bezpečně uložen na zaheslovaném flash disku.

## 6.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Výzkumná část diplomové práce má za cíl zjistit vliv koncentrace jódu v kontrastní látce na kvalitu náplně cév při CT angiografii abdominální aorty a tepen dolních končetin. Byly proto retrospektivně porovnávány vyšetření pacientů, kteří podstoupili CT vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Šumperk a.s.

Pro CT angiografické vyšetření s kontrastní látkou jsou zde využívány 2 kontrastní látky. Omnipaque 350 (Iohexolum) s obsahem jódu 350 mg/ml a Iomeron 400 (Jomeprol) s obsahem jódu 400 mg/ml. Hlavním cílem je zjistit kvalitu kontrastní náplně arteriálního řečiště dolních končetin retrospektivním měřením denzit kontrastní náplně cév v systému PACS. V ohledu na hlavní cíl diplomové práce byly stanoveny následující dílčí cíle.

**Cíl 1:** Zjistit rozdíl v kontrastní náplni abdominální aorty při použití kontrastních látek s koncentrací jódu 350 mg/ml a 400 mg/ml.

**H1<sub>0</sub>:** Koncentrace jódu v KL nemá vliv na kontrastní náplň abdominální aorty.

**H1<sub>1</sub>:** Koncentrace jódu v KL má vliv na kontrastní náplň abdominální aorty.

**Cíl 2:** Zjistí rozdíl v kontrastní náplni arteria iliaca communis při použití kontrastních látek s koncentrací jódu 350 mg/ml a 400 mg/ml.

**H2<sub>0</sub>:** Koncentrace jódu v KL nemá vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis.

**H2<sub>1</sub>:** Koncentrace jódu v KL má vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis.

**Cíl 3:** Zjistit rozdíl v kontrastní náplni arteria femoralis při použití kontrastních látek s koncentrací jódu 350 mg/ml a 400 mg/ml.

**H3<sub>0</sub>:** Koncentrace jódu v KL nemá vliv na kontrastní náplň arteria femoralis.

**H3<sub>1</sub>:** Koncentrace jódu v KL má vliv na kontrastní náplň arteria femoralis.

**Cíl 4:** Zjistit vliv hodnoty BMI na kontrastní náplň abdominální aorty při vyšetření s kontrastní látkou Omnipaque 350.

**H4<sub>0</sub>:** Hodnota BMI nemá vliv na kontrastní náplň abdominální aorty při použití Omnipaque 350.

**H4<sub>1</sub>:** Hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň abdominální aorty při použití Omnipaque 350.

**Cíl 5:** Zjistit vliv hodnoty BMI na kontrastní náplň abdominální aorty při vyšetření s kontrastní látkou Iomeron 400.

**H5<sub>0</sub>:** Hodnota BMI nemá vliv na kontrastní náplň abdominální aorty při použití Iomeron 400.

**H5<sub>1</sub>:** Hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň abdominální aorty při použití Iomeron 400.

**Cíl 6:** Zjistit vliv hodnoty BMI na kontrastní náplň arteria iliaca communis při vyšetření s kontrastní látkou Omnipaque 350.

**H6<sub>0</sub>:** Hodnota BMI nemá vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis při použití Omnipaque 350.

**H6<sub>1</sub>:** Hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis při použití Omnipaque 350.

**Cíl 7:** Zjistit vliv hodnoty BMI na kontrastní náplň arteria iliaca communis při vyšetření s kontrastní látkou Iomeron 400.

**H7<sub>0</sub>:** Hodnota BMI nemá vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis při použití Iomeron 400.

**H7<sub>1</sub>:** Hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis při použití Iomeron 400.

**Cíl 8:** Zjistit vliv hodnoty BMI na kontrastní náplň arteria femoralis při vyšetření s kontrastní látkou Omnipaque 350.

**H8<sub>0</sub>:** Hodnota BMI nemá vliv na kontrastní náplň arteria femoralis při použití Omnipaque 350.

**H8<sub>1</sub>:** Hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň arteria femoralis při použití Omnipaque 350.

**Cíl 9:** Zjistit vliv hodnoty BMI na kontrastní náplň arteria femoralis při vyšetření s kontrastní látkou Iomeron 400.

**H9<sub>0</sub>:** Hodnota BMI nemá vliv na kontrastní náplň arteria femoralis při použití Iomeron 400.

**H9<sub>1</sub>:** Hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň arteria femoralis při použití Iomeron 400.

## **6.2 Vyšetření břišní aorty a tepen dolních končetin**

Pacient, který přichází na pracoviště výpočetní tomografie za účelem vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin předloží žádanku od indikujícího lékaře. Poté proběhne identifikace pacienta dotázáním na jméno a datum narození. Pokud toho není pacient schopen lze provést identifikaci pomocí identifikačního náramku. Radiologický asistent poté informuje pacienta o průběhu vyšetření. Dále je s pacientem vyplněn informovaný souhlas, při čemž je zjišťován aktuální zdravotní stav, z čehož je nejdůležitější alergologická anamnéza hlavně co se týče alergie na jód. Další důležitá otázka na pacienta je, zda se lečí s nějakým onemocněním ledvin. Vhodné je, aby bylo před provedením vyšetření s jodovou kontrastní látkou provedeno laboratorní vyšetření a zjištěna hladina sérového kreatininu, která může odhalit poruchu funkce ledvin.

Po sepsání informovaného souhlasu je pacientovi nejlépe do kubitální žíly zavedena kanyla velikosti ideálně 18 – 20 G. Pacient je poté vyzván k odložení všech předmětů, které by na výsledném zobrazení mohly způsobovat artefakty (kovové předměty – pásek, atd.) z vyšetřované oblasti, to znamená oblast břicha pánve a dolních končetin.

Pacient je uložen na vyšetřovací stůl na záda nohama směrem do gantry. Pokud je toho schopen dá pacient ruce nahoru za hlavu. Následně se zkontroluje funkčnost kanyly proplachem fyziologickým roztokem. Poté je pacient připojen na automatický tlakový injektor a je provedena centrace nad bránici. Pro vyšetření s kontrastní látkou je používán automatický injektor CT motion od firmy Ulrich medical.

Radiologický asistent poté nastaví na konzoli vhodný vyšetřovací protokol a provede zaměřovací předozadní scan (topogram) v kraniokaudálním směru. Na topogramu nastaví

rozsah vyšetření od bránice až po špičky prstů dolních končetin a dále určí místo pro následný monitoring sycení cévy kontrastní látkou přibližně do výšky ledvin. Poté je proveden scan jednoho řezu pro premonitoring, na kterém se provede umístění ROI do lumen abdominální aorty. Pokud je ve stěně cévy přítomno příliš mnoho aterosklerotických plátů, je možno provést premonitoring znovu, aby při samotném monitoringu nedošlo při měření denzity v cévě k zachycení aterosklerotického plátu a tím předčasnému spuštění scanu. Poté je zahájena samotná aplikace kontrastní látky. Standardně se aplikuje 110 ml kontrastní látky rychlostí 4 ml/s se záplachem 40 ml fyziologického roztoku také rychlostí 4 ml/s. 10 sekund od začátku aplikace je spuštěn samotný monitoring náplně cévy. Při dosažení denzity 117 HU započne odpočítávání samotného scanu. Scan je zahájen 18 s po dosažení požadované denzity. Samotný scan probíhá kраниokaudálním směrem. Expoziční parametry jsou vypočítávány z topogramu pomocí algoritmu firmy Siemens Healthineers – CARE Dose4D. Napětí bývá ve většině případů nastaveno na 100 kV. Referenční mAs je nastaveno na hodnotu 143. Doba rotace je 0,5 s. Hodnota pitch faktoru je nastavena na 0,8. Kolimace paprsku je 128 x 0,6mm.

Po provedení vyšetření je pacient dotázán, jestli je vše v pořádku, jestli se u něho neprojeví příznaky reakce na kontrastní látku. Je zkontrolován použitý žilní vstup a pacient je vyzván, aby se oblékl. Pokud se jedná o ambulantního pacienta je vyzván, aby ještě vyčkal přibližně půl hodiny z důvodu možnosti pozdní reakce na kontrastní látku. Poté je mu vytažena kanyla, která byla prozatím ponechána pro možnost potřeby aplikace farmak a pacient odchází. Pokud se jedná o hospitalizovaného pacienta je po skončení vyšetření doprovázen zpět na oddělení.

Po dokončení vyšetření jsou provedeny rekonstrukce v axiální rovině včetně submilimetrových řezů. Poté se doplňují MIP rekonstrukce v různých rovinách. Dále 3D rekonstrukce cévního systému či CPR rekonstrukce pro zobrazení průběhu celé cévy a dobrému zobrazení například stenóz.

### **6.3 Charakteristika zkoumaného souboru**

Do zkoumaného souboru byli zařazeni pacienti, kteří podstoupili v období od 1.1.2022 do 28.2.2023 CT angiografické vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin na pracovišti výpočetní tomografie radiodiagnostického oddělení Nemocnice Šumperk a.s. Vyšetření byla prováděna na 128 řadém CT přístroji od firmy Siemens Healthineers SOMATOM Definition AS+.

Celkem byla nasbírána data z 200 vyšetření. Z toho bylo 100 vyšetření pomocí jodové kontrastní látky Omnipaque 350 a 100 pomocí jodové kontrastní látky Iomeron 400. Pro zařazení do výzkumu musel být místy prováděn výběr kvůli přítomnosti uzávěrů či velkého množství aterosklerotických plátů, což znemožňovalo přesné měření denzit v určených cévách.

## **6.4 Metoda sběru dat**

Sběr dat probíhal retrospektivně ze systému NIS a PACS Nemocnice Šumperk a.s. Z nemocničního informačního systému byly získávány informace o výšce, váze a typu použité kontrastní látky. Ze systému PACS byly získávány hodnoty denzit ve zkoumaných cévách. Denzity byly měřeny pomocí programu xVision za využití úpravy okna řezů pro dobré zobrazení aterosklerotických plátů, aby nedocházelo k jejich zachycení do měřené oblasti, což by vedlo k získání nepřesných výsledků. Denzity kontrastní náplně byly měřeny v abdominální aortě ve výšce ledvin, dále v arteria iliaca communis a poté v arteria femoralis.

## **6.5 Realizace výzkumu**

Po získání povolení k provedení výzkumu od Nemocnice Šumperk a.s. a souhlasném stanovisku Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci byl v období od ledna 2023 do března 2023 prováděn sběr dat na radiodiagnostické pracovišti Nemocnice Šumperk a.s. Data byla získávána z nemocničního informačního systému a systému PACS, anonymizována a bezpečně uchována.

## **6.6 Metoda zpracování dat**

Získaná data byla zaznamenána pomocí programu Microsoft Excel. Data byla následně zpracována pomocí popisné statistiky. Pro ověření hypotéz byl použit Fisherův F-test pro rozptyl, Studentův t-test a Pearsonův korelační koeficient. Pro statistické výpočty byly používány programy MS Excel a Tibco Statistika.

## 7 Výsledky výzkumu

Tato kapitola se věnuje statistickému zpracování dat získaných při sběru dat v rámci výzkumného šetření. Celkem je statisticky zpracovááno 200 CT vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin, která byla provedena na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Šumperk a.s.

### 7.1 Popisná statistika

Celkem bylo do výzkumu zařazeno 200 pacientů. Z nich byly vytvořeny 2 skupiny podle druhu použité kontrastní látky. Vyšetření za použití kontrastní látky Omnipaque 350 podstoupilo 64 mužů a 36 žen. Vyšetření pomocí kontrastní látky Iomeron 400 podstoupilo 73 a 27 žen.

**Tabulka 1 Pohlaví**

	Omnipaque 350	Iomeron 400
Muži	64	73
Ženy	36	27
Celkem	100	100

Tabulka č. 1 reprezentuje rozložení pohlaví mezi skupinami. Pomocí kontrastní látky Omnipaque 350 bylo vyšetřeno 64 mužů a 36 žen. Vyšetření s využitím kontrastní látky Iomeron 400 podstoupilo 73 mužů a 27 žen. Z této tabulky je zřejmé, že 68,5 % vyšetřených tvoří muži. Procentuální zastoupení žen při CT angiografickém vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin je pouze 31,5 %.

**Tabulka 2 Věkové rozložení**

	Omnipaque 350	Iomeron 400
Min	48	41
Max	93	90
Medián	66,5	70
Modus	66	75
Průměr	68,5	69,3

Z tabulky č. 2 je zřejmé, že CT angiografii břišní aorty a tepen dolních končetin podstupují převážně starší ročníky. Průměrný věk pacientu vyšetřených kontrastní látkou Omnipaque 350 byl 68,5 let a průměrný věk pacientů vyšetřených látkou Iomeron 400 byl 69,3 let. Průměrně se tedy tyto skupiny liší věkem o necelý 1 rok. Nejstaršímu pacientovi bylo 93 let a byl vyšetřen kontrastní látkou Omnipaque 350. Nejmladší pacient byl vyšetřen kontrastní látkou Iomeron 400 a bylo mu 41 let. Medián skupiny Omnipaque 350 nabývá hodnoty 66,5 a medián skupiny Iomeron 400 hodnoty 70 let.

**Tabulka 3 Výška (cm)**

	<b>Omnipaque 350</b>	<b>Iomeron 400</b>
<b>Min</b>	150	155
<b>Max</b>	192	189
<b>Medián</b>	175,5	172,5
<b>Modus</b>	178	170
<b>Průměr</b>	172,5	173

Tabulka č. 3 popisuje výškové rozložení zkoumaného vzorku. Skupina vyšetřená s kontrastní látkou Omnipaque 350 dosahovala průměrné výšky 172,5 cm. Průměrná výška u skupiny vyšetřené pomocí kontrastní látky Iomeron 400 byla 173 cm. Obě skupiny se tedy výškou liší průměrně o 0,5 cm. Nejmenší pacient byl vysoký 150 cm a byl vyšetřen pomocí Omnipaque 350, nejvyšší pacient měřil 192 cm a byl také vyšetřen pomocí Omnipaque 350. Medián skupiny Omnipaque 350 byl 175,5 cm, medián skupiny Iomeron 400 172,5 cm.

**Tabulka 4 Váha (kg)**

	<b>Omnipaque 350</b>	<b>Iomeron 400</b>
<b>Min</b>	49	54
<b>Max</b>	131	115
<b>Medián</b>	83	80
<b>Modus</b>	83	80
<b>Průměr</b>	87,36	81,6

Průměrná váha popsaná v tabulce č. 4 byla u první skupiny 87,36 kg u druhé skupiny 81,6 kg. Nejtěžší vyšetřený pacient vážil 131 kg a byl vyšetřený pomocí kontrastní látky Omnipaque 350, která byla použita i u nejlehčího vyšetřeného pacienta, který vážil 49 kg. Medián dosahoval u skupiny Omnipaque 350 vyšší hodnoty – 83 kg na rozdíl od 80 kg u skupiny lomeron 400.

**Tabulka 5 BMI**

	Omnipaque 350	lomeron 400
<b>Min</b>	19,9	19,6
<b>Max</b>	44,6	33,3
<b>Medián</b>	28,5	27,1
<b>Modus</b>	26,2	27,4
<b>Průměr</b>	29,4	27,2

Z důvodu testování hypotéz byla ze získaných hodnot výšky a váhy vypočítána také hodnota BMI. Jejich popisná statistika je uvedena v tabulce č. 5. Minimální vypočtená hodnota BMI byla 19,6 a tu u pacienta, který byl vyšetřený pomocí lomeron 400. Nejvyšší hodnota BMI byla 44,6 U pacienta vyšetřeného Omnipaque 350. Průměrná hodnota u pacientů vyšetřených Omnipaque 350 byl 29,4 a medián 28,5. U pacientů vyšetřených lomeron 400 byla vypočtena průměrná hodnota BMI 27,2 a medián 27,1.

**Tabulka 6 Denzita v abdominální aortě (HU)**

	Omnipaque 350	lomeron 400
<b>Min</b>	250	345
<b>Max</b>	980	1189
<b>Medián</b>	575,5	638,5
<b>Průměr</b>	563,7	687,9

Tabulka číslo 6 popisuje naměřené denzity v abdominální aortě. Maximální denzita byla naměřená při použití kontrastní látky lomeron 400, kdy její hodnota v aortě dosahovala 1189 HU. Nejnižší denzita 250 HU byla naměřena při použití kontrastní látky Omnipaque 350. Průměrná naměřená denzita při vyšetření pomocí Omnipaque 350 byla 563,7 HU,



medián dosahoval hodnoty 575,5. Při vyšetření pomocí kontrastní látky Iomeron 400 byl průměr naměřených denzit 687,9 HU a medián 638,5 HU.

**Tabulka 7 Denzita v arteria iliaca communis (HU)**

	Omnipaque 350	Iomeron 400
<b>Min</b>	258	363
<b>Max</b>	988	1246
<b>Medián</b>	578	638,5
<b>Průměr</b>	567,7	702,7

Hodnoty denzit naměřené v arteria iliaca communis popisuje tabulka č. 7. Nejvyšší naměřená hodnota denzity v AIC byla 1246 HU za využití Iomeronu 400. Nejmenší naměřená hodnota byla opět při použití Omnipaque 350, kdy denzita dosáhla hodnoty pouze 258HU. Průměrná naměřená denzita při aplikaci kontrastní látky Iomeron 400 byla 702,7 HU, medián činil 638,5 HU. Při použití Omnipaque 350 byla průměrná denzita naměřená v arteria iliaca communis 567,7 HU, Medián činil 578 HU.

**Tabulka 8 Denzita v arteria femoralis (HU)**

	Omnipaque 350	Iomeron 400
<b>Min</b>	252	376
<b>Max</b>	1044	1227
<b>Medián</b>	549	665,5
<b>Průměr</b>	568,8	700,8

Tabulka č. 8 obsahuje popisnou statistiku denzit naměřených v arteria femoralis. Průměrná hodnota naměřená v arteria femoralis při vyšetření pomocí Omnipaque 350 byla 568,8 HU, medián činil 549 HU. Denzity při vyšetření pomocí Iomeron 400 dosahovaly vyšších hodnot tudíž vypočítaná průměrná hodnota byla 700,8 HU, vypočítaná hodnota mediánu byla 665,5 HU. Nejvyšší byla v arterii femoralis naměřena hodnota 1227 HU při použití Iomeronu 400. Naopak nejnižší hodnota 252 HU byla naměřena při vyšetření s Omnipaque 350.

## 7.2 Vyhodnocení hypotéz

Po zpracování popisné statistiky je potřeba statisticky otestovat hypotézy. K testování hypotéz byly použity Fisherův F-test pro rozptyl, Studentův t-test a Pearsonův korelační koeficient.

**První hypotéza** se zabývá vlivu koncentrace jódu v kontrastní látce na kvalitu kontrastní náplně aorty. Nejprve byl proveden Fisherův F-test pro rozptyl při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , kdy  $F = 1,05$  a  $F_{\text{krit}}(1) = 1,39$ .  $F$  je tedy menší než  $F_{\text{krit}}(1)$  z čehož vyplývá, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly. Podle výsledků F-testu byl proveden dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , kdy  $t_{\text{Stat}} = 4,42$  a  $t_{\text{krit}}(2) = 1,97$ .  $t_{\text{Stat}} > t_{\text{krit}}(2)$  tudíž zamítáme nulovou hypotézu. Z toho vyplývá, že existuje signifikantní rozdíl mezi náplní aorty při použití Omnipaque 350 a Iomeron 400.

**Druhá hypotéza** zjišťuje efekt koncentrace jódu na náplň arteria iliaca communis. Výsledek F-testu říká, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly protože  $F = 1,01$  a  $F_{\text{krit}}(1) = 1,39$  z čehož vyplývá, že  $F < F_{\text{krit}}(1)$  při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Při použití dvouvýběrového t-testu s rovností rozptylů vychází, že  $t_{\text{Stat}} > t_{\text{krit}}(2)$ , kdy  $t_{\text{Stat}} = 4,52$  a  $t_{\text{krit}}(2) = 1,97$  při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Podle toho zamítáme nulovou hypotézu a můžeme říct, že existuje signifikantní statistický rozdíl v náplni arteria iliaca communis při použití kontrastní látky o různé koncentraci jódu.

**Třetí hypotéza** zkoumá význam koncentrace jódu v kontrastní látce na náplň arteria femoralis.  $F < F_{\text{krit}}(1)$ , kdy  $F = 1,01$  a  $F_{\text{krit}}(1) = 1,39$  při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , z čehož vyplývá, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly hodnot. T-test vyvrací nulovou hypotézu protože  $t_{\text{Stat}} = 4,53$  a  $t_{\text{krit}}(2) = 1,97$  při hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  tudíž  $t_{\text{Stat}} > t_{\text{krit}}(2)$ . Existuje tedy statisticky signifikantní rozdíl v náplni arteria femoralis při použití kontrastních látek o koncentraci jódu 350 a 400 mg/ml.

**Čtvrtá hypotéza** testuje korelaci mezi hodnotou BMI a náplní abdominální aorty při použití Omnipaque 350. Pro test této hypotézy byl použit Pearsonův korelační koeficient. Hodnota  $r = -0,56$ . To znamená, že mezi proměnnými je výrazná negativní korelace. Zamítáme tedy nulovou hypotézu.

**Pátá hypotéza** zkoumá korelaci při vyšetření s kontrastní látkou Iomeron 400 mezi náplní abdominální aorty a BMI pacienta. Pearsonův korelační koeficient nabývá hodnoty  $r = -0,61$ . Nulovou hypotézu zamítáme, protože mezi proměnnými existuje významná negativní korelace.

**Hypotéza č. 6** se zabývá vztahem BMI a kontrastní náplně arteria iliaca communis při použití kontrastní látky Omnipaque 350. Při výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu se  $r = -0,58$ . Mezi proměnnými tedy existuje výrazná negativní korelace, tudíž můžeme říct, že hodnota BMI má vliv na kontrastní náplň arteria iliaca communis.

**Sedmá hypotéza** testuje BMI vůči kontrastní náplni arteria iliaca communis při použití Iomeron 400. Otestování korelace pomocí Pearsonova korelačního koeficientu říká, že BMI má vliv na náplň arteria iliaca communis, protože  $r = -0,59$ , tudíž nulovou hypotézu zamítáme.

**Hypotéza č. 8** zjišťuje vliv BMI na kontrastní náplň arteria femoralis při vyšetření pomocí Omnipaque 350. Hodnota  $r$  nabývá hodnoty  $r = -0,53$ , čili dle Pearsonova korelačního koeficientu nulovou hypotézu zamítáme a můžeme říct, že BMI má vliv na náplň cévy.

**Devátá hypotéza** testuje korelaci mezi náplni arteria femoralis a BMI pacienta při vyšetření s kontrastní látkou Iomeron 400. Po výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu je zřejmý vliv BMI na náplň arterie femoralis, protože  $r$  nabývá hodnoty  $r = -0,59$ . Zamítáme tedy nulovou hypotézu.

## 8. Diskuse

Cílem této diplomové práce bylo zjistit vliv koncentrace jódu v kontrastní látce na kontrastní náplň cév na výsledných obrazech při CT angiografickém vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin. Byly porovnávány 2 skupiny pacientů. U první z nich byla při CT angiografickém vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin použita kontrastní látka Omnipaque 350 o koncentraci jódu 350 mg/ml. U druhé skupiny byla použita kontrastní látka Iomeron 400 o koncentraci jódu 400 mg/ml. Celkový výzkumný soubor se skládal z 200 vzorků z nichž 100 bylo vyšetřeno pomocí Omnipaque 350 a 100 pomocí Iomeron 400. Sběr dat probíhal na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Šumperk a.s. od ledna 2023 do března 2023 a nasbíraná data byla získána z vyšetření provedených od 1. ledna 2022 do 28. března 2023. Měření denzit v tepnách bylo prováděno v abdominální aortě v úrovni ledvin, v arterii iliace communis a v arterii femoralis. Od měření denzit v kaudálnějších tepnách cévního řečiště dolních končetin bylo upuštěno z důvodu problémů s přesným měřením převážně z důvodu výskytu aterosklerotických plátů.

Výzkumný vzorek se skládal ze 137 mužů a 63 žen viz. tabulka č. 1. Mužů byla nadpoloviční většina přesněji 68,5 % žen pouze 31,5 %. V rámci demografické

charakterizace vzorku byly dále sbírány údaje o věku pacientů, nejstaršímu pacientovi bylo 93 let a nejmladšímu 41 let. Průměrných věk pacientů byl 69 let, což je vyjádřeno v tabulce č. 2. Dále byly získávány informace o výšce a váze z důvodu výpočtu hodnoty BMI potřebné pro splnění cílů výzkumu. Pro informace o výšce slouží tabulka č. 3 ze které je zřejmé, že průměrná hodnota výšky byla 173. Nejvyšší člověk měřil 192 cm, nejmenší 150 cm. Tabulka č. 4 udává informace o váze, kdy nejtěžší člověk vážil 131 kilogramů, nejlehčí 49 kg. Průměrná váha u pacientů vyšetřených pomocí Omnipaque 350 byla 87,36 kg u pacientů vyšetřených pomocí Iomeron 400 81,6 kg. V tabulce č. 5 je sumarizována popisná statistika vypočtených hodnot BMI obou skupin, kde průměrná hodnota BMI u pacientů s podanou kontrastní látkou Omnipaque 350 byla 29,4 a u pacientů, kterým byl podáván Iomeron 400 byla průměrná hodnota BMI 27,2. Toto mohlo mít vliv na získané výsledky, protože podle očekávání má hodnota BMI významný vliv na hodnotu denzit kontrastní náplně cév.

Tabulky č. 6, 7 a 8 shrnují hodnoty naměřených denzit v abdominální aortě, arterii iliace communis a arterii femoralis. Podle předpokladů u vyšetření s kontrastní látkou o vyšším obsahu jódu byly průměrné hodnoty naměřených denzit vyšší. Konkrétně v aortě byly průměrné denzity 563,7 HU u Omnipaque 350 a 687,9 HU u Iomeron 400. V arterii iliace communis 567,7 HU u Omnipaque 350 a 702,7 HU u Iomeron 400, v arterii femoralis 568,8 HU u Omnipaque 350 a 700,8 HU u Iomeron 400. Z tabulek lze vypočítat, že v kaudálnějších tepnách o menším lumen byly průměrně naměřeny lehce vyšší denzity než v aortě. Dále lze pozorovat velký rozdíl nejnižších a nejvyšších hodnot naměřených denzit. To bylo způsobeno velkým rozsahem váhy pacientů ve sledovaném vzorku.

Následovalo testování daných hypotéz. První tři hypotézy se zabývaly závislostí náplně jednotlivých cév na koncentraci použité kontrastní látky. Nejprve byl proveden Fisherův F-test pro rozptyl z něhož u všech tří hypotéz vyplynulo, že není signifikantní rozdíl mezi rozptyly hodnot, a tudíž byl následně prováděn dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů. Dle výsledků t-testu byla u hypotéz 1 – 3 zamítnuta nulová hypotéza, protože t Stat byl u všech tří větší než t krit (2) tudíž existuje statisticky signifikantní rozdíl mezi náplní arterií při použití kontrastní látky Omnipaque 350 a kontrastní látky Iomeron 400. Statistickým zpracováním byl tedy potvrzen předpokládaný stav, kdy při použití kontrastní látky o vyšším obsahu jódu – v tomto případě Iomeron 400 o koncentraci jódu 400 mg/ml – bude mít kontrastní náplň tepen při CT angiografickém vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin vyšší naměřenou denzitu.

Již z popisné statistiky je zřejmé, že i rozdíl koncentrace 50 mg/ml jódu v kontrastní látce má značný vliv na výslednou hodnotu denzity náplně tepen na získaných obrazech při

CT angiografickém vyšetření. Toto tvrzení je poté také podloženo výsledky statistických testů prováděných při hodnocení hypotéz. Z toho obecně vyplývá, že pro výsledné zobrazení a následné hodnocení patologií abdominální aorty a tepen dolních končetin je výhodnější používat kontrastní látku s vyšším obsahem jódu, která zajistí vyšší výslednou kvalitu zobrazení cév.

V další části výzkumné části diplomové práce byla testována korelace mezi vypočtenými hodnotami BMI a naměřenými hodnotami denzit v jednotlivých cévách. Pro výpočet korelace mezi hodnotami byl použit Pearsonův korelační koeficient. V hypotézách 4 – 9 jsou tedy testovány korelace mezi vypočítanými hodnotou BMI a denzitou kontrastní náplně v abdominální aortě, arterii iliace communis a v arterii femoralis. Tato porovnání byla provedena zvlášť pro skupiny, kterým byl podán Omnipaque 350 a zvlášť pro skupiny, kterým byl podán Iomeron 400. Ve všech případech vypočtené hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu poukazovaly na výraznou negativní korelaci mezi hodnotami BMI a denzitou kontrastní náplně cév. Hodnoty  $r$  se pohybovaly v rozmezí od -0,53 do -0,61. Z výsledků je tedy zřejmé, že hodnota BMI má značný vliv na výsledné naplnění tepen při angiografii abdominální aorty a tepen dolních končetin. Vysoké či nízké hodnoty BMI pacienta mají značný vliv na kvalitu zobrazení cév na výsledných snímcích a mohou ovlivnit i výsledné hodnocení vyšetření.

Při hodnocení výsledků studie lze dojít k závěru, že obzvláště u pacientů s vysokým BMI se jeví použití kontrastní látky s obsahem jódu 400mg/ml výhodnější, protože zajistí větší šanci na dostatečnou náplň tepen. Naopak při nízké hodnotě BMI pacienta není vyšší koncentrace jódu v kontrastní látce natolik zásadní, protože dle výsledků výzkumu se u pacientů s nízkým BMI očekává kontrastní náplň cév o vyšší denzitě. Obecně je tedy možné tvrdit, že pro dobré zobrazení cév je vhodné vzít v potaz tělesný stav pacienta reprezentovaný hodnotou BMI a dle toho se rozhodnout o tom, jakou kontrastní látku pro vyšetření CT angiografické vyšetření abdominální aorty tepen dolních končetin použít.

Jako hlavní limit výzkumu lze označit samotné měření denzit v cévách. To může být ovlivněno strukturou samotných cév, jejich malformacemi či patologickými stavy. Hlavní roli v tomto případě hraje přítomnost aterosklerotických plátů ve stěně cév. Pro zamezení ovlivnění naměřených hodnot výsledných denzit přítomností aterosklerotických plátů byla při měření provedena volba vhodného okna. Úprava okna zobrazení umožňuje dobré rozlišení aterosklerotických plátů ve stěně cévy, a zabrání se tak přítomnosti plátu v měřené oblasti, což by způsobilo zvýšení naměřené průměrné denzity, čímž by docházelo ke zkreslení výsledků. Kvůli přítomnosti velkého množství aterosklerotických plátů proto

nemohly být zařazeny všechny vyšetření, protože díky nim bylo znemožněno dostatečně přesné měření denzit v lumen cév. Dalšími stavy, které ztěžovaly nebo znemožňovaly měření denzit v lumen cév byly stenózy nebo úplné uzávěry samotných cév. Toto bylo dalším důvodem pro nezařazení některých vyšetření do výzkumného šetření.

Nebyly nalezeny žádné aktuální studie, které se přímo zabývají vlivem koncentrace jódu v kontrastní látce na kvalitu angiografického zobrazení cév. Přesto lze zmínit studie, které publikovali v letech 2012 a 2013 Baxa et al., které se zabývají možnostmi optimalizace kontrastní látky při vyšetření tepen dolních končetin. Ti testovali optimalizaci akvizičního času metodou dvojitého testovacího bolusu, kdy bylo napřed pomocí malého množství kontrastní látky měřena doba přechodu mezi aortou a popliteální tepnou. To jim umožnilo získat celkový optimalizovaný akviziční čas, který byl nastaven úpravou pitch faktoru a byly tak schopni provést vyšetření malým množstvím kontrastní látky (40 a 50 ml). (Baxa et al., 2013, s. 188-195)

V budoucnu by tento výzkum mohl být doplněn ještě o šetření vlivu rychlosti aplikace kontrastní na výslednou kontrastní náplň cév s ohledem na vztah vůči BMI pacienta a koncentrace jódu v kontrastní látce.

## Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zkoumat vliv koncentrace jódu v kontrastní látce při CT angiografickém vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin. První kapitola teoretické části diplomové práce shrnuje poznatky o vývoji a principech výpočetní tomografie. Poté se zabývá parametry samotného CT vyšetření a možnostmi zpracování hrubých dat získaných při vyšetření výpočetní tomografií. Problematika kontrastních látek používaných v radiologii a možných nežádoucích reakcí při použití kontrastních látek je shrnuta v druhé kapitole teoretické části. Třetí kapitola teoretické části se zabývá různými možnostmi zobrazení cévního řečiště, které jsou v dnešní době dostupné. Ve čtvrté kapitole teoretické části diplomové práce je shrnuta anatomie aorty a tepen dolních končetin. Poslední, pátá kapitola teoretické části se zabývá samotnou ischemickou chorobou dolních končetin, která je hlavním důvodem pro využití CT angiografického vyšetření abdominální aorty a tepen dolních končetin.

Hlavním cílem teoretické části bylo zkoumat vliv koncentrace jódu v kontrastní látce při CT angiografii abdominální aorty tepen dolních končetin. Výzkumné šetření potvrzuje vliv koncentrace kontrastní látky na výsledné zobrazení. Statistické zpracování ukazuje významný statistický rozdíl v denzitách v abdominální aortě, arterii iliace communis a arterii femoralis při použití kontrastních látek Omnipaque 350 a Iomeron 400 při zkoumaných vyšetřeních.

Při analýze získaných dat bylo rozhodnuto do výzkumu také zahrnout vliv BMI pacienta na výsledné zobrazení cévního řečiště. Testování korelace pomocí Pearsonova korelačního koeficientu ukázalo výraznou negativní korelaci mezi hodnotou BMI a denzitou naměřenou v cévách. Prokázal se tedy jasný vliv hodnoty BMI na sycení cév kontrastní látkou při CTA abdominální aorty a tepen dolních končetin.

Současné CT přístroje jsou schopny poskytovat detailní informace o patologických stavech arteriálního řečiště, ať už se jedná o tepny končetin, aortu, tepny břišních orgánů či mozkové tepny. Je proto důležité se v budoucnu stále této zobrazovací metodě věnovat, podporovat její další rozvoj a snažit se o optimalizaci jednotlivých vyšetření.

## Referenční seznam

1. ANDRONIKOU, Savvas, Benjamin IRVING, Linda Tebogo HLABANGANA, Tanyia PILLAY, Paul TAYLOR, Pierre GOUSSARD a Robert GIE, 2013. Technical developments in postprocessing of paediatric airway imaging. *Pediatric Radiology* [online]. **43**(3), 269-284 [cit. 2023-05-19]. ISSN 0301-0449. Dostupné z: doi:10.1007/s00247-012-2468-1
2. BAXA, Jan, Jiří FERDA, Petr DURAS, Jiří MOLÁČEK, Petr HAVRÁNEK a Hynek MÍRKA, 2012. CT angiografie břišní aorty a tepen dolních končetin na dvouzdrojovém CT přístroji: možnosti redukce radiační zátěže a množství podané kontrastní látky. *Česká radiologie*. **66**(1), 23-29. ISSN 1210-7883.
3. BAXA, Jan, Jiří FERDA, Tomáš VENDIŠ, Jiří MOLÁČEK a Vladislav TŘEŠKA, 2013. CT angiografie břišní aorty a dolních končetin (CTA DK) - možnosti optimalizace akvizičního času a redukce objemu kontrastní látky. *Česká radiologie*. **67**(3), 188-195. ISSN 1210-7883. Dostupné také z: <http://www.cesradiol.cz/vydanacisla.php>
4. BULVAS, Miroslav, 2009. Doporučení pro diagnostiku a léčbu ischemické choroby dolních končetin. *Cor et vasa. Kardio*. **51**(2), 145-163. ISSN 0010-8650. Dostupné také z: <http://www.e-coretvasa.cz/casopis/view?id=2467>
5. ČIHÁK, Radomír, 2016. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5636-3.
6. FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK, c2002. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-172-6.
7. FERDA, Jiří, c2004. *CT angiografie*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-281-1.
8. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA, c2009. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-608-3.
9. FERDA Jiří a Hynek MÍRKA, [2015]. *Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-185-8.
10. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN, [2015]. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-164-3.
11. HEŘMAN, Miroslav a kol. 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého. 320 s. ISBN 978-80-244-2901-4.
12. HOLM, František. Jodové kontrastní látky a alergie na jód: mýty a fakta – editorial. *Intervenční a akutní kardiologie*. 2015, 14(4), 141-143. ISSN 1213-807X. Dostupné také z: <http://www.iakardiologie.cz/archiv.php>



13. CHAMROUKHI, Faicel, Segolene BRIVET, Peter SAVADJIEV, Mark COATES a Reza FORGHANI, 2022. DECT-CLUST: Dual-Energy CT Image Clustering and Application to Head and Neck Squamous Cell Carcinoma Segmentation. *Diagnostics (2075-4418)* [online]. **12**(12), 3072-3093 [cit. 2023-05-19]. ISSN 20754418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics12123072
14. MEZRICH, Reuben, Krishna JULURU a Paul NAGY, 2011. Should Post-Processing Be Performed by the Radiologist?. *Journal of Digital Imaging* [online]. **24**(3), 378-381 [cit. 2023-05-19]. ISSN 0897-1889. Dostupné z: doi:10.1007/s10278-011-9370-5
15. NEKULA, Josef a kol. 2005. *Radiologie*. 3. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého. 205 s. ISBN 80-244-1011-7.
16. NOVOTNÝ, Jiří, Jan H. PEREGRIN a Dana KAUTZNEROVÁ, 2010. CT angiografie - podmínky pro kvalitní vyšetření. *Česká radiologie*. **64**(2), 145-157. ISSN 1210-7883.
17. PAFKO, Pavel, c2008. *Základy speciální chirurgie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-402-7.
18. RAMAN, P., Siva et al., 2013. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [Online]. **10**(11). 840-846 [cit. 2023-05-19]. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.05.032.
19. RUČKA, David, Jean-Claude LUBANDA, Miroslav CHOCHOLA a Debora KARETOVÁ, 2011. Akutní ischemie dolních končetin. *Medicína pro praxi*. **8**(10), 431-434. ISSN 1214-8687. Dostupné také z: <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2011/10/08.pdf>
20. SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
21. STENZEL, F., M. RIEF, E. ZIMMERMANN, J. GREUPNER, F. RICHTER a M. DEWEY, 2014. Contrast agent bolus tracking with a fixed threshold or a manual fast start for coronary CT angiography. *European radiology* [online]. **24**(6), 1229-1238 [cit. 2023-05-19]. ISSN 14321084. Dostupné z: doi:10.1007/s00330-014-3148-3
22. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.

23. ŠVIHOVEC, Jan, Jan BULTAS, Pavel ANZENBACHER, Jaroslav CHLÁDEK, Jan PŘÍBORSKÝ, Jiří SLÍVA a Martin VOTAVA, ed., 2018. *Farmakologie*. Ilustroval Miroslav BARTÁK. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5558-8.
24. VODIČKA, Josef, 2014. *Speciální chirurgie*. 2., dopl. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2512-6.
25. VOMÁČKA, Jaroslav, 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.
26. VÍTOVEC, Jiří, Jindřich ŠPINAR, Lenka ŠPINAROVÁ a Ondřej LUDKA, 2018. *Léčba kardiovaskulárních onemocnění*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0624-0.

## Seznam zkratek

2D – dvojrozměrný

3D – trojrozměrný

a. – arteria

aa. – arteriae

AIC – arteria iliaca communis

BMI – body mass index

cm – centimetr

CPR – curved planar reformation

CT – výpočetní tomografie

CTA – angiografie výpočetní tomografií

HU – Hounsfieldova jednotka

kV – kilovolt

mAs – miliampérsekunda

MDCT – multidetektorová výpočetní tomografie

mg – miligram

ml – mililitr

MPR – multiplanární rekonstrukce

MRA – angiografie magnetickou rezonancí

RTG – rentgen

MIP – maximum intensity projection

MinIP – minimum intensity projection

MR – magnetická rezonance

NIS – nemocniční informační systém

PACS – Picture Archiving and Communication System

RIS – radiologický informační systém

s – sekunda

VRT – volume rendering technique

## Seznam tabulek

Tabulka 1 Pohlaví .....	38
Tabulka 2 Věkové rozložení.....	38
Tabulka 3 Výška (cm) .....	39
Tabulka 4 Váha (kg).....	39
Tabulka 5 BMI .....	40
Tabulka 6 Denzita v abdominální aortě (HU).....	40
Tabulka 7 Denzita v arteria iliaca communis (HU).....	41
Tabulka 8 Denzita v arteria femoralis (HU).....	41

# Přílohy

Nemocnice Šumperk a.s.  
Náměstkyně pro NLZP  
Mgr. Monika Žaitliková  
Nerudova 640/41  
787 01 Šumperk

V Šumperku dne 16.5.2022

Věc: Žádost o provedení průzkumného šetření

Vážená paní Mgr. Žaitliková,

obracím se na Vás s žádostí o umožnění realizace průzkumného šetření ve Vašem zařízení.

Jmenuji se Igor Ziegelheim, jsem zaměstnancem Nemocnice Šumperk a.s. a zároveň studuji na Univerzitě Palackého, fakultě zdravotnických věd obor Zobrazovací technologie v radiodiagnostice.

Průzkumné šetření potřebuji ke zpracování diplomové práce na téma: CT angiografie dolních končetin.

Získaná data mohou být případně využita ke zkvalitnění péče na pracovišti výpočetní tomografie v Nemocnici Šumperk a.s.

Předem děkuji za ochotu.

Vedoucí práce: MUDr. Irena Müllerová

Bc. Igor Ziegelheim  
RDG oddělení  
Nemocnice Šumperk a.s.



Vyjádření vedení zařízení:

žádost povolena

žádost zamítnuta

Datum: 13.6.2022

Razítko zařízení, podpis:



**Nemocnice Šumperk a.s.**  
Nerudova 640/41, 787 01 Šumperk  
Tel.: 583 335 003, 602 697 486  
Mgr. Monika Žaitliková  
náměstkyně pro NLZP



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci ...

UPOL - 263056/FZV-2022

Vážený pan  
Bc. Igor Ziegelheim

2022-12-22

Vyjádření Etické komise FZV UP


Vážený pane bakaláři,

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

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI  
Fakulta zdravotnických věd  
Etická komise  
Hněvotinská 3, 775 15 Olomouc

  
Mgr. Renáta Váverková  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotinská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)