

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Štěpán Lindner

**Zobrazovací metody tepen dolních končetin**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Olomouc 2020



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

V Olomouci 19. března 2020

.....

podpis



### **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat panu MUDr. Jiřímu Kozákovi za odborné vedení práce a za pomoc při její tvorbě.



## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Bakalářská práce

**Název práce:** Zobrazovací metody tepen dolních končetin

**Název práce v AJ:** Imaging methods of lower limb arteries

**Datum zadání:** 2019-22-11

**Datum odevzdání:** 2020-02-06

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav radiologických metod

**Autor práce:** Štěpán Lindner

**Vedoucí práce:** MUDr. Jiří Kozák

**Oponent práce:** MUDr. Vojtěch Prášil

**Abstrakt v ČJ:** Bakalářská práce pojednává o zobrazovacích metodách uplatňujících se v diagnostice tepenného systému. Rozebírá jejich princip a jejich roli při vyšetřování tepen dolních končetin. Dále se práce věnuje srovnání těchto metod.

**Abstrakt v AJ:** Bachelor thesis deals with imaging methods which apply to in diagnostic of arterial system. Examines their principles and their role in diagnostic of lower limb arteries. Further the bachelor thesis deals with comparison of these methods.

**Klíčová slova v ČJ:** CT angiografie, digitální subtrakční angiografie, MR angiografie, tepny dolních končetin, ultrasonografie.

**Klíčová slova v AJ:** arteries of lower limb, computed tomography angiography, digital subtraction angiography, magnetic resonance angiography, ultrasonography.

**Rozsah:** 48 stran/ 4 přílohy





# Obsah

Úvod.....	11
1  Neinvazivní zobrazovací metody .....	13
1.1  Ultrasonografie (US) .....	13
1.2  Výpočetní tomografie (CT) .....	17
1.3  Magnetická rezonance .....	24
2  Invazivní zobrazovací metody .....	31
2.1  Digitální subtrakční angiografie (DSA) .....	31
3  Srovnání jednotlivých zobrazovacích metod .....	33
Závěr .....	35
Referenční seznam .....	37
Seznam zkratk .....	39
Přílohy .....	41



## Úvod

Ateroskleróza je choroba, která zasahuje střední a velké arterie. Dominuje mezi nemocemi postihujícími tyto tepny. Následkem této nemoci je zužování lumen cévy, ztlušťování a tvrdnutí cévních stěn. Jedná se o chronické zánětlivé onemocnění, které vzniká v návaznosti na defekt v oblasti endotelu. Typické je hromadění lipidů a nárůst tvorby vaziva v intimě cévy (Dohnalová, 2016, s. 78). Za rozvojem aterosklerózy stojí široká škála faktorů. Zásadní roli zde hraje životní styl. Rizikové je hlavně kouření, špatné stravovací návyky, nedostatečná fyzická aktivita a stres. Nezdravý životní styl může vést k hypertenzi, hypercholesterolémii nebo k rozvoji diabetu druhého typu. Všechny tyto stavy akcelerují průběh aterosklerózy. Do jisté míry je rozvoj tohoto onemocnění ovlivněn i genetickými predispozicemi jedince (Dohnalová, 2016, s.79). Ateroskleróza je hlavním strůjcem ischemické choroby srdeční, ischemické choroby dolních končetin a mozkové cévní příhody (Bureš et al., 2015, s. 337). V rozvinutých státech jsou důsledky tohoto onemocnění nejčastějším důvodem smrti (Dohnalová, 2016, s. 78).

Ischemická choroba dolních končetin (ICHDK) je vleklý chorobný proces progredující ke zúžení a následnému uzávěru tepny. Tyto patologické změny na tepenném řečišti jsou příčinou nedostatečného prokrvení končetiny. Ischemická choroba dolních končetin manifestující se klaudikačními obtížemi se objevuje u 3–6 % lidí ve věku 60 let. Toto onemocnění může mít i asymptomatický průběh, osob trpících asymptomatickou formou je 2–3krát více. Nejvíce zasažena bývá stehenní tepna v oblasti adduktorového kanálu. Patologické změny mohou postihovat i ostatní velké tepny dolních končetin. Rozsah změn na tepenném řečišti a míra rozvoje kolaterálního oběhu určují klinický obraz. S progresí tohoto onemocnění se zvyšuje míra zasažení tepen. Tato nemoc má dvě stádia. Klaudikační stádium a stádium kritické končetinové ischemie. Tato dvě stádia mají odlišnou prognózu a uplatňuje se u nich rozdílná diagnostická a terapeutická strategie (Bureš et al., 2015, s. 339).

Při zobrazování tepenného systému stojí v dnešní době na prvním místě neinvazivní zobrazovací metody, ke kterým se řadí dopplerovská ultrasonografie, angiografie výpočetní tomografií (CTA) a angiografie magnetickou rezonancí (MRA). Další možností, která dnes v oblasti diagnostiky ustupuje do pozadí, je digitální subtrakční angiografie (DSA). Tato technika se řadí k invazivním zobrazovacím metodám, což je důvodem, proč se od ní v poslední době spíše ustupuje (Černá, Köcher, 2014, s. 248).

Na základě výše zmíněných poznatků je možné odpovědět na následující otázky: Jaké zobrazovací metody se nejčastěji používají k vyšetřování tepen dolních končetin? Jaké jsou limity, pozitiva a negativa jednotlivých zobrazovacích metod?

V návaznosti na tyto otázky byly stanoveny hlavní cíle práce. Prvním cílem práce je předložit poznatky o zobrazovacích metodách tepen dolních končetin. Druhým cílem práce je předložit poznatky o limitech, pozitivěch a negativěch jednotlivých zobrazovacích metod.

Při psaní bakalářské práce byla použita následující vstupní literatura:

- 1) FERDA, Jiří. CT angiografie. Praha: Galén, 2004. ISBN 80-7262-281-1;
- 2) HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 987-80-244-2901-4;
- 3) NEKULA, Josef. Klinická radiologie: skriptum. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8;
- 4) VOMÁČKA, Jaroslav. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

Při psaní této přehledové práce byly v prvním kroku rešeršní činnosti použity pro vyhledávání odborné literatury a článků následující databáze: Medvik, Pubmed a Google Scholar. Při vyhledávání byl použit český a anglický jazyk.

Pro vyhledávání v českém jazyce byla použita tato klíčová slova: digitální subtrakční angiografie, CT angiografie, MR angiografie, ultrasonografie, tepny dolních končetin.

Pro vyhledávání v anglickém jazyce byla použita tato klíčová slova: digital subtraction angiography, computed tomography angiography, magnetic resonance angiography, ultrasonography, arteries of lower limb.

# 1 Neinvazivní zobrazovací metody

Zobrazovací metody jsou dnes jeden z nejprogresivnějších medicínských oborů. Uplatňují se v sekundární i v primární prevenci kardiovaskulárních onemocnění. Důsledkem rostoucí kvality těchto přístrojů je fakt, že jsou nezastupitelným pomocníkem při zjišťování aterosklerotického postižení cév a následném posuzování progresu, regrese nebo vulnerability tohoto onemocnění (Baxa, Ferda, 2013, s. 224). Mezi neinvazivní zobrazovací metody patří ultrasonografie (US), výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR).

## 1.1 Ultrasonografie (US)

Ultrazvuk je nejčastěji využívanou zobrazovací metodou, a to hlavně kvůli minimálním nežádoucím účinkům a dobré dostupnosti. Ve srovnání s CT (tzv. výpočetní tomografie) a MR (tzv. magnetická rezonance) vyšetřeními jsou diagnostická ultrazvuková vyšetření méně nákladná. Díky svým vlastnostem se tato vyšetření rozšířila do většiny odborných specializací. Vybavení ultrasonografických přístrojů se liší právě podle jejich specializace. Ultrazvukové zobrazování vychází z principů mechanického vlnění. Hovoříme o podélných mechanicko-elastických kmitech, které se šíří prostředím. Frekvence ultrazvukového vlnění se nachází v oblasti nad hranicí slyšitelného zvuku, tzn. nad 20 kHz. V diagnostické praxi se běžně užívá vlnění o frekvenci od 1–15 MHz. Pro ultrazvukové vlnění jsou typické tyto fyzikální vlastnosti. Absorbují se ve hmotě, kterou prochází. Absorpce ultrazvukového vlnění je doprovázena ztrátou jeho energie a vznikem tepla. Láme se na rozhraní dvou prostředí v případě, že na ně nedopadá kolmo. Odráží se na makroskopických rozhraních dvou prostředí s odlišnou hustotou neboli akustickou impedancí. Rozptyluje se na mikroskopických rozhraních dvou prostředí. Za vznikem ultrazvukového vlnění stojí látky s piezoelektrickými vlastnostmi, jako jsou např. krystaly bariumtitanátu nebo niobátu olova. Při stlačení těchto krystalů dochází na jejich povrchu ke vzniku elektrického potenciálu. Po přívodu elektrického potenciálu na jejich povrch dochází k deformaci krystalů, když proud zanikne, krystaly se rozkmitají (Vomáčka, 2015, s. 38). Jeden nebo více krystalů jsou umístěny v ultrazvukových sondách. Tyto sondy svými parametry určují vlastnosti celého přístroje. Jedná se o nejdražší část těchto přístrojů (Chmelová et al., 2006, s. 14). V průběhu samotného vyšetření je důležité vytvořit dobře vodivé prostředí. Toho docílíme nanesením ultrazvukového gelu nebo vody mezi kontaktní plochu sondy a povrch těla. Pokud tak neučiníme, zůstane mezi kontaktní plochou sondy a povrchem těla tenká vrstva vzduchu, která bude signál ze sondy odrážet, a znemožní tak jeho další průnik (Ferda et al., 2015,

s. 20). Po přiložení sondy na místo, kam jsme nanесли ultrazvukový gel, začne pronikat ultrazvukové vlnění do tkání. Ultrazvukové odrazy jsou přijímány 99 % času a pouhých 0,5 % času je ultrazvukové vlnění vysíláno do organismu (Vomáčka, 2015 s. 38).

Pokud ultrazvukové vlnění prochází prostředím, které má velmi výrazné rozhraní (např. měkká tkáň – kost nebo plyn), nastává jeho úplný odraz. Naopak v případě, kdy je prostředí homogenní (např. čirá tekutina), žádný odraz vlnění nenastane. Pomocí ultrazvukové sondy jsme schopni určit intenzitu odraženého vlnění a také vzdálenost rozhraní. Vzdálenost rozhraní se stanovuje podle velikosti časového intervalu mezi vyslaným a přijímaným vlněním. Tyto informace jsou základem ultrazvukového obrazu, který vzniká v počítači (Ferda et al., 2015, s. 20). Vlastní ultrazvukový přístroj je složen z monitoru, samostatné elektronické jednotky vlastního ultrasonografu a vyšetřovacích sond s kabeláží (Vomáčka, 2015, s. 39).

Používané vyšetřovací sondy rozlišujeme podle jejich konstrukce a frekvence kmitání, které sonda vysílá, na lineární, konvexní a sektorové. Lineární sondou je ultrazvukové vlnění do tkáně vysíláno paralelně. Tato sonda vytváří pravoúhlý obraz, což znamená, že šíře obrazu a hustota vlnění jsou konstantní. Předností lineární sondy je dobré prostorové rozlišení na menší vzdálenosti. Používají se v oblastech s vyšší frekvencí (5–10 MHz), hlavně k vyšetřování měkkých tkání a štítné žlázy. Pro sektorovou sondu je typický velmi úzký vějířovitý obraz, který se rozšiřuje směrem do hloubky, protože paprsky ultrazvuku prochází malým akustickým otvorem. Tyto sondy jsou používány k vyšetřování oblastí s omezeným přístupem, je pro ně typická oblast nižších frekvencí (2–3 MHz). Příkladem může být vyšetření srdce v kardiologii, kdy jsme schopni i navzdory úzkému mezižebernímu oknu získat poměrně široký obraz srdce bez nežádoucích artefaktů (žeberní stíny). Konvexní sonda představuje kombinaci dvou předchozích typů. Obraz generovaný touto sondou má tvar mezikruží. Velkou výhodou jsou lehce zakřivené kontaktní plochy. Umožňují odstranit tlakem rušivé elementy mimo obraz (např. vzduch ve střevních kličkách). Tyto sondy se používají hlavně k vyšetřování dutiny břišní, a to s frekvencí mezi 2,5 MHz (pro obézní pacienty) a 5 MHz (pro štíhlé pacienty) (Chmelová et al., 2006, s. 14–15). Kromě těchto třech základních typů sond jsou k dispozici speciální sondy pro endosonografická (např. transrektální, transezofageální a transvaginální) či peroperační vyšetření (Ferda et al., 2015, s. 20).

Nejvíce používaný typ ultrazvukového zobrazení je tzv. B-mode (brightness mode). Při používání tohoto typu zobrazení obraz vzniká záchytem velkého množství vedle sebe situovaných odrazů, v závislosti na intenzitě echogenity (odrazivosti) je jim na monitoru

ultrazvukového přístroje přidělen odpovídající stupeň šedi. Rozlišujeme objekty, které jsou hyperechogenní. Mají vyšší echogenitu, jsou na obraze světlejší. Jedná se o tkáně, které mají výraznější rozhraní (např. hematomy, játra s cirhózou, fibrózou nebo steatózou). Izoechoenní objekty mají stejnou nebo velmi podobnou echogenitu jako jejich okolí. Hypoechoenní struktury mají naopak nižší echogenitu, na obraze jsou tmavší. Jsou to homogenní tkáně s méně výrazným rozhraním (např. ledvinový parenchym, uzliny a obsah abscesu). Struktury anechoenní, jsou bez vnitřních ech. Na obraze jsou výrazně tmavé nebo černé (např. tekutiny). Výrazně echogenní objekty mají silné echo. Je pro ně typický akustický stín viditelný směrem od sondy. Jsou to oblasti, kam neprošlo žádné vlnění, typické pro přítomnost kosti, kalcifikací nebo plynu (Heřman, 2014, s. 18-19). Dalšími mody jsou A-mode (amplitude mode) a M-mode (movement mode). Jedná se o specifické druhy zobrazení s úzkým využitím. Jsou to jednorozměrná zobrazení, mají podobu křivek, které nám ukazují vzdálenost a intenzitu odrazů ultrazvukového vlnění. A-mode se používá v očním lékařství k měření přesných rozměrů. M-mode zase v kardiologii při hodnocení pohybu chlopní a srdeční stěny.

K dalším ultrazvukovým vyšetřením patří 3D ultrasonografie, slouží k rekonstrukci trojrozměrného obrazu, který je složen ze série na sebe navazujících dvojrozměrných řezů. Uplatňuje se v porodnictví při posuzování vývojových vad plodu. Ultrazvuková elastografie je neinvazivní metoda, která slouží k hodnocení elasticity (tuhosti) tkání. Základem hodnocení je míra deformace tkání při tlaku sondy nebo rychlost šíření akustické vlny. Používá se k rozlišování benigních a maligních nádorů nebo k posuzování stádia jaterní fibrózy (Ferda et al., 2015, s. 21). Endosonografie je stále více používanější metodou v různých medicínských oblastech. Její předností je možnost použití vyšších frekvencí, které nám umožní přesněji zobrazit blízké struktury. Slouží hlavně k hodnocení hloubky poškození stěny dutých orgánů a struktur v jejich blízkosti. Vyšetření ultrazvukem lze doplnit podáním speciální kontrastní látky, která obsahuje mikrobubliny zvyšující echogenitu tkání. Vyšetřované struktury jsme poté schopni registrovat jak v B-módu, tak i v dopplerovském záznamu. Aplikujeme ji intravenózně. Mikrobubliny se tak s krví dostávají do veškerých prokrvených tkání. Kontrastní ultrasonografie se používá k hodnocení perfuze orgánů a tkání (bývá rozdílná u patologicky změněných tkání) nebo ke zkvalitnění dopplerovského záznamu. Ultrasonografická vyšetření nemají žádné kontraindikace. U intenzit, které se běžně používají v diagnostice, nebyly zjištěny žádné negativní účinky na organismus (Heřman, 2014, s. 20–21).

Dopplerovská ultrasonografie se díky svým vlastnostem používá i k zobrazování tepen dolních končetin. Tato metoda využívá dopplerův jev k diagnostice cévních onemocnění nebo k posouzení perfuze vyšetřovaných tkání. Tento fenomén byl popsán rakouským fyzikem H. Ch. Dopplerem. Pokud se zdroj zvuku o konstantní frekvenci přiblíží k pozorovateli, bude frekvence přijímaného zvuku vyšší. Zatímco při pohybu zdroje zvuku směrem od pozorovatele vnímá pozorovatel zvuk o nižší frekvenci. Podle tohoto principu se frekvence ultrazvukového vlnění změní při odrazu od objektu, který se pohybuje. V lékařské praxi je pohybujícím se objektem suspenze erytrocytů v lumen cévy. Červené krvinky jsou výrazně menší než vlnová délka ultrazvukového vlnění, z tohoto důvodu dochází při vzniku dopplerovských obrazů na akustických rozhraních k rozptylu (Rayleighův-Tyndallův rozptyl) nikoli k odrazu vlnění. Při aplikaci ultrazvuku platí, že pokud teče krev směrem k sondě frekvence vlnění roste a naopak (Nekula, 2014, s. 29). Odchylku frekvence přijímaného a vysílaného vlnění označujeme jako dopplerovský frekvenční posuv. Rozsah dopplerovského posuvu je roven rychlosti toku krve (Eliáš, Žižka, 1998, s. 21). Ultrazvukové vlnění a proudící krev nesmí svírat úhel  $90^\circ$  ( $\cos 90 = 0$ ). Během tohoto vyšetření se k měření používají výhradně jen úhly do  $60^\circ$ . Jestliže vyšetřovaná céva není vůči sondě ve správném úhlu, je nutné sondu naklonit nebo použít elektronické vychýlení ultrazvukového signálu (Ferda et al., 2015, s. 121).

Existují tři typy dopplerovského záznamu. Barevný dopplerovský záznam (color doppler) je metodou, pomocí které určujeme směr proudění krve a taky přibližnou velikost rychlosti. V běžné praxi toto hodnotíme ve více cévách najednou (v závislosti na rozsahu vyšetřovaného pole). Proudění krve ve směru k sondě je znázorněno červenou barvou, proudění od sondy modrou. Jas barev vyjadřuje rychlost, jedná se o metodu s nižší přesností (Nekula, 2014, s. 29). Spektrální dopplerovský záznam se používá pro přesné měření rychlosti (cm/s). Předmětem hodnocení je malá zájmová oblast, která odpovídá šířce vyšetřované cévy. Výstupem vyšetření je křivka znázorňující spektrum rychlostí v cévě za určitý časový interval (na ose x je nanesen čas, na ose y rychlost). Směr krevního proudu je určen polohou křivky v závislosti na ose x. Jestliže je nad osou x, krev proudí směrem k sondě, v tomto případě je rychlost vyjádřena kladnými čísly. Pokud proud krve směřuje od sondy, křivka se nachází pod osou x a rychlost je vyjádřena v záporných hodnotách. Během měření tohoto záznamu se současně ozývá zvuk, jeho výška je rovna rychlosti krevního toku. Spektrální dopplerovský záznam může posloužit i k výpočtům průtoku krve, rezistenčního indexu nebo indexu pulzatility (Ferda et al., 2015, s. 121). Akustický dopplerovský záznam umožňuje převod ultrazvukových frekvencí na rozmezí, které je dobře hodnotitelné sluchem. Výška tónu



je shodná s výškou frekvence. Tento záznam je pomůckou pro vyšetřujícího lékaře. Fúzi B-modu s barevným mapováním toků označujeme jako duplexní ultrasonografii, při současném zapojení spektrálního záznamu hovoříme o triplexní ultrasonografii (Nekula, 2014, s. 29).

Protože jsou artérie dolních končetin uloženy relativně povrchově, je k vyšetřování nejlepší lineární sonda o frekvenci 5–10 MHz. Během většiny vyšetření stačí, když pacient leží na zádech, vyšetřovaná končetina je v mírné abdukci. Při vyšetření popliteální oblasti je zásadní, aby pacient ležel na břiše. Je vhodné systematické vyšetření celé arteriální oblasti od proximálního okraje směrem k distálnímu. Nejčastější indikací k duplexnímu vyšetření tepen dolních končetin je akutní trombembolie nebo chronické aterosklerotické změny. Vyšetřujeme zpravidla ve dvou rovinách. Začínáme vyšetřením v transverzální rovině, přičemž je sonda skloněna mírně distálně, tím zabráníme kolmému dopadu ultrazvukových vln. Poté přistupujeme k vyšetření v longitudinální rovině (Hrazdira, 2003, s. 100). V těchto rovinách posuzujeme průměr a tloušťku arterií, aterosklerotické pláty nebo průtokovou systolickou rychlost (Nekula, 2014, s. 29).

Pro vyšetřování tepen dolních končetin je specifické měření indexu kotníkových tlaků (ankle brachial index). Jedná se o elementární instrumentální metodu, která podává přesnou informaci o ischemii končetiny. Při hodnocení kotníkových tlaků se používá tužkový dopplerovský přístroj se sondou o frekvenci 8 MHz, umožňuje nám zachytit zvukový signál tepenného toku. Manžetu tonometru nasadíme na distální část bérce, poté s pomocí tužkového dopplera vyhledáme signál na tepnách (a. tibialis anterior a a. tibialis posterior). Manžetu nafukujeme na suprasystolický tlak a následně ji pomalu vyfoukneme. Přitom si zapíšeme hodnotu krevního tlaku, při níž se poprvé zase objeví tepenný signál. Manžetou na horní končetině zároveň měříme i systolický arteriální tlak. Naměřené hodnoty potom porovnáme. Index kotníkových tlaků je roven podílu systolického krevního tlaku tepen dolních končetin a systolického tlaku naměřeného na horní končetině (Češka et al., 2010, s. 176). Naměřená hodnota  $\leq 0,9$  svědčí pro diagnózu ischemické choroby dolních končetin, hodnota  $\leq 0,5$  vypovídá o kritické končetinové ischemii. Kromě klinického hodnocení stavu končetiny jsou tyto hodnoty stěžejní pro posuzování dlouhodobé prognózy pacienta. S klesající hodnotou indexu kotníkových tlaků vzrůstá mortalita (Češka et al., 2010, s. 177).

## 1.2 Výpočetní tomografie (CT)

Teoretické základy výpočetní tomografie položil v roce 1963 A. M. L. Cormack, který je autorem teorie o snímkování jednotlivých vrstev lidského těla a následné rekonstrukce

těchto snímků za pomoci výpočetní techniky. V roce 1972 byl G. N. Hounsfieldem podle této teorie sestroyen první klinicky použitelný výpočetní tomograf (Válek, Eliáš, 1998, s. 6).

Základem výpočetní tomografie je digitální zpracování dat o průniku ionizujícího záření ve velkém množství průmětů vyšetřovanou vrstvou (Heřman, 2014, s. 21). Rentgenova lampa a detekční systém jsou umístěny naproti sobě. Jsou připevněny na speciálním podstavci, který má prstencový tvar, nazýváme ho gantry. Za pomoci elektromotoru nám gantry umožňuje rotaci okolo vyšetřovacího lehátka (Seidl et al., 2012, s. 47). Tato metoda využívá vlastnosti rentgenova záření, hlavně jeho diferencované absorpce v různých tkáních. Oslabené paprsky rentgenova záření dopadají na detektory, na kterých jsou zaznamenávány a převáděny na elektrický signál. Elektrický signál je následně odeslán do počítače, kde je zpracován. Výstupem tohoto vyšetření je matematické vyjádření intenzity absorpce rentgenového svazku. Udává se v hodnotách denzity (hustota). Jednotkou denzity je Hounsfield (HU). Pomocí Hounsfieldových jednotek jsme schopni určit denzitu zájmových tkání nebo materiálů odlišného složení v rozpětí od -1000 HU do +3096 HU (Vomáčka, 2015, s. 42). Záporné hodnoty -1000 HU jsou typické pro vzduch nebo vakuum, tukovým tkáním náleží denzita od -50 HU až po -100 HU, denzita vody je 0 HU, u měkkých tkání je to 40 až 80 HU a denzita kostních struktur se pohybuje v rozmezí od 100 HU do 1000 HU (Seidl et al., 2012, s. 48). Ve finální fázi jsou tkáně v analogové podobě zobrazovány často ve stupnici šedi, přičemž lidské oko je schopné rozpoznat jenom 16 stupňů šedi (Vomáčka, 2015, s. 42). Při vyšetřeních zobrazujeme jen takový úsek denzitní škály, který je naše oko schopné identifikovat. Je označován jako tzv. okno. Denzitní okno má přesně definovanou šířku a střed, vše je vyjádřeno v Hounsfieldových jednotkách. Obrazové body, které nejsou v okně, jsou zobrazeny černě (pod dolní hranicí), nebo bíle (nad horní hranicí). Používání oken nám umožňuje posuzovat i nepatrné rozdíly v absorpci rentgenova záření. Během vyšetření můžeme používat břišní, plicní, mozkové nebo kostní okno (Ferda et al., 2015, s. 19).

Jedná se o tomografickou metodu, samotné vyšetření je složeno z velkého množství vzájemně sousedících řezů. Šířka těchto řezů se pohybuje v rozmezí 0,5 mm až 5 mm (Heřman, 2014, s. 21). Šířka řezů se odvíjí od šířky detektorů. Doba jedné rotace rentgenky a detektorů je specifická pro různé druhy přístrojů a vyšetření. Nabývá hodnot od 0,27 s do 1 s. V průběhu rotace zhotoví přístroj několik set expozičních z mnoha úhlů. Z těchto expozičních se pomocí speciálních algoritmů, jako jsou filtrovaná zpětná projekce a iterativní rekonstrukce, zhotoví obraz (Ferda et al., 2015, s. 18). Před začátkem akvizice dat probíhá plánovací zobrazení označované jako scanogram nebo topogram. Topogram se ve většině případů zhotovuje v předozadní (AP) nebo zadopřední (PA) projekci. Při jeho snímání systém

rentgenky a detektorů nerotuje, je ve stacionární poloze. Výstupem je planární obraz, který se podobá standardním skiagrafickým snímkům. Topogram je pomůckou pro vymezení začátku a konce zobrazované části těla. Plánovací zobrazení můžeme použít i k získání absorpčních údajů pro automatickou regulaci anodového proudu rentgenky. Docílíme tím optimalizace vztahu mezi kvalitním obrazem a radiační zátěží pacienta (Seidl et al., 2012, s. 47-48).

Dnes se ve zdravotnických zařízeních setkáváme s přístroji, které mají několik prstenců s detektory. Leží v axiální rovině a jsou umístěny blízko sebe. Tyto přístroje se nazývají multidetektorové CT (MDCT). Díky tomuto umístění detektorů jsme při vyhovujícím tvarování svazku rentgenového záření schopni současně snímat více tranzverzálních řezů vedle sebe (můžeme vyšetřit několik tenkých vrstev najednou). Hovoříme o tzv. multi-slice CT (více řezů), tyto přístroje jsou schopny udělat 4, 6, 8, 16, 64, 128 řezů současně. Přístroje dělíme podle tohoto kritéria. Díky tomu, že jsou na CT přístroje kladeny vysoké nároky, je jejich technická konstrukce předmětem neustálého výzkumu. Zvyšuje se počet detektorů a zdokonaluje se rychlost otáčení rotoru gantry (Seidl et al., 2012, s. 48). Pro heliakální (spirální) CT je typický rotační pohyb systému rentgenka-detektory, při současném automatickém posunu lůžka s pacientem a trojrozměrná rekonstrukce obrazu. Název je odvozen od dráhy rentgenky, která má tvar spirály. Posun vyšetřovacího stolu, ke kterému dojde mezi dvěma rotacemi rentgenky, je označován jako pitch-faktor (mm). Jeho velikost můžeme měnit.

Další technickou inovaci přináší Dual Source a Dual Energy CT (DSCT). Jedná se o přístroje, které mají dva systémy rentgenka-detektor, jež jsou uloženy kolmo k sobě a mohou současně provádět vyšetření. Tyto přístroje jsou schopny pracovat ve dvou základních režimech. Obě rentgenky pracují pod stejným napětím (zdvojený systém). Výhodou tohoto režimu je zvýšení rychlosti a zkrácení času potřebného k akvizici. Časové rozlišení se sníží až na 80 ms. Tento režim je přínosem hlavně pro CT vyšetření srdce u pacientů se zvýšenou tepovou frekvencí. Nebo rentgenky pracují pod rozdílným anodovým napětím. Tento režim s sebou přináší možnost snímat dvojí energií (Dual Energy CT-DECT). Obě rentgenky generují záření s odlišnou energií. Dostáváme tak dva různé denzní obrazy vyšetřované oblasti. Výhodou tohoto režimu jsou detailní anatomické snímky, můžeme velmi dobře rozlišovat druhy tkání (kosti, cévy, tuková tkáň). Jsme schopni rozlišovat různé druhy ledvinových kamenů, hodnotit usazování urátu sodného v kloubech nebo posuzovat šíření kontrastních látek v myokardu. Alternativou je práce s jedním systémem rentgenka-detektor,

ve kterém probíhá při spirálním skenování multiplexní přepínání napětí na rentgence (Seidl et al., 2012, s. 49).

Pro dokumentaci je nejvhodnější univerzální formát DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Pomocí tohoto formátu jsme schopni zpracovat data z přístrojů od různých výrobců bez toho, aby došlo ke ztrátě informací. Kvůli spolupráci lékařských pracovišť se v dnešní době vyšetření ukládají na filmy, které jsou archivovány po dobu tří let, většinou se zálohují na optické pásky. Snímky z vyšetření se mohou ukládat na kompaktní disk (CD) nebo do počítače (Peterová, 2010, s. 94).

CT angiografie (CTA) představuje neinvazivní metodu, pomocí které můžeme zobrazovat kardiovaskulární systém. Toto zobrazení je založeno na heliakální akvizici dat a intravenózním podání jodové kontrastní látky. V rámci této metody můžeme provést i trojrozměrnou rekonstrukci cévních struktur, která se podobá standardnímu angiogramu (Ferda, 2004, s. 3). CT angiografie je v poslední době zásadní metodou pro diagnostiku onemocnění aorty a tepen dolních končetin, hlavně u pacientů trpících ischemickou chorobou dolních končetin (ICHDK). Díky neustálému vývoji CT přístrojů byla zásadně zvýšena rychlost skenování. V návaznosti na to se zdokonalil i způsob podání kontrastní látky (Baxa, 2013, s. 189).

Zobrazení lumen cévy je podmíněno intravenózní aplikací kontrastní látky. Výsledné množství kontrastní látky a načasování vlastní akvizice dat velmi úzce souvisí se základními fyziologickými parametry (čas cirkulace, místo aplikace), anatomickými poměry (cirkulační umístění tepny) a s celkovým časem vyšetření (Ferda, 2004, s. 3). Nejdříve se provádí nativní sken (bez kontrastní látky), poté se do kubitální žíly aplikuje kontrastní látka, která prochází plicním oběhem a následně plní aortu a její větve. Při tomto vyšetření se většinou používá 80–120 ml kontrastní látky, kterou aplikujeme rychlostí 4–5 ml/s (Nekula, 2014, s. 37). Farmakokinetika kontrastní látky je velmi sofistikovaná a je ovlivněna mnoha faktory. Nejzásadnější roli zde hrají klinické parametry pacienta (věk, pohlaví, hmotnost, povrch těla, srdeční výdej, stav cirkulace a případná renální nebo jaterní onemocnění) a podání kontrastní látky (vstup, množství a záplach). Dnes se pro sladění aplikace kontrastní látky a akvizice využívá systém automatického spuštění při současném sledování bolu kontrastní látky. U CT angiografie dolních končetin vyšetřujeme cévy v obrovském rozsahu, přičemž se průměr pozorovaných tepen zásadně mění. Průměr břišní aorty může dosahovat 2,5–3,5 mm, zatímco periferní řečiště bérkových tepen má průměr 2–3 mm. I za této situace musíme dosáhnout dostačující úrovně kontrastu a prostorového rozlišení. Se změnou průměru souvisí i změna rychlosti proudění krve v tepenném řečišti. Tudíž se i bolus aplikované kontrastní látky

pohybuje v různých částech vyšetřované oblasti rozdílnou rychlostí, a to nezávisle na aplikačním protokolu. Proměnlivost rychlosti bolusu kontrastní látky je nevyzpytatelná, nemůžeme s ní nijak operovat při plánování tohoto vyšetření. Je tedy naprosto nemožné použít pevné nastavení zpoždění akvizice od aplikace kontrastní látky (Baxa, 2013, s. 191).

Podrobné zobrazení tepen bez rušivého skeletu a měkkých tkání získáme pomocí subtrakčních a postprocesingových metod. Zásadní roli zde hraje korektní načasování (timing). Je totiž nezbytné, aby skenování začalo předtím, než se kontrastní látka dostane do vyšetřované oblasti. Elementárními postupy v této oblasti jsou bolus timing a bolus tracking (Nekula, 2014, s. 37). V rámci prvního postupu nejdříve podáme pouze malé množství kontrastní látky a měříme čas, za který dojde do zobrazované oblasti. Podle naměřené hodnoty se určuje zpoždění skenování. Druhý postup je modernější. Skenování se při něm spouští automaticky po dosažení požadované denzity kontrastní látky v určitém místě. V případě, že je načasování nepřesné, artérie se nezobrazí dokonale a mohou se na skenu kumulovat s vénami. Při opakování vyšetření se výrazně zvýší množství aplikované kontrastní látky a dochází také ke snížení pohodlí pro pacienta. U pacientů s horší ejekční funkcí srdce zůstává kontrastní látka déle v plicích, proto je vhodné ředit ji fyziologickým roztokem. Městnání kontrastní látky v plicích se někdy může projevit jako nepříjemný pocit pálení na hrudi. Multidetektorové CT je schopné zobrazit velkou oblast lidského těla, takže můžeme po jedné aplikaci kontrastní látky vyšetřit břišní aortu i dolní končetiny.

Při tomto vyšetření se skoro vždy používají postprocesingové metody, hlavně MIP (maximum intensity projection) a VRT (volume rendering technique). Výsledný obraz můžeme získat jak ve 2D, tak i ve 3D zobrazení. Jsme tak schopni dobře posoudit jednotlivé části tepny ve všech rovinách. CT angiografie je velmi přesná, při hodnocení stenózy tepen dosahuje lepších výsledků než MR angiografie (angiografie za použití magnetické rezonance). I přesto nedosahuje takových kvalit jako klasická katetrizační angiografie (Nekula, 2014, s. 38).

CT angiografie se stále častěji využívá k vyšetřování pacientů, kteří trpí onemocněním periferního cévního řečiště. Primární roli hraje hlavně u diagnostického zobrazování tepen dolních končetin (Novotný, 2008, s. 22). Pro ucelenou diagnostiku ischemické choroby dolních končetin musíme provést CT angiografii od bifurkace břišní aorty až do úrovně kotníků. Je vhodné zobrazit i abdominální aortu a její viscerální větve. Proveditelnost vyšetření s přijatelným prostorovým rozlišením se razantně snižuje s klesajícím počtem detektorů. Pro CT přístroje s jednou nebo dvěma řadami detektorů je toto vyšetření

neproveditelné. Použití multidetektorového CT je zde naprostou nutností (Ferda, 2004, s. 292). Zobrazování periferního cévního řečiště pomocí této metody je velmi úzce spjata s použitím kolimace. Žádoucím je jenom izotropní zobrazení při použití submilimetrové kolimace. Za těchto podmínek jsme schopni zobrazit tepny až po palmární a plantární oblouk. Ke zhotovení 3D rekonstrukce využíváme hlavně předozadní (AP) a zadopřední (PA) projekce, ke kterým se připojují ještě bočné a šikmé projekce (Ferda, 2004, s. 286). Ideální velikost rozměru Z voxelu pro příznivé prostorové zobrazení je zhruba 0,5–0,8 mm. Tyto hodnoty jsou dostačující i pro zobrazování tepen bérce. V případě, že Z rozměr nabývá hodnot větších než 1 mm, pozorujeme při zobrazování prostoru výrazné zkreslení. Pokud velikost dosahuje 2 mm a více, je toto zobrazení pro posuzování změn na bérce tepnách nevhodné (Novotný, 2008, s. 23). CT angiografie je důležitá nejen pro diagnostiku stenóz a uzávěrů cév při ischemické chorobě dolních končetin, ale také pro plánování léčby. Za předpokladu korektní indikace vyšetření můžeme plánovat chirurgický zákrok nebo vytvoření přístupu pro cévní intervenci.

Při zobrazování tepen pánve a dolních končetin se uplatňuje hlavně barevné a stínované postprocesingové zobrazení typu VRT (volume rendering technique). Tento druh zobrazení nám poskytuje ucelený obraz celého povodí. Použitím speciálních editačních programů, které jsou schopny automatické subtrakce skeletu, je celý proces zásadně urychlen. Velkou nevýhodou je nechtěné odstranění některých tepen, jedná se většinou o přední tibiální tepny. Pokud používáme zobrazení typu MIP (maximum intensity projection), jsme nuceni subtrahovat kostní struktury nebo přistoupit k vrstvomému zobrazení. Při posuzování stavu lumen tepen je nezbytné pozorovat na axiálních řezech cévu ve směru kраниокаудálním. Použitím smyčky zamezíme záměně mezi kalcifikací a lumen cévy. Program pro cévní analýzu je schopen vytvořit řez cévou nebo změřit její přesné délky.

Mezi nejčastější patofyziologické změny, které zobrazujeme pomocí CT angiografie, patří arteriální stenózy. Posuzování stenóz s jasně diferencovanou měkkou složkou plátu je na rozdíl od hrubě kalcifikovaných plátů velmi zjednodušeno. V případě, kdy jsou předmětem vyšetření stenózy situované v místech s extrémní mírou kalcifikace, nemůžeme kvůli artefaktům vznikajícím při utvrzení svazku záření řádně hodnotit cévy, které mají nižší průsvit než popliteální tepna. Pokud je stenóza hemodynamicky významná a zásadně omezuje proudění krve do periferie, dochází k postupné tvorbě kolaterálního oběhu. Stenóza může progredovat až do úplného uzávěru cévy, poté je periferie zásobena pouze krví z kolaterálního oběhu. Při hodnocení arteriální okluze (tepenný uzávěr) je třeba dávat pozor na záměnu, která může nastat mezi cévou, jež není nasycená kontrastní látkou a cévou bez náplně. Příčinou

bývá špatné načasování aplikace kontrastní látky a akvizice. Bohatě rozvinuté kolaterální řečiště svědčí pro chronický uzávěr cévy. Pro uzávěr pánevní tepny (arteria iliaca) je typický kolaterální oběh, který je veden přes lumbální a iliolumbální tepny, poté směřuje mezenterickou tepnou až do povodí vnitřní pánevní tepny. Vzniká i vzájemné propojení vnitřního povodí pánevní a stejnostranné společné stehenní tepny. Podíl na kolateralizaci má společně s epigastrickými tepnami i propojení s druhostranným povodím pánevních tepen. Prostřednictvím epigastrických tepen vznikají také kolaterály mezi podklíčkovou a společnou stehenní tepnou. K uzávěru povrchové stehenní tepny (arteria femoralis superficialis) většinou dochází v proximální nebo distální části. Uzávěr v proximální části je charakteristický kolaterálním oběhem, který je veden cestou arteria femoralis profunda. U distálního uzávěru na tvorbě kolaterálního oběhu participují vasa vasorum a homokolaterály vycházející z muskulárních větví arteria femoralis superficialis. Uzávěr proximální části podkolenní tepny (arteria poplitea) je přemostěn prostřednictvím rete genus do distálního segmentu arteria poplitea. Distální uzávěr je překonán za pomoci větví, jako je arteria descendens genus, kolaterály směřují do oblasti tibiofibulárního trunku. Při uzávěru bérceových tepen (aa. tibiales, arteria fibularis) je nutností vyšetřit funkci všech tří tepen nacházejících se v této oblasti. V případě, že je možné zobrazit plantární tepny, plantární oblouk a arteria dorsalis pedis, je potřebné najít hlavní přítokovou cestu do této lokalizace (Ferda, 2004, s. 292).

Akutní okluze tepny se vyznačuje buď velmi chudým, nebo úplně absentujícím kolaterálním oběhem. Pacienty trpící akutní končetinovou ischemií pomocí této metody vyšetřujeme jen v případě, když zastoupí celé arteriografické vyšetření nebo alespoň jeho část. CT angiografie se v této souvislosti užívá hlavně pro stanovení ideálního léčebného přístupu, nabízí se zde endovaskulární nebo chirurgická intervence. Při podání kontrastní látky je třeba vzít v úvahu, že při případné intervenci bude aplikována ještě jedna dávka kontrastu. Aplikace většího množství kontrastní látky může u některých pacientů vyvolat nefropatii.

U pacientů trpících akutní ischemickou chorobou dolních končetin jsme při použití CT angiografie schopni pozorovat širokou škálu patofyziologických změn. Akutní uzávěr perforované stenózy vzniká v prostoru, ve kterém již byla řádně vyvinutá. Příčinou je ruptura aterosklerotického plátu, jejíž následkem je trombóza. Jestliže stenóza měla větší hemodynamický význam, vzniknul kolaterální oběh. V tomto případě dojde k ischemii jen když kolaterální oběh neodpovídá metabolickým nárokům tkáně nacházející se za uzávěrem. Za akutní trombózou aneuryzmatu (výdutě) stojí především přítomnost a progresse nástěnných trombů v lumen cévy. Ve většině případů je uzávěr lokalizován

v aneuryzmatu popliteální arterie. K akutní embolizaci dochází při vmetení trombu do tepny. Trombus ji následně uzavře, typická je úplná absence kolaterálního řečiště. Akutní embolizaci tepen dolních končetin nejčastěji způsobují fragmenty trombů pocházejících z abdominální aorty nebo z levostranného srdečního oddílu. Disekce končetinové tepny je jednou z komplikací kardiovaskulárních výkonů. Při této komplikaci se uvolní fragment intimy, který rozdělí lumen cévy. Použijeme-li stínovanou VRT rekonstrukci, zobrazí se tato komplikace jako longitudinální zářez. Entrapment syndrom se projevuje inkarcerací podkolení tepny, která může být příčinou jejího uzávěru. Tento syndrom se projeví jako ischemie v oblasti bérce. Protože je tepna uskřínována delší časový úsek, je vytvořen velmi jednoduchý kolaterální oběh vedený přes rete genus (Ferda, 2004, s. 302).

Rozlišujeme anatomické a extraanatomické tepenné rekonstrukce. Anatomické tepenné rekonstrukce napodobují fyziologický průběh cévního řečiště (aortobifemorální bypass). Při extraanatomických rekonstrukcích jsou mezi arteriemi tvořena nepřirozená spojení (axilofemorální bypass, crossover femorofemorální bypass) (Ferda, 2004, s. 304).

### 1.3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance představuje dynamicky se rozvíjející zobrazovací metodu, která nám pořád otevírá nové eventuality v oblasti zobrazování jednotlivých orgánů, centrálního nervového a muskuloskeletárního systému. Velkým pozitivem této zobrazovací metody je nepřítomnost radiační zátěže (Mechl et al., 2010, s. 69).

Jedná se o velice sofistikovaný přístroj, který je tvořen z několika segmentů. K základním částem přístroje patří hlavní magnet, který generuje stejnorodé magnetické pole  $B_0$ . Gradientní systém je složený z gradientních cívek, které produkují magnetická pole ve směrech x, y a z. Tyto cívky kódují lokalizaci, ve které vznikl signál. Radiofrekvenční vysílač a přijímač ve formě cívek představuje radiofrekvenční systém. Jeho funkce spočívá ve vysílání radiofrekvenčních pulzů sloužících k excitaci částic a následnému zaznamenání signálu, který vznikne při relaxaci stimulovaných částic. Radiofrekvenční a magnetické stínění je standardní částí přístroje i samotné vyšetřovny. Pomocí stínění jsme schopni odstranit nežádoucí elektromagnetické rušení z okolí. Výpočet, zpracování a zobrazení finálního obrazu zprostředkovává počítačový systém. Tento systém zároveň slouží k ovládání přístroje a seřizování parametrů skenování (Sedlár et al., 2014, s. 96). Vyšetřovací lůžko nacházející se v magnetu přístroje se používá k uložení pacienta. K doplňujícímu vybavení magnetické rezonance mohou patřit přístroje na sledování EKG (elektrokardiogram) či ventilace (Nekula, Chmelová, 2007, s. 20).



Základním principem magnetické rezonance je interakce magnetického pole s atomovým jádrem prvku. Atom je složený z kladně nabitých protonů, které se otáčejí kolem své osy. Dále z neutronů nesoucích neutrální elektrický náboj a elektronů, jejichž náboj je záporný. V atomovém jádru jsou umístěny neutrony a protony, naopak elektrony se nachází v jaderném obalu nebo v orbitalech nacházejících se v blízkosti jádra (Lee, 2006, s. 29). Rotační pohyb, který kolem své vlastní osy vykonávají protony, je označován jako spin. V blízkosti otáčejícího se protonu dochází ke vzniku magnetického pole. Tento jev se nazývá magnetický moment. Magnetický moment vzniká jedině u jader s lichým atomovým číslem. Pro atomová jádra se sudým nukleonovým číslem je typický nulový magnetický moment (Nekula, Chmelová, 2007, s. 8). V jádru atomu vodíku se nachází pouze jeden proton, díky tomu u něj vzniká magnetický moment. V tkáních našeho těla je obsažena hlavně voda a tuková masa, jejich hlavní součástí je vodík (Lee, 2006, s. 29). V obyčejné tkáni protony vodíku zaujímají rozmanitou polohu. Dlouhé osy těchto protonů směřují odlišným směrem a jejich magnetické momenty se vzájemně vyrušují. Díky tomu se jejich magnetický moment rovná nule. Za předpokladu, že protony rozmístíme do silného statického magnetického pole –  $B_0$ , nastane změna jejich uspořádání. Tyto protony se rovnoběžně seřadí se siločarami magnetického pole. První skupina protonů je v paralelním postavení, druhá je vůči nim otočena o  $180^\circ$ , zaujímá tedy antiparalelní postavení. Protonů v paralelním postavení je více (zhruba o 3–6 protonů), důsledkem toho je jejich schopnost generovat nepatrné magnetické pole. Statické magnetické pole, jehož intenzitu vyjadřují jednotky Tesla (T), je příčinou precese, která je popsána jako rotační pohyb protonů. Protony se otáčejí nejen kolem své podélné dlouhé osy, ale i v transverzální rovině. Je důležité uvědomit si, že se protony nenachází ve fázi, neotáčejí se synchronně. Protony sice rotují totožnou rychlostí po identické dráze, ale v jedné chvíli se každý nachází na odlišném místě jejich kruhové dráhy. Kmitočet tohoto pohybu se odvíjí od gyromagnetického poměru a síly statického magnetického pole. Tento vztah je matematicky vyjádřen Larmorovou rovnicí (Nekula, Chmelová, 2007, s. 8).

Hlavní problém nastává při měření velikosti magnetického momentu ve tkáni. Ve srovnání se silou statického magnetického pole je jeho velikost dramaticky menší, a proto ji za normálních okolností nejsme schopni změřit. Pokud ji chceme měřit, jsme nuceni změnit uspořádání protonů, čímž dojde k diferenciaci magnetického momentu tkání. Uskutečnime ji pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu (radiofrekvenční impuls), který dodá protonům potřebnou energii. Nastává excitace, jejíž výsledkem je vychýlení podélné osy protonu o  $90^\circ$  až  $180^\circ$ . Při tomto pohybu dochází k podélné magnetizaci. Radiofrekvenční impuls způsobuje i synchronizaci precese, magnetické momenty se budou nacházet v tomtéž

směru. Tento impuls ovlivní každou rotaci jiným způsobem (Nekula, Chmelová, 2007, s. 9). Zároveň dochází k nárůstu transversálního precesního pohybu, který je zdrojem příčné magnetizace. Tento jev je doprovázen ústupem podélné rotace, která je zdrojem podélné magnetizace. Ve chvíli, kdy radiofrekvenční signál přestane působit, dochází u excitovaných protonů k relaxaci (návrat do normálního stavu). Podélná magnetizace, která byla potlačena, se vrací zpět do základního stavu. Časový interval, během kterého k tomu dojde, se nazývá čas T1 (Time1). Současně dochází k zániku transversální rotace a desynchronizaci pohybu (rozfrázování), čas trvání tohoto děje je označován jako čas T2 (Time2) (Nekula, Chmelová, 2007, s. 10).

Nejvíce používanou vyšetřovací metodou je detekce relaxačních časů T1 a T2. Série impulzů opakující se několikrát mezi jednotlivými relaxacemi je označována jako sekvence. Toto je uplatňováno u spin-echo sekvence (SE). Mezi časy T1 a T2 existuje závislost, což znamená, že podélná magnetizace ovlivňuje magnetizaci příčnou. Platí, že s rostoucí velikostí podélné magnetizace roste i velikost té příčné. U tkání s velkou koncentrací vody pozorujeme razantně slabší signál než u tkání tukových. V dílčích tkáních můžeme měřit rozdíly intenzity signálu, jež je vyjádřena v odstínech šedi. Toto zobrazení je označováno jako T1 vážený obraz. Tento typ obrazu se vyznačuje krátkou relaxační i excitační dobou (500 ms/20 ms). Pokud zkrátíme čas T1, dojde k zesílení signálu. Zkrácení relaxační doby T1 docílíme aplikací kontrastní látky, výsledný obraz je poté hypersignální (světlejší). Díky tomu, že je doba relaxace tukových tkání kratší než u atomů vody, zobrazují se světle. Vyšetřovací technika T2 se odvíjí od doby, která je potřebná k příčné relaxaci. Jsou pro ni typické dlouhé časy. Pro T2 vážené obrazy je typická delší relaxační i excitační doba (2000 ms/20 ms). Se zvětšujícím se časovým intervalem T2 roste i intenzita signálu. Při tomto zobrazení je signál vody a tuku skoro totožný, kvůli tomu někdy dochází k problémům při popisu T2 obrazů (Nekula, Chmelová, 2007, s. 11).

K dalším využívaným sekvencím náleží speciální sekvence typu inversion recovery. Jde o silně vážené sekvence T1. U tohoto druhu sekvencí používáme inverzního (obráceného) postupu, nejdříve je vyslán  $180^\circ$  a následně  $90^\circ$  impuls. Časový interval mezi impulsy se nazývá inversion time. V praxi je nejhojněji využívaná sekvence FLAIR utlumující signál vody a STIR, která naopak utlumí signál tuku (Nekula, Chmelová, 2007, s. 11).

Faktem je, že statické magnetické pole nabývající hodnot až 8 T nemá na naše tělo žádný nežádoucí vliv, tudíž žádným způsobem neohrožuje pacienta. Riziková mohou být pacienti s kovovými implantáty. U těchto pacientů hrozí nebezpečí spojené s pohybem nebo zahřátím implantátu. Implantáty mohou v některých případech stát i za vznikem nežádoucích

obrazových artefaktů. Kovové implantáty při vyšetření magnetickou rezonancí klasifikujeme na MR safe (bezpečné), tento typ implantátu je plně MR kompatibilní. MR conditional (přípustné za určitých podmínek), přípustná je jen mírná interakce s MR přístrojem. MR unsafe (nebezpečné), tyto implantáty nejsou kompatibilní s MR přístroji, interakce by ohrozila pacienta (Mechl et al., 2010, s. 70).

Pacienti s fixními ortodontickými aparáty (rovnátka) musí být před samotným vyšetřením zbaveni drátěných oblouků, transpalatinálních a lingválních snímatelných oblouků. Tyto části aparátu totiž bývají vyrobeny z nerezavějící oceli a chromkobaltu. Důležité je, aby ortodontista zhodnotil pevnost fixace zámků, kroužků a také přilepených retenčních drátů. Pokud je vše v pořádku, píše prohlášení pro radiologa a pacient může být vyšetřen. V případě, že zájmová oblast leží v těsné blízkosti ortodontického aparátu a nemůžeme nijak ovlivnit vznik artefaktů, je nutné fixní aparát odstranit z ústní dutiny úplně. K tomu však přistupujeme pouze v případě, že nenalezneme žádnou vhodnou alternativu tohoto vyšetření. V některých případech jsme schopni metalické artefakty potlačit použitím rychlého spinového echa s větším turbo faktorem (ETL) nebo rozšířením pásma (bandwidth). Pokud při vyšetření zůstanou drátěné oblouky na aparátu, může dojít k jejich zahřívání, které je příčinou poškození sliznic v ústní dutině (Mechl et al., 2010 s. 72).

Pro pacienty s kardiostimulátorem je stěžejní vyjádření o MR kompatibilitě, které má na starosti ošetřující lékař. Tento dokument musí obsahovat razítko, podpis a potvrzení, že je kardiostimulátor opravdu MR kompatibilní (nesmí být starší než 3 dny). Nedílnou součástí je potvrzení, že je kardiostimulátor nastaven do MR kompatibilního režimu. V průběhu vyšetření je pacient napojen na EKG (Mechl et al., 2010, s. 73).

Ve velmi vzácných případech vznikají u těchto vyšetření komplikace po podání kontrastních látek. Používají se zde gadoliniové kontrastní látky, které jsou všeobecně považovány za bezpečné, riziko vzniku kontrastní nefropatie nebo alergických reakcí je nepatrné. Ohrožení jsou pacienti s těžkou renální insuficiencí, u kterých se v souvislosti s patologicky prodlouženým poločasem eliminace této kontrastní látky může rozvíjet nefrogenní systémová fibróza. Při této nemoci dochází k fibrotizaci kůže, pojiva, svalové tkáně, srdce, plic a jater. Tato komplikace doposud nebyla prokázána u pacientů s lehkou renální insuficiencí nebo s normální funkcí ledvin (Mechl et al., 2010, s. 74).

Kontraindikací nebo omezením je i klaustrofobie, první trimestr těhotenství, velké tetování v zájmové oblasti nebo ušní implantáty a naslouchadla (Sedlár et al., 2014, s. 104).

U standardní magnetické rezonance nejsme schopni zobrazit tekoucí krev, protože je kvůli vyprázdňnému toku (flow voidu) asignální. Východiskem je angiografie za použití

magnetické rezonance (MRA). Základem MR angiografie jsou specifické metody, které nám umožňují utlumit magnetické pole statických struktur v blízkosti tepny, v důsledku čehož se zvýrazní signál proudící krve. Na výsledném obrazu můžeme pozorovat světlé (hypersignální) tepny na tmavém pozadí (Nekula, Chmelová, 2007, s. 28). Zásadní výhodou MR angiografie je nulová radiační zátěž pacienta a použití relativně bezpečných kontrastních látek, které nejsou velkou zátěží pro ledviny a jejich podání není spojeno s častým výskytem alergických reakcí. Chelát gadolinia je nejvíce využívanou paramagnetickou kontrastní látkou. Nevýhody tohoto vyšetření spočívají v jeho poměrně vysoké ceně, nízké dostupnosti a v nutnosti zvýšené spolupráce pacienta. V rámci MR angiografie jsme tepenné řečiště schopni zobrazit i během nativního vyšetření (Žižka, 2006, s. 93-95). K nekontrastním technikám patří time-of-flight (TOF) a phase contrast (PC). U první techniky (TOF) je k nabytí přijatelného kontrastu mezi cévami a okolím využíváno vtokového efektu nesaturovaných spinů protékajících tkáněmi, které jsou saturované radiofrekvenčními pulzy. Druhá technika (PC) zase využívá fázového posunu u spinů, které se v gradientním magnetickém poli pohybují vůči stacionárním spinům tkání. V současnosti je použití těchto metod limitováno jenom na určité oblasti tepenného řečiště (mozkové tepny a tepny výtokového traktu dolních končetin).

Nativní vyšetření tepenného řečiště pomocí MR angiografie nedosahuje takových kvalit jako zobrazení tepen za použití kontrastních technik, contrast enhanced (CEMRA). Tyto metody nahrazují nekontrastní techniky ve zbývajících oblastech cévního řečiště. Jejich velkým pozitivem je kratší čas vyšetření, větší kontrast mezi zobrazovanou tepnou a okolím a nezávislost na povaze toku krve. Díky tomu se u nich nesečkáme s artefakty napodobujícími zúžení průsvitu cévy, které jsou typické pro nekontrastní techniky. Příčinou jejich vzniku je pomalé nebo turbulentní proudění krve. Negativem je vyšší cena těchto vyšetření. Při kontrastní MR angiografii se používají již zmiňované gadoliniové paramagnetické kontrastní látky. Můžeme je rozdělit na extravaskulární a intravaskulární. K extravaskulárním náleží preparáty jako Gadovist (jednomolární) a Multihance (půlmolární). Je pro ně typické, že se po podání šíří do extravaskulárních prostorů. Díky tomu dochází za poměrně krátký časový úsek ke zhoršení kontrastu mezi cévami a okolním prostředím, zároveň můžeme pozorovat rozostření kontur vyšetřovaných cév. Z důvodu, že se rychle vylučují ledvinami, je používáme jen pro snímání dat o jejich prvním průchodu (first pass) zájmovou oblastí. Zástupcem intravaskulárních kontrastních látek je Vasovist. Tyto látky se po aplikaci reverzibilně naváží na sérový albumin, což zabraňuje jejich distribuci do extracelulárních prostorů. Zdržují se v intravaskulárních prostorech delší dobu

a v přijatelné koncentraci. Na rozdíl od extravaskulárních kontrastních látek nejsou tak rychle zpracovány ledvinami. To nám umožňuje nejen snímat data při prvním průchodu, ale jsme je schopni snímat i v ustáleném stavu (steady state). Akvizice dat v ustáleném stavu může trvat delší časový úsek. Výstupem je detailní zobrazení cévního systému včetně periferie s lepším prostorovým rozlišením (Hrdina et al., 2010, s. 32). Za pomoci této techniky jsme schopni rozlišit arteriální fázi (tepny se plní krví) a venózní fázi (žilý se plní krví). V první fázi je zhotoven srovnávací snímek bez použití kontrastu. Následně se zobrazuje arteriální fáze, nakonec fáze venózní. Konečný obraz je výsledkem subtrakce nativních a kontrastních snímků (Sedlář et al., 2014, s. 92).

K intravenózní aplikaci kontrastní látky se používá tlakový injektor. Bezprostředně po této akci pacientovi stejným způsobem podáme fyziologický roztok, který slouží k vytlačení zbytků kontrastní látky ze soustavy hadiček tlakového injektoru do vény. Proplach navíc v počátcích vyšetření zajistí normální rychlost proudění kontrastní látky. U různých přístrojů se můžeme setkat s odlišnými vyšetřovacími postupy. V první řadě se ve většině případů zobrazuje zájmová oblast nativně, načež navazuje test rychlosti krevního toku, který spočívá v podání malého množství kontrastní látky. Moderní přístroje jsou schopny monitorovat proudění kontrastní látky do vyšetřované oblasti tzv. MR skiascopií (care bolus), za jejíž pomoci spouštíme angiografickou sekvenci. Zásadní roli při vyšetřeních hraje načasování (timing) spuštění skenování za současného vstupu bolusu kontrastní látky do vyšetřované oblasti. Proudění kontrastní látky tepenným systémem můžeme pozorovat na monitoru ovládacích panelů. Obrazy rekonstruujeme za pomoci 2D, 3D a TOF (time of flight) systémů (Nekula, Chmelová, 2007, s. 29).

Při MR angiografii tepen dolních končetin je pacient uložen na zádech, horní končetiny má vzpažené nebo položené na prsou. V průběhu vyšetření používáme multikanálové body/torso/cardiac array cívky, s pomocí kterých jsme schopni pokrýt celou břišní krajinu a pánev. U vysokých pacientů nám postačí použít dvě body array cívky, které zajistí dostatečné zakrytí (Žižka et al., 2015, s. 140). MR angiografie této oblasti cévního řečiště je přínosem hlavně u pacientů s těžce kalcifikovanými stěnami cév nebo u diabetiků, které postihla diabetická nefropatie. CT angiografie je u osob trpících diabetickou nefropatií neproveditelná, protože by aplikace jodové kontrastní látky mohla přispět k progresi tohoto onemocnění (Žižka, 2006, s. 93–95). MR angiografie se dále využívá při hodnocení stenóz, okluzí, malformací, aneuryzmat a pseudoaneuryzmat tepen (Žižka et al., 2015 s. 140).



## 2 Invazivní zobrazovací metody

Invazivní zobrazování tepen je spojeno s nevyhnutelnou intervencí do cévního systému. K těmto metodám se přistupuje výhradně jen v případech, ve kterých z nějakých důvodů nemůžeme využít neinvazivní metody. Výjimkou jsou perkutánní intervenční výkony.

### 2.1 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

Digitální subtrakční angiografie je metodou vycházející ze subtrakční radiologie (její princip je stejný). V případě DSA zobrazujeme vybraný úsek cévního řečiště (Seidl et al., 2012, s. 37). Základem této metody je počítačová subtrakce (odečtení) nativního snímku, na kterém ještě nejsou cévy nasycené kontrastní látkou (tzv. maska), od snímků zhotovených po podání kontrastní látky (Kozák, 2015, s. 62). Po odečtení těchto dvou snímků zaniknou nezměněné struktury. Jedná se o objekty, které jsou zobrazené jak na nativním, tak i na kontrastním snímku. Na výsledném obraze zůstávají jen struktury, kterými se snímky odlišují. V této situaci je to kontrastní náplň cév (Seidl et al., 2012, s. 38).

V současnosti DSA pomalu ztrácí na svém diagnostickém významu, protože se pro vyšetřování cévního systému používají modernější neinvazivní metody (US, CTA, MRA). I ty však dosahují svých limitů, za těchto okolností používáme DSA i k primárně diagnostickým účelům. Standardně se DSA využívá u perkutánně intervenčních výkonů. Arteriální řečiště jsme schopni zobrazit za pomoci přímé perkutánní punkce nebo Seldingerovou katetrizační metodou. Ve většině případů se používá Seldingerova technika. Přímá perkutánní punkce se provádí jen v ojedinělých případech (Černá, Köcher, 2014, s. 248).

Při použití Seldingerovy techniky zavádíme punkční jehlu do tepenného systému. Následně pomocí punkční jehly do tepny vsuneme vodič. Po této akci vyjmeme jehlu, zatímco vodič je ponechán v tepenném řečišti. Za použití vodiče zavádíme do cílové oblasti katétr. Následuje vytažení vodiče z vnitřních prostor katétru. Dalším krokem je proplach katétru, který potom zavřeme kohoutkem. V tento moment již můžeme přistoupit k aplikaci kontrastní látky. Po ukončení arteriografie jsou odstraněny všechny nástroje a rána po vpichu je manuálně stlačována po dobu 10–15 minut. Pacient je po výkonu povinen zachovávat 8–24 hodin klidový režim na lůžku. Nejčastěji volenými vstupy pro katetrizaci jsou arteria femoralis, arteria brachialis, arteria radialis nebo arteria axillaris (Černá, Köcher, 2014, s. 248). V případě, že chceme podrobně zobrazit tepny dolních končetin, přistupujeme k selektivní katetrizaci arteria femoralis z kontralaterální strany přes bifurkaci aorty (cross

over metoda). Případně můžeme provést antegrádní vpich (vpich po proudu) do stejnostranné stehenní tepny (Černá, Köcher, 2014, s. 250).

Při DSA se primárně používají jodové kontrastní látky. Rizikovou skupinu představují pacienti s renální insuficiencí nebo s významnou alergoidní reakcí na tyto látky. V těchto případech pracujeme s gadoliniovými kontrastními látkami nebo oxidem uhličitým (Cihlář, 2007, s. 431).

Zásadním omezením DSA je vznik nežádoucích pohybových artefaktů. Vznikají v důsledku pohybu pacienta mezi načtením masky a vlastním snímkováním po podání kontrastní látky. Příčinou jejich vzniku mohou být i fyziologické pohyby spojené se srdeční činností, dýcháním nebo střevní motilitou. Dýchání a střevní motilitu jsme do jisté míry schopni ovlivnit buď farmakologicky, nebo za předpokladu, že s námi bude pacient spolupracovat. Tyto artefakty můžeme korigovat pomocí druhotné úpravy snímků. Velkým pozitivem je možnost projekce předchozích angiografických snímků do skiaskopického obrazu (shading) a tzv. road map. V rámci DSA jsme také schopni pořídít skiaskopický záznam o délce 30–60 s, který je možné znovu přehrát. Další možností je užití srovnávacího monitoru, na který můžeme uložit angiografický snímek (Kozák, 2015, s. 62).



### 3 Srovnání jednotlivých zobrazovacích metod

Všechny výše zmíněné zobrazovací metody mají svá pozitiva a negativa, stejně tak každá z nich někde dosahuje svých limitů. Tyto metody se vzájemně doplňují. Pokud je v dané situaci některá z nich neefektivní nebo nevyhovující, může být nahrazena některou další. Získáváme díky nim velice specifické obrazové informace o vyšetřované oblasti.

Dopplerovská ultrasonografie představuje nejvíce rozšířenou zobrazovací metodu pro tento druh vyšetření. K hlavním výhodám této metody patří její nízká cena a neinvazivnost. Pomocí této modality jsme schopni získat nejen morfologické informace o cévě a okolí, ale i drahocenné informace o její funkci. Velkým negativem je nedosažitelnost některých oblastí tepenného systému. I v místech, která jsou pomocí ultrazvuku zobrazitelná, vyvstávají obecné problémy, které jsou spojené s použitím této zobrazovací metody. Nejčastějšími jsou obezita a meteorismus. Tato metoda je také nějakým způsobem závislá na znalostech a dovednostech vyšetřujícího lékaře. Dalším negativem je absence dostatečného snímkové dokumentace, díky čemuž není možné zpětně hodnotit nálezy (Černá, Köcher, 2014, s. 250).

Pozitivem CTA je jistě také poměrně dobrá dostupnost tohoto vyšetření. Výhodu představuje i velmi nízká invazivita tohoto vyšetření (Ferda, 2004, s. 3). Díky tomu, že je kontrastní látka podávána intravenózně, jsme schopni toto vyšetření provádět ambulantně. Při intravenózní aplikaci klesá výskyt komplikací. Oproti Dopplerovské ultrasonografii a MRA má CTA lepší prostorovou rozlišovací schopnost. Další výhodou je možnost sledovat finální 3D obraz v kterékoli projekci. Což je přínosem hlavně u anatomicky komplikovaných nálezů na tepenném řečišti. Vedle DSA je tato metoda sice skoro neinvazivní, ale nedosahuje vysoké rozlišovací schopnosti. Při CTA navíc nejsme schopni jednotlivě zobrazit vybrané tepny a sledovat v nich krevní tok, jako je tomu u DSA. I přesto nám toto vyšetření poskytuje téměř rovnocenné diagnostické informace jako DSA. Problém nastává při posuzování menších silně kalcifikovaných tepen (bércové a koronární tepny). Kalcifikace na těchto tepnách představují překážku pro provedení i následné hodnocení tohoto vyšetření. (Černá, Köcher, 2014, s. 251). Obecnou nevýhodou CTA je radiační zátěž a potenciální komplikace při podání jodových kontrastních látek.

Další metodou, která nám umožňuje zobrazit cévní řečiště, je MRA. Zásadní výhodou je naprostá absence ionizujícího záření. Pozitivem je také fakt, že při tomto vyšetření nemusíme ve všech případech aplikovat kontrastní látku. Její podání ovšem zvyšuje kvalitu výsledného obrazu. Díky tomu, že se u kontrastního vyšetření intravenózně aplikuje jen velmi

malý objem této látky, existuje pouze nepatrná pravděpodobnost vzniku komplikací (např. nefropatie). Paramagnetické kontrastní látky jsou poměrně bezpečné. S jejich aplikací není spojené tak velké riziko vzniku alergoidních reakcí jako u jodových kontrastních látek (Černá, Köcher, 2014, s. 253). Negativem MRA je v první řadě méně kvalitní prostorové rozlišení (Hrdina et al., 2010, s. 32). Skoro nikdy nejsme při tomto vyšetření schopní pokrýt úplně celý anatomický region, podobně jako u DSA se zobrazuje jen volná část cévy. V rámci MRA nejsme schopni dokonale zobrazit malé cévy, kalcifikace se nezobrazují vůbec (Černá, Köcher, 2014, s. 253). Dalším problémem, který s sebou tento druh zobrazení nese, je nadhodnocování stenóz. Důvodem je pokles signálu v lokalitách, kde je céva zúžená nebo je zde žilní kontaminace. Při posuzování periferie tepenného systému přináší MRA podobné výsledky jako CTA. Volba metody závisí na zvyklostech pracoviště (Hrdina et al., 2010, s. 29).

Od použití DSA pro diagnostické účely se v dnešní době spíše ustupuje (Černá, Köcher, 2014, s. 248). Tato zobrazovací metoda má ve srovnání s ostatními nejlepší prostorovou rozlišovací schopnost (Černá, Köcher, 2014, s. 251). Hlavní nevýhodou je fakt, že se jedná o invazivní diagnostickou metodu. Komplikace však nastávají jen ve výjimečných případech. K jejich potlačení významně přispěl vývoj moderních technologií, které zdokonalily instrumentárium a kontrastní látky. Souhrnná incidence komplikací je 1,73 %. Pravděpodobnost vzniku komplikací se odvíjí od věku vyšetřované osoby a délky samotného výkonu. Zpravidla vznikají v místě vpichu (krvácivé stavy, trombóza, pseudoaneuryzma, arteriovenózní píštěl). V některých případech mohou nastat i komplikace systémového charakteru. Jejich vznik je spojen s podáním kontrastní látky (renální selhání, alergoidní reakce) (Černá, Köcher, 2014, s. 249). Dalším negativem je stejně jako u CTA radiační zátěž pacienta.

## Závěr

Cílem bakalářské práce bylo představit zobrazovací metody, které se uplatňují v diagnostice tepen dolních končetin.

První kapitola pojednává o neinvazivních zobrazovacích neinvazivních metodách. V této části je rozebrána ultrasonografie, výpočetní tomografie a magnetická rezonance. Je zde popsán princip jednotlivých modalit, ten je pak dán do souvislosti s vyšetřováním tepenného řečiště dolních končetin. Druhá kapitola je věnována digitální subtrakční angiografii, jakožto zástupci invazivních zobrazovacích metod. Tato metoda již v současnosti ustupuje do pozadí hlavně kvůli tomu, že jsme při ní nuceni provést přímou intervenci do tepenného systému. Ve třetí kapitole se objevuje srovnání všech zobrazovacích metod. Jsou zde popsány jejich limity, pozitiva a negativa.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny. Byly zde popsány všechny zobrazovací metody, které se používají při vyšetřování tepen dolních končetin, proběhlo i jejich srovnání.



## Referenční seznam

- [1.] BAXA, J. a J. FERDA. Význam zobrazovacích metod v prevenci kardiovaskulárních onemocnění. *Kardiologická revue*. 2013, 15(4), 224. ISSN 1212-4540.
- [2.] BAXA, Jan a kolektiv. CT angiografie břišní aorty a tepen dolních končetin (CTA DK)- možnosti optimalizace akvizičního času a redukce objemu kontrastní látky. *Česká radiologie*. 2013, 67(3), 189, 191. ISSN 1210-7883.
- [3.] BUREŠ, Jan, Jiří HORÁČEK a Jaroslav MALÝ. *Vnitřní lékařství*. 2., přeprac. A rozš. vyd. Praha: Galén, c2014. ISBN 978-80-7492-145-2.
- [4.] CIHLÁŘ, Filip a kolektiv. Digitální subtrakční angiografie s gadoliniovými kontrastními látkami a literární přehled. *Česká radiologie*. 2007, 61(4), 431-432, 435-436. ISSN 1210-7883.
- [5.] ČEŠKA, Richard, TESAŘ, Vladimír, Petr DÍTĚ a Tomáš ŠTULC, ed. *Interna*. Praha: Triton, 2010. ISBN 978-80-7387-423-0.
- [6.] DOHNALOVÁ, Dagmar. *Repetitorium patologie pro praktická cvičení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4002-6.
- [7.] ELIÁŠ, Pavel. *Dopplerovská ultrasonografie*. Hradec Králové: Nucleus HK, 1998. ISBN 80-901753-5-X.
- [8.] EDITORS, JOSEPH K. T. LEE a STUART S. SAGEL. *Computed body tomography with MRI correlation*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 078174568.
- [9.] FERDA, Jiří. *CT angiografie*. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-7262-281-1.
- [10.] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
- [11.] 11. HEŘMAN, Miroslav a kolektiv. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [12.] HRAZDIRA, Ivo. *Stručné repetitorium ultrasonografie: klinika zobrazovacích metod: lékařská fakulta Masarykovy univerzity: fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně*. Praha: Audioscan, 2003.

- [13.] HRDINA, Lukáš a kolektiv. Porovnání kvality MRA aorty a tepen dolních končetin při použití různých paramagnetických kontrastních látek. *Česká radiologie*. 2010, 64(1), 32. ISSN 1210-7883.
- [14.] CHMELOVÁ, Jana. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-221-4.
- [15.] MECHL, Marek a kolektiv. Kontraindikace a rizika vyšetření pomocí magnetické rezonance. *Česká radiologie*. 2010, 64(1), 69-70, 72-75. ISSN 1210-7883.
- [16.] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.
- [17.] NEKULA, Josef. *Klinická radiologie: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8.
- [18.] NOVOTNÝ, Josef. *Přínos postprocesingových metod vycházejících ze spirálního CT k diagnostice a léčbě cévního systému*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2008. ISBN 978-80-244-1930-5.
- [19.] PETEROVÁ, Věra. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi*. 2010, 7(2), 94. ISSN 1803-5310.
- [20.] SEDLÁŘ, Martin a kolektiv. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Brno: Masarykova univerzita, 2014. ISBN 978-80-210-7156-8.
- [21.] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [22.] VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. ISBN 80-7013-294-9.
- [23.] VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
- [24.] ŽIŽKA, Jan. Současnost MR angiografie. *Postgraduální medicína*. 2006, 8.(1), 93-95. ISSN 1212-4184.
- [25.] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-179-7.

## Seznam zkratek

AP	předozaďní
CD	kompaktní disk
CEMRA	contrast-enhanced magnetic resonance angiography
COS	kosinus
CT	výpočetní tomografie
CTA	angiografie výpočetní tomografií
DECT	dual energy computed tomography
DICOM	digital imaging and communications in medicine
DSA	digitální subtrakční angiografie
DSCT	dual source computed tomography
EKG	elektrokardiogram
HU	Hounsfieldovy jednotky
ICHDK	ischemická choroba dolních končetin
KHZ	kilohertz
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
MHz	megahertz
MIP	maximum intensity projection
MR	magnetická rezonance
MRA	angiografie magnetickou rezonancí
PA	zadopřední
PC	phase contrast
SE	spin-echo
T	Tesla
T	time
TOF	time of flight
US	ultrasonografie
VRT	volume rendering technique





## **Přílohy**

Příloha I: CTA tepen dolních končetin (MIP) .....	43
Příloha II: CTA tepen dolních končetin (VRT).....	45
Příloha III: DSA.....	47
Příloha IV: MRA tepen dolních končetin .....	48



**Příloha I: CTA tepen dolních končetin (MIP)**



*Zdroj: MUDr. Jiří Kozák*



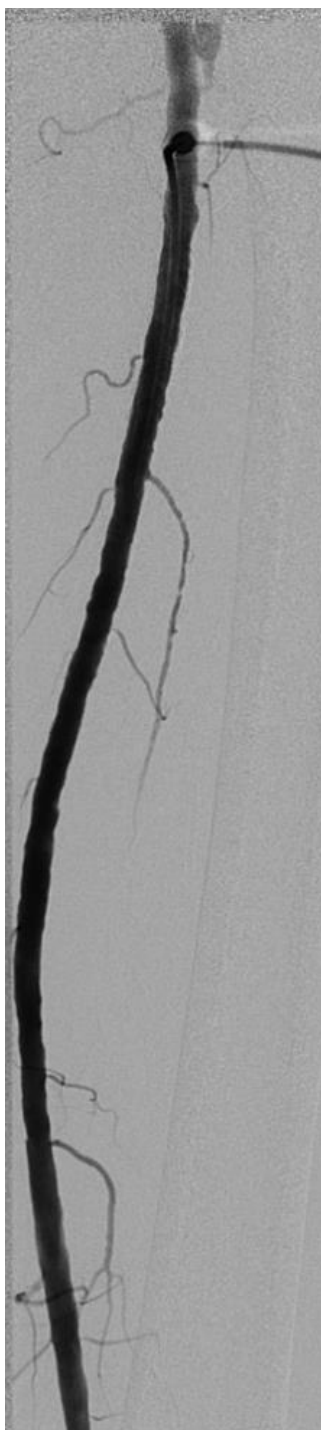
**Příloha II: CTA tepen dolních končetin (VRT)**



*Zdroj: MUDr. Jiří Kozák*



### **Příloha III: DSA**



*Zdroj: MUDr. Jiří Kozák*

## Příloha IV: MRA tepen dolních končetin



Zdroj: MUDr. Jiří Kozák