

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Monika Klimová

Zobrazovací metody tepen dolních končetin

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Olomouc 2018

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 23. dubna 2018

Podpis

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucímu bakalářské práce MUDr. Jiřímu Kozákovi za cenné rady, dobrou komunikaci, připomínky a podporu, kterou přispěl k vypracování mé bakalářské práce. Také bych chtěla poděkovat doc. MUDr. Jaroslavovi Vomáčkovi, Ph.D., MBA za poskytnutí obrázkové přílohy.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce: Zobrazovací metody tepen dolních končetin

Název práce v AJ: Imaging methods lower limb arteries

Datum zadání: 2017-05-11

Datum odevzdání: 2018-04-23

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Monika Klimová

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Oponent práce: MUDr. Vojtěch Prášil

Abstrakt v ČJ: Tato bakalářská práce se zabývá ischemickou chorobou tepen dolních končetin a uvádí její rizikové faktory, příčiny a formy. Dále se věnuje současným zobrazovacím metodám této problematiky a popisuje jejich princip, postup vyšetření a případné kontraindikace.

Abstrakt v AJ: This bachelor thesis deals with ischemic disease of the lower limb arteries, and presents its risk factors, causes and forms. Further deals with contemporary imaging methods of this issue and describes their principle, procedure of examination and possible contraindications.

Klíčová slova v ČJ: ultrasonografie, výpočetní tomografie angiografie, magnetická rezonance angiografie, digitální subtrakční angiografie, tepny dolních končetin, ischemická choroba, ateroskleróza, trombóza, embolie

Klíčová slova v AJ: ultrasonography, computed tomography, magnetic resonance, digital subtraction angiography, arteries of lower limb, ischemia, atherosclerosis, thrombosis, embolism

Rozsah: 42 stran/ 6 příloh

Obsah

Úvod	6
1 Onemocnění tepen dolních končetin	8
2 Klinické vyšetřovací metody	12
3 Neinvazivní zobrazovací metody tepen dolních končetin	14
3.1 Ultrasonografie (US)	14
3.1.1. Dopplerovská ultrasonografie	16
3.1.2 Kotníkové tlaky ABI (Ankle Brachial Index)	17
3.2 Výpočetní tomografie (CT)	17
3.2.1 CT angiografie (CTA)	19
3.2.2 CTA při ischemii tepen dolních končetin	20
3.3 Magnetická rezonance (MR)	22
3.3.1 Kontraindikace a rizika při MR vyšetření	24
3.3.2 MR angiografie (MRA)	25
3.3.3 Průběh vyšetření MRA tepen dolních končetin	27
4 Invazivní zobrazovací metody tepen dolních končetin	28
4.1 Digitální subtrakční angiografie (DSA)	28
5 Úloha radiologického asistenta při vyšetření	30
Závěr	32
Referenční seznam	33
Zkratky	36
Přílohy	38

Úvod

Choroby tepen mohou být závažným problémem pro oběhový systém, jelikož ho zásobují okysličenou krví. Nejčastější tepennou chorobou současnosti je tzv. ateroskleróza (Vokurka, 2008, s. 138). Ateroskleróza je celosvětovým problémem lidstva již po dobu několika desetiletí. Důsledkem aterosklerózy mohou vzniknout cévní choroby, jako ischemická choroba dolních končetin, ischemická choroba srdeční, tepenné aneuryzma, cévní mozková příhoda, stenóza renálních tepen atd. (Klener et al., 2012, s. 337).

Na světě je více než 8,5 miliónu lidí trpících onemocněním tepen dolních končetin. Mezi nejvíce časté rizikové faktory se řadí kouření a diabetes mellitus (Solomon a kolektiv, 2016, s. 861). U mužů a u žen po menopauze je prevalence postižení tepen dolních končetin totožná, avšak u mužů se častěji projevují klasické symptomatické klaudikace. U negroidní rasy je zase zaznamenán nižší brachiální index než u europoidní rasy, přestože byly dotyčné osoby vystaveny stejným rizikovým faktorům. Tento rozdíl může být způsoben odlišnými fyziologickými faktory (Solomon a kolektiv, 2016, s. 862). V České republice je výskyt této tepenné choroby vyšší než v některých sousedních státech (Rakousko, Německo). Z toho plyne, že by měl být kladen větší důraz na zdokonalení léčby a na menší výskyt rizikových faktorů (Klener et al., 2012, s. 338).

V diagnostice cévního systému se v současnosti uplatňují především neinvazivní zobrazovací metody. Mezi tyto zobrazovací metody patří dopplerovská ultrasonografie, angiografie pomocí výpočetní tomografie a angiografie pomocí magnetické rezonance. Jednotlivé metody jsou používány dle zobrazovaného místa, zdravotního stavu pacienta a jejich dostupnosti. Další vyšetřovací metodou je digitální subtrakční angiografie, která ale spadá do skupiny invazivních zobrazovacích metod (Heřman, 2014, s. 248).

Díky těmto informacím, lze stanovit odpověď na tyto základní otázky: Jaké jsou nejčastější postižení tepen dolních končetin? Jaká další vyšetření, kromě zobrazovacích metod, lze použít? Jaké zobrazovací metody jsou používány v angiografii nejčastěji?

V podobě položených otázek byly stanoveny hlavní cíle:

1. Cíl- Předložit poznatky o nejčastější postižení tepen dolních končetin.
2. Cíl- Předložit poznatky o klinických vyšetřeních tepen dolních končetin.
3. Cíl- Předložit poznatky o zobrazovacích metodách tepen dolních končetin.

Při tvorbě bakalářské práce byla použita tato vstupní literatura:

1. NEKULA, Josef. *Klinická radiologie: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8.
2. BRAUN, Jörg a Arno DORMANN. *Vademecum lékaře: Vyšetřovací metody: Diagnostika: Terapie: Naléhavé situace*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2000. ISBN 80-86257-10-x.
3. FERDA, Jiří. *CT angiografie*. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-7262-281-1.
4. ELIÁŠ, Pavel. *Dopplerovská ultrasonografie*. Hradec Králové: Nucleus HK, 1998. ISBN 80-901753-5-x.

Při tvorbě přehledové bakalářské práce byly v prvním kroku rešeršní činnosti využity k vyhledávání odborné literatury a článků tyto odborné databáze: Medvik, ProQuest, Pubmed, EBSCO a Google Scholar. K vyhledávání byl použit jazyk anglický a český.

Při vyhledávání v databázích v českém jazyce byla použita tato klíčová slova: ultrasonografie, výpočetní tomografie angiografie, magnetická rezonance angiografie, digitální subtrakční angiografie, tepny dolních končetin, ischemická choroba, ateroskleróza, trombóza, embolie.

Při vyhledávání v databázi v anglickém jazyce byla použita totožná klíčová slova: ultrasonography, computed tomography, magnetic resonance, digital subtraction angiography, arteries of lower limb, ischemia, atherosclerosis, thrombosis, embolism.

1 Onemocnění tepen dolních končetin

Ischemická choroba tepen dolních končetin (ICHDK)

Ischemická choroba dolních končetin se vyskytuje v chronické nebo akutní formě. S věkem populace stoupá prevalence u obou forem choroby. Postižených obyvatel, starších 50 let je v rozmezí 1-10 %, s nárůstem k 15-20 % u obyvatel ve věku nad 70 let.

Hlavními rizikovými faktory ICHDK jsou:

- Dyslipidémie
- Diabetes mellitus (především jsou postiženy bérkové tepny)
- Kouření (dominuje postižení tepen pánevních a femorálních)
- Arteriální hypertenze
- Stáří
- Mužské pohlaví

Dále také k rizikovým faktorům patří chronická renální insuficience, přítomnost zánětlivých markerů, hyperkoagulace, hyperviskozita, hyperhomocysteinémie a nedostatek lipoproteinu A (Karetová et al., 2011, s. 3).

Příčiny vzniku ICHDK:

1. Ateroskleróza

Nejčastější příčinou ICHDK bývá převážně tzv. ateroskleróza (Klener et al., 2012, s. 337). Jedná se o poškozenou intimu tepny a následný imunitně zánětlivý proces. Mechanismem vzniku aterosklerózy je zánět, jehož příčinou jsou nejčastěji oxidované lipoproteiny. Dále za vznikem zánětu stojí dyslipidémie, hypertenze, diabetes mellitus, obezita, infekce a poškození endotelu (Klener et al., 2012, s. 894). Od druhé světové války výskyt aterosklerózy značně stoupl. Důvodem je změna životního stylu, nezdravá výživa, kouření, méně pohybové aktivity a prodloužení délky života díky poklesu bakteriálních chorob (Klener et al., 2012, s. 337). Od devadesátých let minulého století u nás počet zemřelých na aterosklerózu klesá. Na snížení mortality se podílí zlepšená léčba a menší výskyt rizikových faktorů. (Klener et al., 2012, s. 338).

2. Embolie

V 70 % všech případů akutní ICHDK stojí za původem vzniku embolie. Její nejčastější příčinou je levé srdce při patologických stavech, jako je fibrilace síní, infarkt myokardu, endokarditida, chlopenní vady a aneuryzma levé komory. Až u 75 % osob postižených embolizací dolní končetiny byl v nedávné době zaznamenán akutní infarkt myokardu nebo fibrilace síní. Přibližně v 10% stojí za vznikem embolů aterosklerotický plát nebo aneuryzma

v oblasti aorty. Embolus se často zachytí v oblasti stenózy nebo v oblasti větvení tepen. Malé cholesterolové krystaly vzniklé z prasklého aterosklerotického plátu (tzv. ateroemboly) většinou embolizují i tepny malého kalibru a následně vytváří „Blue Toe Syndrome“ (tzv. obraz modrých prstů) (Češka et al., 2010, s. 183).

3. Trombóza

Přibližně ve 20 %, ze všech případů akutní ICHDK, může za vznik trombóza, která se vytvoří v místě aterosklerotické léze (stenózy). Její vinou dojde k zpomalení krevního toku až ke stázi. Za vznikem trombózy může stát i ruptura aterosklerotického plátu (Češka et al., 2010, s. 183). Klinický obraz trombózy většinou není tak závažný jako u embolie. Jelikož vzniká v ischemické oblasti, a tudíž jsou již vytvořena kolaterální řečiště (Češka et al., 2010, s. 183, 184).

Chronická tepenná ischemie dolní končetiny

Příčinou vzniku chronické formy onemocnění, bývá většinou obliterující ateroskleróza (někdy může jít o vaskulitidy nebo jiná onemocnění tepen). V tepenné stěně dochází k degenerativnímu procesu, který vede k postupnému růstu aterosklerotického plátu, jenž může na podkladě aterotrombózy způsobit kompletní uzávěr tepny.

Formy chronické ICHDK jsou:

- Asymptomatické, zachycené náhodně nebo cíleným vyšetřením nemocného s rizikovými faktory. Nicméně má nemocný i v této formě zhoršenou celkovou prognózu (vyšší kardiovaskulární morbidita i mortalita).
- Symptomatické s typickým projevem intermitentní klaudikace (zatížením svalu se projevuje jeho ischemie). Typicky se klaudikace objevuje jako trvalá, křečovitá nebo svíravá bolest v určité svalové skupině, která vzniká při zatížení nohy. Jestliže se stenóza nebo okluze nachází v oblasti pánevních tepen, může zapříčinit bolest v oblasti kyčle, hýždě nebo stehna (tzv. vysoké klaudikace) a u mužů dokonce i impotenci. Postižení ve femoro-popliteální oblasti může způsobit tzv. lýtkové klaudikace. Léze v oblasti bércoých tepen se projevuje bolestí v lýtku nebo plantární klaudikací.
- Kritická končetinová ischemie, projevující se bolestí dolní končetiny v klidu v oblasti akrální části nohy nebo náhlým vytvořením trofické léze (defekt kůže, vlhká či suchá gangréna) (Karetová et al., 2011, s. 4).

Pro správné určení symptomů ICHDK slouží dvě nejznámější klasifikace dle Fontaine a dle Rutheforda. Tyto klasifikace jsou založeny na symptomech při různé perfuzi dolní končetiny.

Klasifikace ICHDK dle Fontaina:

- I. stadium - Nejsou přítomny žádné potíže
- II. stadium - Objevují se občasné klaudikace, které se dělí na dvě skupiny:
 - A) klaudikace při vzdálenosti větší než 200m
 - B) klaudikace při vzdálenosti menší než 200m
- III. stadium - Jsou přítomny bolesti dolní končetiny v noci a v klidu
- IV. stadium - Na dolní končetině vznikají nekrózy a gangrény

Klasifikace chronické ICHDK dle Rutherforda:

- Stupeň 0
 - Kategorie 0 - asymptomatická
 - Kategorie 1 - mírné klaudikace
- Stupeň 1
 - Kategorie 2 - střední klaudikace
 - Kategorie 3 - závažné klaudikace
- Stupeň 2
 - Kategorie 4 - bolesti v klidu
- Stupeň 3
 - Kategorie 5 - mírná ischemická ulcerace
 - Kategorie 6 - závažná ischemická ulcerace či gangréna (Dieter R. et al., 2017, s. 16)

Akutní tepenná ischemie dolní končetiny

Jedná se o stav, který vzniká náhlým tepenným uzávěrem (embolie, trombóza nebo poranění tepny). Uzávěr tepny způsobí těžkou ischemii tkání, jelikož se nestihl vytvořit kolaterální oběh ani jiný kompenzační mechanismus. Brzy nastávají trvalé změny v mikrocirkulaci a riziko ztráty dolní končetiny (Klener et al., 2012, s. 338). Při akutní arteriální okluzi závisí rozsah poškození tkání nejen na samotné perfuzi, ale také na ischemické toleranci příslušné tkáně. Doba ischemické tolerance je u kůže 12 hodin, u svalů 6-8 hodin a u nervové tkáně zhruba 2-4 hodiny. Ischemické poškození svalů vyvolává sníženou svalovou koncentraci ATP (tzv. Adenosintrifosfát) a výslednou svalovou rigiditu. Společně s ischemií nervové tkáně jsou příčinou špatně pohyblivé dolní končetiny (Ludwig, Rieger, Ruppert, 2010, s. 3). Tudíž musí veškerá péče neprodleně zajistit co nejrychlejší obnovu prokrvení. Mezi traumata, která způsobí uzávěr tepny, patří nejčastěji dislokované fraktury a střelná poranění. Často nastává iatrogenní poškození arterií např. při punkcích či katetrizacích a zapříčiní trombózu. Za příčinou

může stát také embolizace, jež je způsobena fibrilací síní, nástěnnou trombózou v levé srdeční síni nebo v komoře, pravidelně také při chlopenních vadách nebo při umělých náhradách chlopní. Akutní uzávěr často způsobí i aterosklerotické pláty či aneuryzmata. Jestliže je ateroskleróza v pokročilém stádiu vyvíjejí se náhlé trombotické uzávěry. Mohl již ale vzniknout částečný kolaterální oběh a následky nejsou tudíž tak vážné, jako v předešlých případech. Ke vzniku trombózy vede i hyperviskozita, hypovolémie a hyperkoagulační stav (po operačním výkonu, při dehydrataci, šoku, polycytémii a onkologických onemocněních).

Postižení mají silnou bolest nohy, která přechází i na bēec. V periferní oblasti dolní končetiny nemocný zaznamená parestézii, bledost a chlad. Při pokročilé ischémii dochází k svalové slabosti až paralyze a ztrátě citlivosti (Klener et al., 2012, s. 338).

2 Klinické vyšetřovací metody

V současné době lze odhadnout díky klinickému vyšetření tepen dolních končetin správnou diagnózu. Celkové vyšetření je etapováno podle dostupných možností určitého pracoviště. Prvním krokem bývá vyšetření u praktického lékaře, který určí, zda se jedná o cévní onemocnění. Dalším krokem je vyšetření u specializovaného cévního lékaře, jenž určí způsob léčby. Je nutné nepodrobovat nemocného nákladným a časově náročným zobrazovacím metodám, jestliže nesmí podstoupit následnou intervenční či chirurgickou léčbu.

Anamnéza

Anamnéza je pro výsledek vyšetření velmi důležitá. Při anamnéze je nezbytné, aby byla domnívaná diagnóza i následné vyšetření přizpůsobovány nově získaným údajům. Potíže se dělí na akutní a chronické. Za akutní potíže se považuje náhlé zhoršení již přítomné bolesti nebo potíže, které neočekávaně vznikly z úplného zdraví jedince (Krajíček, 2007, s. 34). Při chronických potížích mohou být problémy stejného charakteru jako při potížích akutních, avšak doba trvání je různá, někdy i trvalá (Krajíček, 2007, s. 35).

Pohled

Většina cévních chorob, lze zaznamenat již na zevním vzhledu vyšetřovaného. Onemocnění se může projevit jak zevním postižením určitého místa, tak i chůzí či postavením (Krajíček, 2007, s. 36). Nejčastěji je zpozorována změna barvy kůže (bledost, cyanóza). Příčinou je snížené prokrvení. V oblasti kožních defektů je kůže zarudlá. V pokročilejších stádiích ischemie dolní končetiny není přítomno ochlupení, nehty nerostou nebo se lámou a často je přítomna onychomykóza. Při nejtěžších stádiích se vyskytuje nekróza, která se může infikovat i za vzniku vlhké gangrény (Češka et al., 2010, s. 175).

Palpace

Palpace by se měla provádět pečlivě a současně vlevo i vpravo. Pomocí ní se může zjistit stranové pulsově diference (oslabení nebo nepřítomnost pulsu) při stenóze nebo aneuryzmatu. S chybějící pulsací se lze setkat např. při akutním tepenném uzávěru (plát, embolus nebo trombus), obliterující ateroskleróze s významnou stenózou nebo také při atypickému průběhu tepny. Velmi obtížně se pulsace prokazuje u edému (Braun, Dormann, 2000, s. 164). Palpujeme v tříselech (a. femoralis communis), v podkolenní jámě (a. poplitea), za vnitřním koníkem (a. tibialis posterior) a v dorzální oblasti nohy (a. dorsalis pedis) (Češka et al., 2010, s. 175). Pomocí palpce se zjišťuje i teplota kůže, kdy je dolní končetina v přítomnosti uzávěru chladná.

Dále lze pohmatem zjistit hybnost kloubů nebo různé patologické útvary tepen (Krajíček, 2007, s. 38).

Auskultace tepen

Na základě poslechu lze zaznamenat cévní šelest (Krajíček, 2007, s. 38). Auskultaci provádíme v klidu, po zátěži nebo při třiminutovém přiložení manžety tonometru, kdy nastavujeme tlak nad horní hranici systolického tlaku. Diferenciální diagnózu cévních šelestů zaznamenáváme např. při stenóze, aneuryzmatu, vinutém průběhu cév (např. hypertenze, arterioskleróza) a u arterio-venózního píštěle (lokomotivový šelest) (Braun, Dormann, 2000, s. 164). Při stenóze, lze zaregistrovat systolický šelest, jehož intenzita stoupá do určité úrovně zúžení. Při velkém zúžení intenzita zase slábne, jelikož je krevní průtok příliš malý. V přítomnosti tepenné výduti závisí šelest na její velikosti a charakteru. U arterio-venózního zkratu je šelest obvykle hrubý a rozplizlý (Krajíček, 2007, s. 38).

Polohovaná zkouška podle Ratschowa

Tato metoda slouží k posouzení stupně kompenzace uzávěru tepen dolních končetin nebo pánve. Pacient leží na zádech, dolní končetiny má kolmo zvednuté a krouží s nimi 2 minuty nebo střídá extenzi a flexi. Poté se posadí a bérce nechá volně viset. Jestliže je uzávěr tepny špatně kompenzovaný, dojde ke skvrnitému nebo difúznímu zblednutí chodidel (Braun, Dormann, 2000, s. 165).

Test kapilárního plnění

Tento test patří k nejrychlejšímu posouzení arteriální perfuze a mikrocirkulace. Tato metoda spočívá v přitlačení bříška prstu na dorsální část obou DK (dolních končetin). Po uvolnění prstu se pozoruje, za jak dlouhou dobu zmizí bledost a dolní končetiny se vrátí do stejné barvy kůže, jako je v jejich okolí. Jestliže je dolní končetina postižená, dochází k vymizení bledosti podstatně později. (Češka et al., 2010, s. 176).

Treadmill test

Metoda, při které se používá přístroj s chodícím pásem, na kterém se pacient pohybuje rychlostí 3,2 km/h nejdříve po rovině a poté se plošina zvedne o 12 °. Postižený hlásí první problém s klaudikací, maximální klaudikační vzdálenost a místo bolesti. Následně se hned změří jeho periferní arteriální tlak. Metodu nelze provádět u tepen, které nejdou stlačit např. tepny postižené mediokalcinózou nebo pacienti po chirurgických bypassech (Češka et al., 2010, s. 177).

3 Neinvazivní zobrazovací metody tepen dolních končetin

Zobrazovací metody jsou v dnešní době užitečné jak v sekundární tak v primární prevenci kardiovaskulárních onemocnění. Díky stále se zvyšující kvalitě, jsou přístroje nenahraditelné při detekci aterosklerotického postižení a jeho případné progresi, regrese či vulnerability (Baxa, Ferda, 2013, s. 224).

3.1 Ultrasonografie (US)

Jde o nejrozšířenější diagnostickou vyšetřovací metodu, díky její dobré dostupnosti a levnějšímu diagnostickému výkonu než je u CT (tzv. výpočetní tomografie) a u MR (tzv. magnetická rezonance) vyšetření. Každý ultrasonografický přístroj má vybavení dle jeho specializace. Podstatou ultrazvuku je mechanické vlnění. Jedná se o podélné mechanicko-elastické kmity. V diagnostické praxi je pravidelně používána frekvence vlnění od 1- 15 MHz. Fyzikální vlastnosti patřící ultrazvukovému vlnění:

- Rozptylování se na mikroskopických rozhraní dvou prostředí.
- Odrážení se na makroskopických rozhraních struktur s různou akustickou impedancí.
- Lámání se na rozhraní dvou prostředí, jestliže na ně nepřichází kolmo.
- Absorbce ve hmotě, kterou prochází, postupné ztrácení své energie a přeměna na teplo.

Ultrazvukové vlnění vzniká díky látkám s piezoelektrickými vlastnostmi (např. bariumtitanát, niobát olova). Jedná se o krystaly, jejichž stlačením se vytvoří na jejich povrchu elektrický potenciál. Po dopadu elektrického potenciálu na jeho povrch se krystal deformuje a po zániku proudu začne kmitat (Vomáčka, 2015 s. 38). Samotná ultrazvuková sonda, nebo-li měnič, je složena z několika piezoelektrických krystalů. Během vyšetření je nutné zajistit dobře vodivé prostředí nanesením ultrazvukového gelu mezi kontaktní plochu sondy a povrch těla pacienta (Ferda et al., 2015, s. 20). Při přiložení sondy na tělo, kde je nanesen kontaktní gel, tak dopadá podélné ultrazvukové vlnění až do tkání. Více než 99% času do sondy přichází ultrazvukové odrazy a přibližně 0,5% času proniká US vlnění do organismu (Vomáčka, 2015 s. 38).

Jestliže ultrazvukové vlnění prochází prostředím s velmi výrazným rozhraním (měkká tkáň- kost či plyn), nastane jeho úplný odraz. V opačném případě, kdy je prostředí homogenní (čirá tekutina), k odrazu vlnění vůbec nedojde. Ultrazvuková sonda dokáže určit jak intenzitu odraženého vlnění, tak vzdálenost rozhraní, která se stanoví podle doby mezi vyslaným a přijímaným vlněním. Díky získaným informacím je počítačem vyroben obraz (Ferda et al.,

2015, s. 20). US přístroj je složen z dostatečně velkého monitoru, vyšetřovacích sond s kabeláží a samotné elektronické jednotky vlastního ultrasonografu (Vomáčka, 2015, s 39).

Vyšetřovací sondy jsou děleny dle jejich konstrukce a frekvence vysílaného kmitání. Sondy rozlišujeme na:

- **Lineární**- používají se při zobrazování povrchových tkání. Vzniklý obraz je obdélníkového tvaru.
- **Konvexní**- při vyšetření dutiny břišní a pánve.
- **Sektorová**- užívá se v místech, kde je malý prostor pro vstup ultrazvukového vlnění např. mezi žebry či skrz fontanely.

Konvexní a sektorové sondy mají vějířovitý obraz. Často jsou uplatňovány i sondy **endosonografické** (transezofageální, transvaginální nebo transrektální) či **peroperační**. Pro zobrazení hluboko uložených tkání se používá nízkofrekvenční sonda (2- 5 MHz), jelikož má daleký dosah, ale malou rozlišovací schopnost. Sonda s vysokými frekvencemi (5- 15 MHz), která má vyšší rozlišení a nízký dosah, je naopak uplatňována pro zobrazení povrchových struktur.

Při ultrazvukovém vyšetření se nejčastěji používá program zvaný **B-mode**. B-mode zobrazuje dvojrozměrný řez vyšetřovaného místa v několika odstínech šedi, které určují různé intenzity odraženého vlnění. Podle tzv. echogenity (odrazivosti) objektu se stanoví hyperechogenita (světlejší tkáně), hypoechogenita (tmavší tkáně), anechogenita (oblast nevytvářející žádné odrazy) a izoechogenita (oblast se stejnou echogenitou, jako má její okolí). Jestliže vlnění dopadá na místa s velmi výrazným rozhraním (kosti, plyn), je všechno odraženo (Ferda et al., 2015, s. 20). Tudíž za objekt neproniká žádné vlnění a nastává tzv. akustický stín, který neumožňuje vyšetření hlouběji uložených tkání. V opačném případě, za anechogenními objekty dochází k akustickému zesílení. Méně užívané mody jsou **A-mode** a **M-mode**, což jsou jednorozměrná zobrazení složená z křivek znázorňujících vzdálenost a intenzitu odraženého vlnění. Využívají se především v očním lékařství nebo v kardiologii.

Mezi další ultrasonografická vyšetření se řadí **3D ultrasonografie**, pomocí níž se dá zrekonstruovat 3D obraz (v porodnictví). Při **kontrastní ultrasonografii** se používá kontrastní látka složená z mikrobublin plynu, jenž zlepšuje odraz vlnění z cév a vaskularizovaných tkání. Pomocí ní se většinou indikují např. jaterní ložiska. Dále **ultrazvuková elastografie**, která slouží k posouzení tuhosti tkání. Uplatňuje se především při diferenciaci maligních a benigních nádorů (Ferda et al., 2015, s. 21).

Výhodou ultrasonografie je její neinvazivnost, lehká přístupnost a proveditelnost. Na pacienta nemá žádné nežádoucí účinky, tudíž ji lze provést opakovaně i u těhotných žen a

děti (Červenková, 2007, s. 12). Na druhé straně je potřeba zkušenost vyšetřujícího lékaře a nemožnost zobrazit struktury nacházející se za kostí či plynem. Obtížné je i vyšetření obézních osob, jelikož v tuku dochází k vysokému rozptylu US vln (Červenková, 2007, s. 13).

3.1.1. Dopplerovská ultrasonografie

Tato ultrasonografická metoda využívá dopplerova jevu k posouzení charakteru prokrvení tkání nebo k diagnostice cévních patologií. Jako první tento jev popsal H. CH. Doppler, po němž je i nazván. Jedná se o skutečnost, kde je frekvence přijímaného zvuku vyšší, jestliže se přibližuje zdroj zvuku o konstantní frekvenci, a naopak vnímá-li pozorovatel tón o frekvenci nižší, zdroj zvuku se oddaluje. Frekvence jakéhokoli vlnění se podle Dopplerova principu při odrazu mění, jestliže se objekt pohybuje. V medicíně je tímto pohybujícím se objektem především suspenze červených krvinek. Velikost erytrocytů je ale výrazně menší než vlnová délka ultrazvukového vlnění, a proto se při vzniku dopplerovských obrazů na akustických rozhraních namísto klasického odrazu vlnění, uplatňuje Rayleighův – Tyndallův rozptyl. V praxi platí, že se frekvence vlnění zvyšuje, teče-li krev k sondě a naopak (Nekula, 2014, s. 29). Rozdíl u frekvencí vln přijímaných a vysílaných se nazývá dopplerovský frekvenční posuv. Velikost frekvenčního posuvu je přímo úměrná rychlosti krevního proudění (Eliáš, Žizka, 1998, s. 21). Mezi ultrazvukovým kmitáním a proudící krví nesmí být úhel o 90°. Při vyšetřování je užíván úhel do 60° (Ferda et al., 2015, s. 121).

Typy dopplerovského záznamu:

1. **Barevný záznam** je metoda, která běžně určuje ve více cévách najednou přibližný rozsah rychlostí a směr toku krve. Červenou barvou je vyjádřen tok k sondě a modrou barvou tok od sondy. Rychlost toku určuje jas barvy, jedná se ale o méně přesnější metodu.
2. **Spektrální záznam** je nejpřesnější metodou, při které grafickým vyjádřením určujeme rychlosti krevního toku na čase.
3. **Akustický záznam** je metodou, při které jde o převod US frekvencí v rozmezích sluchem dobře hodnotitelných. Vyšší frekvence odpovídá vyššímu tónu. Tento záznam může být pro vyšetřujícího dobrým vodítkem.

Pokud zapojíme společně s barevným mapováním toků B-mode ultrazvukového zobrazení, jedná se o duplexní ultrasonografii, zapojíme-li současně i spektrální záznam, mluvíme o triplexní US (Nekula, 2014, s. 29).

Jelikož jsou tepny dolních končetin umístěny relativně povrchově, používá se k jejich vyšetření lineární sonda o frekvenci 5- 10 MHz. Při vyšetření pacient většinou leží na zádech a

vyšetřovanou nohu má v mírné abdukci. Jenom u vyšetření popliteálních tepen je nutné, aby pacient ležel na břiše. Je doporučováno vyšetření celého tepenného úseku od proximální části až po část distální (Hrazdira, 2003, s. 100).

U artérií hodnotíme v podélné a příčné rovině jejich tloušťku a průměr, průtokovou systolickou rychlost, ateromatózní pláty a nejrůznější indexy. Při stenóze tepny platí, že se zvyšuje rychlost toku, což poznáme změnou jasu nebo změnou akustického signálu. Na tzv. Power Doppler přístrojích lze díky velké intenzitě jejich US vln nejlépe diferenciovat hypervaskularizace tvořeny drobnými tepnami (Nekula, 2014, s. 30).

3.1.2 Kotníkové tlaky ABI (Ankle Brachial Index)

Jedná se o instrumentální metodu, sloužící k přesnému vyhodnocení ischemie končetiny, při které se měří kotníkové tlaky. Pacient je vyšetřován tužkovým dopplerovským přístrojem (8MHz) jímž se detekuje zvukový signál arteriálního toku. V distální části bérce omotáme manžetu tonometru a pomocí tužkového Dopplera nalezneme tep (a. tibialis anterior a a. tibialis posterior). Nafouklá manžeta na suprasystolický tlak se pomalu vypouští, než se opět zaznamená signál na tepně. Ve stejné době se změří i systolický tlak na tepně horní končetiny a poté se oba tlaky porovnájí (ABI= systolický tlak na tepnách dolní končetiny/ systolický tlak na horní končetině) (Češka et al., 2010, s. 176, Interna). Jestliže je hodnota ABI $\leq 0,9$ určí se diagnóza ICHDK, hodnota $\leq 0,5$ znamená přítomnost kritické končetinové ischemie (Češka et al., 2010, s 177, Interna).

3.2 Výpočetní tomografie (CT)

Principem CT je digitální zpracování dat o průniku rentgenového záření v několika rovinách vyšetřovanou vrstvou (Heřman, 2014, s. 21). Rentgenka se spolu s protilehlými detektory nachází v prstencovém stojanu tzv. gantry, který díky elektromotoru umožňuje rotaci kolem vyšetřovacího stolu (Seidl et al., 2012, s. 47). Jedná se o zobrazovací metodu založenou na základě zeslabování rentgenového záření při průniku vyšetřovanou tkání (Heřman, 2014, s. 21). Zeslabený svazek rentgenového záření dopadá na detektory umístěné naproti rentgence. V detektorech je záření registrováno a převedeno na elektrický potenciál, který je odeslán a následně zpracován v počítači. CT tak vypočítá v hodnotách denzity míru zeslabení rentgenového záření v jednotlivých tkáních. Denzita se udává v Hounsfieldových jednotkách (HU), jež umožňují určit vyšetřované tkáně různého složení v rozsahu od -1000 HU po +3096HU (Vomáčka, 2015, s. 42). Pod zápornými hodnotami -1000 HU se vyskytuje

vakuum či vzduch, -50 až -100 HU je denzita tukové tkáně, 0 HU je hodnota pro vodu, 40- 80 HU odpovídá měkkým tkáním, 100- 1000 HU je hodnota pro kostní struktury. Samotné lidské oko je schopno rozlišit pouze 16 odstínů šedi, proto se k optimální prezentaci obrazu využívá modulace jasů a kontrastu (Seidl et al., 2012, s. 48). Pro lepší identifikaci lidským okem se vyšetření zobrazuje vždy jenom v určitém úseku denzitní škály (tzv. okno). Všechny denzity mimo určitou část škály jsou bílé (nad horní hranici) nebo černé (pod dolní hranici). Většinou se využívá např. okno plicní, mozkové, kostní či břišní (Ferda et al., 2015, s. 19).

Pomocí CT se zobrazuje vyšetřovaný objekt v řezech. Následně vznikne množství sousedících vrstev o rozměru 0,5-5 mm (Heřman, 2014, s. 21). Šířka vrstev je závislá na šířce detektorů. Doba, za kterou rentgenka oběhne pacienta, trvá zhruba 0,27- 1 s. Je dána typem přístroje a druhem vyšetření. Během tohoto času CT uskuteční několik stovek expozičních různých směrů a díky speciálním postupům jako je filtrovaná zpětná projekce či iterativní rekonstrukce, vznikne tomogram (Ferda et al., 2015, s. 18). Před samotným začátkem akvizice dat se převážně dělá „plánovací“ zobrazení tzv. Scanogram či Topogram (Seidl et al., 2012, s. 47). Při Scanogramu se snímá v AP (předožadní) či PA (zadopřední) projekci stacionárně, tudíž rentgenka s detektory nerotují. Poté vznikne planární snímek jako u klasického rentgenu. Tento obraz napomáhá určit začátek a konec oblasti, která se bude na těle zobrazovat.

V současnosti se už ve všech zdravotnických zařízeních nachází multidetektorové CT (MDCT), které má několik prstenců detektorů uložených vedle sebe v axiálním směru. To pomáhá k vyšetření několika tenkých řezů najednou. Jedná se o tzv. **multi-slice CT (více-řezové)**, které se dělí podle současně umožněných řezů na 4, 6, 8, 16, 64 nebo 128- sliceové (Seidl et al., 2012, s. 48). Dále existuje tzv. **spirální CT (helikální)**, u kterého zároveň rotuje rentgenka s detektory a vyšetřovací stůl s pacientem vykonává automatický posun. Přístroj je nazýván podle dráhy rentgenky, která vytváří spirálu. Vzdálenost, kterou vykoná vyšetřovací stůl mezi dvěma rotacemi rentgenky, je označována jako tzv. pitch- faktor (mm).

Další technicky vylepšené je **Dual Source a Dual Energy CT (DSCT)** neboli CT se dvěma rentgenkami. Zdokonalení spočívá na vybavení přístroje dvěma systémy rentgenka-detektor, které snímají zároveň. Zařízení obsahuje dva základní vyšetřovací programy, které poskytují jednotlivé výhody:

1. Režim, při kterém obě rentgenky snímají při shodném napětí. Následuje zrychlení a kratší doba akvizice se zkrácením časového rozlišení přibližně na 80ms.
2. Režim, při kterém obě rentgenky snímají při odlišném anodovém napětí, tudíž mohou pracovat s dvojí energií. Vzniknou dva odlišné snímky s různou denzitou.

K dokumentaci je nejvýhodnější používat formát DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), který dokáže zpracovat snímky z vyšetření přístroji od různých výrobců, aniž by ztratil informace. V současnosti se vzhledem k dorozumívání mezi různými pracovišti ukládají vyšetření i na filmy, které jsou uschovány po dobu 3 let a zálohovány převážně na optické pásky. Většinou jsou snímky z vyšetření ukládány na CD (tzv. kompaktní disk) nebo v počítači (Peterová, 2010, s. 94).

3.2.1 CT angiografie (CTA)

CT angiografie je neinvazivní metoda, která zobrazuje kardiovaskulární soustavu pomocí helikální akvizice dat a intravenózně aplikované kontrastní látky. Obsahem hodnocení může být i zhotovená 3D rekonstrukce tepenných struktur (Ferda, 2004, s. 3). Tato zobrazovací metoda hraje v posledních letech nejdůležitější roli při detekci onemocnění aorty a tepen dolních končetin. Díky technickému vývoji CTA přístrojů se zkracuje doba skenování a následně se zdokonaluje i způsob podání kontrastní látky (Baxa, 2013, s. 189).

Kontrastní látka (KL) je nezbytnou součástí při zobrazení cévního lumina. Množství aplikované KL a načasování akvizice dat závisí na fyziologických parametrech a umístění cévy (Ferda, 2004, s. 3). Nejprve se provede prekontrastní sken a poté se aplikuje většinou 80-120 ml jódové KL, rychlostí 3 ml/s, poté se provede samotné vyšetření. KL se aplikuje injektorem do kubitální žíly a prochází plicním oběhem, následně aortou a jejími větvemi (Nekula, Krupa, Kozák, Houserková, 2014, s. 37). Kinetika kontrastní látky v organismu je velmi složitá a působí na ní zejména klinické parametry vyšetřovaného (pohlaví, věk, hmotnost, povrch těla, srdeční činnost, onemocnění jater nebo ledvin) a způsob podání KL (místo, množství, rychlost, záplach). V současné době existuje metoda pro lepší synchronizaci aplikace KL a akvizice, která funguje na principu automatického spuštění a následného monitorování bolu KL (Baxa, 2013, s. 191).

Detailní obrazy tepen bez rušivých měkkých tkání nebo skeletu dostaneme subtrakčními a postprocesingovými metodami. Velmi důležité je načasování – timing, jelikož skenování musí započít těsně předtím, než se do zobrazované oblasti dostane čelo kontrastní náplně. Bolus timing a bolus tracking patří mezi základní postupy (Nekula, 2014, s. 37). U první metody nejdříve aplikujeme malé množství KL, změříme čas, kdy dojde do zobrazované oblasti a podle toho určíme zpoždění skenování. U druhé metody, která je modernější, se skenování v určeném místě spouští automaticky po dosažení určité úrovně denzity KL. Jestliže je skenování načasováno nepřesně, nevidíme ideálně artérie a může dojít ke kumulaci s vénami na skenu. U pacientů, kteří trpí zhoršenou ejekční funkcí srdce, KL zůstává déle v plicích a musí se tedy

ředit. MDCT přístroje po jediné aplikaci KL zobrazí celou délku lidského těla, čili lze uskutečnit najednou vyšetření břišní aorty a dolních končetin.

Postprocesingové metody využíváme téměř vždy, převážně MIP (z angl. maximum intensity projection) a VRT (z angl. volume rendering technique). Získáváme obraz ve 2D nebo 3D zobrazení, ve kterém můžeme posuzovat ve všech rovinách jednotlivé úseky tepen. Pokud se jedná o přesnost při hodnocení stupně stenózy, tak má CTA lepší výsledky, než MRA (MR angiografie), ale stále zaostává za katetrizační angiografií (Nekula, 2014, s. 38).

3.2.2 CTA při ischemii tepen dolních končetin

CTA patří mezi nejčastější diagnostické metody používané pro zobrazení tepen dolních končetin. (Novotný, 2008, s. 22). Při podezření ICHDK je nutné provést CTA minimálně od bifurkace aorty po oblast kotníků. Většinou se však provádí vyšetření doplněné i zobrazením abdominální aorty a jejích viscerálních větví. Pro tento typ vyšetření je nutné multidetektorové CT (MDCT). Jedno- nebo dvou- detektorové CT je nedostačující pro potřebný rozsah vyšetření s přijatelným prostorovým rozlišením (Ferda, 2004, 292). Ideální zobrazení je izotropní se submilimetrovou kolimací, jímž je možné získat i palmární a plantární tepenný oblouk. Pro 3D rekonstrukci je nutná předozadní i zadopřední projekce a přidané bočné a šikmé projekce (Ferda, 2004, s. 286). Nejvhodnější Z rozměr voxelu pro ideální prostorové rozlišení je asi 0,5-0,8 mm. Tento rozměr je vyhovující i pro zobrazení bérceových tepen. Jestliže je Z rozměr voxelu větší než 1mm, nastane již podstatné zkreslení prostorového rozlišení (Novotný, 2008, s. 23). Hlavní přínos CTA je v diagnostice stenóz a uzávěrů tepen a také v následném plánování terapie. Na přístroji lze zobrazit pacienta jak k chystanému chirurgickému výkonu, tak i k cévní intervenci.

Postprocessing vyšetření cév pánve a dolních končetin je zaměřen převážně na zobrazení typu VRT, jenž poskytuje barevná stínovaná zobrazení. Je možné použít speciální programy k upravování a automatické subtrakci kostí. Tudiž není nutné odstraňovat skelet manuálně a postup je tím urychlen. Velký problém však spočívá v častém odstranění některých artérií (např. přední tibiální tepny). Při použití druhého typu MIP je nezbytné provést subtrakci kostí. Pro zjištění stavu cévního lumina se céva musí zobrazovat v kraniokaudálním směru na axiálních řezech, například s využitím smyčky, aby nedošlo k záměně kalcifikace a lumina artérie. Postprocessingovou metodou lze využít i program pro cévní analýzu, který dokáže zhotovit řez tepnou a změření její délky.

Patofyziologické změny na CT při chronické ICHDK:

- **Arteriální stenózy-** Vyhodnocení arteriálních stenóz s plátem měkkého typu je mnohem jednodušší oproti stenóze s hrubě kalcifikovanými pláty. Jde-li o stenózy v oblasti s nadměrnými kalcifikacemi, nelze vzhledem k artefaktům počítat se spolehlivým hodnocením tepen s lumenem menším, než má tepna popliteální. Jestliže stenóza způsobuje hemodynamické změny a způsobuje nedokrvenost v periférii, vytváří se kolaterální oběh. Stenóza dále přechází v úplný uzávěr tepny a periferní tkáň prokrvuje samotný kolaterální oběh.
- **Arteriální okluze-** V tomto případě je nutné nezaměnit cévu, jež není opacifikována kontrastní látkou, za cévu nenaplněnou. Mohlo totiž dojít k nesprávnému načasování aplikace KL a akvizice.
- **Uzávěr a. iliaca-** Kolaterální oběh se tvoří podle lokalizace a velikosti cévního uzávěru. Uzávěr a. iliaca zjistíme přítomností kolaterálních oběhů v oblasti a. lumbalis a a. iliolumbalis pokračujících až do a. iliaca interna.
- **Uzávěr a. femoralis superficialis-** Jestliže je vyšetřovaný postižen proximálním uzávěrem, kolaterály jsou rozvinuty v okolí a. femoralis profunda. U distálního uzávěru se vytváří i v oblasti vasa vasorum a zapojují se i homokolaterály ze svalových větví arteria femoralis superficialis.
- **Uzávěr a. poplitea-** U vysokého uzávěru se na kolateralizaci podílí rete genus, přes něhož se kolaterály rozvíjí až do a. poplitea. Pokud jde o uzávěr v distální části, tvoří se pomocí větví a. descendens genus až po tibiofibulární trank.
- **Uzávěr aa. tibialis et a. fibularis-** V této situaci je nezbytné zhodnotit funkci všech tří bérceových tepen. Jestliže lze zobrazit i a. plantaris, arcus plantaris aa. dorsalis pedis je nutné diagnostikovat hlavní přítok krve do této oblasti (Ferda, 2004, s. 292)

U akutní formy ischémie tepen dolních končetin, slouží CTA převážně k určení nejlepšího terapeutického přístupu pro endovaskulární či chirurgický intervenční výkon. Během aplikace KL se musí brát na vědomí, že při intervenčním výkonu bude aplikována další dávka a dávat pozor, aby u vyšetřovaného nezpůsobila nefropatii.

Patofyziologické změny na CT při akutní ICHDK:

- **Akutní uzávěr preformované stenózy-** Jedná se o uzávěr vzniklý v oblasti již vyvinuté stenózy, vytvořený rupnutím plátu a následným vznikem trombózy.
- **Akutní trombóza aneuryzmatu-** Dochází k okluzi cévy většinou v aneuryzmatu a. poplitea.

- **Embolizace-** V této situaci dochází k vmetení části trombu z abdominální aorty či z levé poloviny srdce a vytvoření náhlého uzávěru tepny.
- **Disekce tepny-** Tato komplikace nastává především při endovaskulárních výkonech, kdy se uvolní část intimy a rozdělí průsvit tepny. Při postprocessingové metodě na stínované VRT rekonstrukci se tato situace zobrazí jako podélný zářez.
- **Entrapment syndrom-** Syndrom při kterém dochází k uskřinutí a. poplitea a následnému uzavření tepny. Inkarcerace však probíhá dlouhodobě, tudíž je většinou vytvořen kolaterální oběh přes rete genus (Ferda, 2004, s. 302).

Typy tepenných rekonstrukcí

Tepenné rekonstrukce se dělí podle průběhu na anatomické a extraanatomické. Anatomické rekonstrukce modelují přirozený průběh tepenného zásobení např. aortobifemorální bypass. Extraanatomické rekonstrukce vytváří naopak průběh nepřirozený, kdy se vytváří různá spojení tepenného povodí např. axilofemorální bypass nebo crossover femorofemorální bypass (Ferda, 2004, s. 304).

3.3 Magnetická rezonance (MR)

Jedná se o neustále se rozvíjející zobrazovací metodu, jež má schopnost poskytovat stále nové možnosti při diagnostice různých orgánů či oblastí. Největší výhodou MR technologie je nepřítomnost ionizujícího záření ve srovnání s jinými diagnostickými metodami, tudíž nemá žádnou radiační zátěž (Mechl et al., 2010, s. 69).

Konstrukce magnetické rezonance je zhotovena z několika částí. Mezi nejdůležitější segmenty patří:

1. Hlavní magnet- na základě něho vzniká silné statické magnetické pole B_0
2. Gradientní systém- je tvořen gradientními cívkami, které tvoří gradientní magnetická pole ve směrech x, y, z a pomáhají kódovat místo zdroje signálu
3. Radiofrekvenční systém- vysílač a přijímač tvořený z cívek, sloužící jako zdroj pro vysílání radiofrekvenčních impulzů způsobujících excitaci protonů a jako záznam signálů, jež vznikají při relaxačním stavu excitovaných částic
4. Magnetické a radiofrekvenční stínění- je součástí MR přístroje i vyšetřovny, lze díky němu zabránit nechtěnému elektromagnetickému rušení z okolí
5. Počítačový systém- slouží k výpočtu, zpracování a následnému zobrazení MR obrazu, dále také umožňuje ovládání přístroje a určení parametrů snímání (Sedlář et al., 2014, s. 96)

6. Vyšetřovací lehátko- slouží k uložení pacienta
7. Doplňující vybavení MR- přístroj na monitorování EKG (tzv. Elektrokardiogram), dýchání atd. (Nekula, Chmelová, 2007, s. 20)

Princip MR je založen na interakci mezi magnetickým polem a atomovým jádrem, jenž obsahuje tzv. spin. Atom se skládá ze tří částic: **protonů** s kladným elektrickým nábojem, **neutronů** s neutrálním el. nábojem a **elektronů** se záporným el. nábojem. Protony a neutrony se nachází v jádru atomu, zatímco elektrony v jeho obalu nebo v orbitalech obklopujících atomové jádro (Lee, 2006, s. 29). Rotace, kterou vykonávají protony kolem své vlastní osy, se nazývá **spin**. V okolí rotujícího protonu se vytváří magnetické pole tzv. magnetický moment. Magnetický moment vzniká pouze u atomových jader s lichým nukleonovým číslem (Nekula, Chmelová, 2007, s. 8). Atomové jádro vodíku obsahuje pouze jeden proton, a tudíž vodík je přirozenou volbou k MR vyšetření. Lidské tělo je navíc složeno z tkání, které obsahují převážně vodu a tuk, jejichž složkou je převážně vodík (Lee, 2006, s. 29). Vodíkové protony jsou v běžné tkáni různě rozmístěny. Důsledkem toho mají protonové osy různý směr, tím se jejich magnetické momenty vzájemně neutralizují a navenek jsou nulové. Jestliže jsou však protony postaveny do silného statického magnetického pole – B_0 , pak se rovnoběžně seřadí se siločarami magnetického pole. Jedna protonová skupina se uspořádá do paralelního stavu a druhá skupina naopak do antiparalelního stavu. Protonů nacházejících se v paralelním stavu je o něco víc (jen o 3-6 protonů), a proto vytváří malé magnetické pole. Magnetické pole také vyvolává u protonů rotační pohyb, jak kolem dlouhé osy, tak v transverzální rovině tzv. precesi. Síla statického magnetického pole B_0 se uvádí v jednotkách T (tj. Tesla) (Nekula, Chmelová, 2007, s. 8).

Jelikož je velikost magnetického momentu v tkáni oproti síle statického magnetického pole velmi malá, je problém ji zjistit. Provede-li se však změna uspořádání protonů, předáním energie elektrického impulsu o vysokých frekvencích (radiofrekvenční impuls), magnetický moment tkání se odliší a lze ho detekovat. Dojde k excitaci a osa protonu s dodanou energií se odchýlí o 90° až 180° . Tímto vychýlením vzniká tzv. **podélná magnetizace**. Vysokofrekvenční impuls má na každou rotaci jiný vliv (Nekula, Chmelová, 2007, s. 9). Zvyšuje se transverzální rotace protonů a nastává tzv. **příčná magnetizace**. Obráceně působí na podélnou rotaci, která je radiofrekvenčním impulsem utlumena. Jakmile přestane vysokofrekvenční elektrický impuls účinkovat, excitované částice se dostanou zpátky do normálu (relaxačního stavu). Podélná rotace, jež byla utlumena, se navrácí do normálního stavu a čas, při kterém se to uskuteční, je pojmenován jako čas **T1** (T= time). Čas, při kterém zaniká transverzální rotace a vrací se do desynchronizovaného klidového stavu (tzv. rozfázování), je nazýván časem **T2** (Nekula, Chmelová, 2007, s. 10).

Základní vyšetřovací postupy MR

Mezi nejpoužívanější vyšetřovací postupy patří T1 a T2 relaxační časy. Excitační impulsy se mezi relaxačními časy často opakují, tento děj je nazýván sekvence. Vyšetření, kde je sekvence používána, je nazýváno jako tzv. spin-echo sekvence (SE). Relaxace T1 a T2 jsou na sobě závislé, tudíž má podélná magnetická síla vliv na příčnou magnetizaci. Je tedy možné změřit rozdíly intenzity signálu (SI) v různých tkáních, jenž mají odlišné odstíny šedi. Toto zobrazení je tzv. T1 vážený obraz, který má poměrně krátkou relaxaci i excitaci. V případě zkrácení doby T1, zkracuje T1 relaxační dobu i KL, proto je vzniklý obraz hypersignální a světlejší. Světle zobrazena je obvykle tuková tkáň, jelikož doba relaxace trvá kratší dobu než u atomů vody.

Pro dobu T2 jsou naopak typické dlouhé časy. Čím je doba T2 delší, tím je signál silnější. U T2 zobrazení je ale totožný signál tukové tkáně a vody, což většinou způsobuje problém v interpretaci výsledných obrazů.

Mezi další používané sekvence patří speciální sekvence inversion recovery. Z těchto sekvencí je nejčastěji používán typ FLAIR, kdy je potlačen signál vody, a STIR, kdy je potlačen signál tuku (Nekula, Chmelová, 2007, s.11).

3.3.1 Kontraindikace a rizika při MR vyšetření

1. Pacienti s kovovými implantáty

Kovové implantáty mohou zapříčinit základní problémy jako zahřátí implantátu a následné popálení v místě jeho uložení, artefakty a pohyb implantátu. Implantáty se rozdělují do tří skupin:

- MR safe (bezpečné)- vůbec nereaguje s magnetickým polem
- MR conditional (bezpečné jen za určitých podmínek)- může se vyskytnout slabá interakce
- MR unsafe (nebezpečné)- implantát interaguje s magnetickým polem (Mechl et al., 2010, s. 70).

2. Pacienti s fixními ortodontickými aparáty

Ortodontista musí před vyšetřením vždy sundat z aparátu drátěné oblouky, především vyrobené z nerezavějící oceli, chromkobaltu a také transpalatinální a lingvální snímatelné oblouky. Je také povinen prověřit fixaci zámků, kroužků a přilepených retenčních drátů. Následně musí sepsat pro radiologa prohlášení, že nepředpokládá žádné problémy při kontaktu s MR. V případě, že ortodontický aparát způsobuje nevyhnutelné artefakty a není možnost

žádných alternativních vyšetření, musí být celý sejmuto. Artefaktům se ale lze vyhnout, většinou pomocí změny roviny skenování. V případě ponechání drátěných oblouků na aparátu může při MR vyšetření nastat jeho zahřívání a poškození sliznice dutiny ústní (Mechl et al., 2010, s. 72).

3. Pacienti s kardiostimulátory

Lékař musí schválit MR kompatibilitu pacientova kardiostimulátoru potvrzením s razítkem a podpisem, jenž nesmí být starší než 3 dny. Potvrzení musí obsahovat informace, že je kardiostimulátor seřízen v MR kompatibilním modu. Během vyšetření musí být pacient sledován pomocí EKG (Mechl et al., 2010, s. 73).

4. Rizika vzniku nefrogenní systémové fibrózy

Nebezpečí, která hrozí při aplikaci gadoliniových kontrastních látek (GdKL), jsou poměrně malá. Existuje pouze nízké riziko vzniku alergických reakcí a kontrastních nefropatií. U pacientů s poruchou renálních funkcí může při aplikaci GdKL nastat vzácné smrtelné onemocnění zvané nefrogenní systémová fibróza (NSF). Příznaky této nemoci jsou fibrotizace kůže, pojiva, svalové tkáně, srdce, plic a jater. Příčinou vzniku NSF bývá příliš dlouhý poločas eliminace GdKL z těla pacienta. Tudiž jsou nejvíce ohroženi pacienti postižení těžkou renální insuficiencí. U pacientů s normální renální funkcí nebo pouze slabou renální insuficiencí, není zatím NSF prokázána. Mezi nejméně rizikové GdKL patří např. gadobutrol (Gadovist), gadoteridol (ProHance) a kyselina gadoterová (Dotarem) (Mechl et al., 2010, s. 74). Aplikace GdKL se řídí pravidlem ALARA (as low as reasonably achievable), tedy podávat jenom nezbytné množství, které stačí k vyšetření (Mechl et al., 2010, s. 75).

Mezi další kontraindikace nebo omezení patří např. klaustrofobie, první trimestr těhotenství, rozsáhlé tetování na vyšetřovaném místě, ušní implantáty a naslouchadla (Sedlár et al., 2014, s. 104).

3.3.2 MR angiografie (MRA)

Díky MR angiografii lze zobrazit krevní tok na základě speciálních metod, jenž dokážou utlumit magnetické pole statických tkání kolem tepny a poté zdůraznit signál proudící krve. Důsledkem toho vznikne obraz, na kterém jsou hypersignální tepny s tmavým okolím (Nekula, Chmelová, 2007, s. 28).

Hlavní výhody při vyšetřování pomocí MRA je nepřítomnost ionizujícího záření a aplikace KL, která nezpůsobuje velkou zátěž na ledviny a není u ní častý výskyt alergie. Nejčastěji používanou paramagnetickou KL je chelát gadolinia. Mezi nevýhody patří vyšší náklady spojené s vyšetřením, nižší dostupnost a nutnost větší spolupráce pacienta.

Nativní vyšetření pomocí MRA poskytuje zobrazení tepenného systému i bez aplikace jakékoliv KL. Avšak tato technika je limitována rychlým rozvojem MR technologie (Žižka, 2006, s. 93-95). Mezi vyšetření bez použití KL patří **Time- of- Flight (TOF)** a **Phase Contrast (PC)**. Použití zmíněných nekontrastních technik je ale zredukováno jenom na určité tepenné oblasti (např. mozkové tepny nebo tepny výtokového traktu dolních končetin).

Kontrastní zobrazení tepen technikami **Contrast Enhanced (CE MRA)**, s podáváním gadoliniových paramagnetických KL, je však považováno za lepší alternativu než je nativní vyšetření. Hlavními výhodami je rychlejší průběh vyšetření s lepším kontrastem mezi tepnami a jejich okolím a redukuje výskyt artefaktů. Jediným problémem technik CEMRA je jejich vyšší finanční nákladnost. KL používané pro CEMRA jsou děleny na extravaskulární (Gadovist, Multihance) a intravaskulární (Vasovist). Extravaskulární KL se po podání distribuují do extravaskulárního prostoru, tudíž nastává po chvíli zhoršení kontrastu mezi cévami a jejich okolím. Mohou se tedy používat jenom pro získání dat z jejich prvního průchodu vyšetřovanou tkání (first pass). Intravaskulární KL se váží na sérový albumin, čímž se nedostávají do extravaskulárního prostoru. Díky tomu slouží, jak k získání informací z jejich prvního průchodu, tak i z informací v ustáleném stavu (steady state). Pomocí steady state, jež může trvat déle, lze získat kvalitní obraz cév až do periferie s detailnějším 3D rozlišením (Hrdina et al., 2010, s. 32). Technika CE MRA zvládne odlišit fázi přítoku krve do tepen (tzv. arteriální fáze) od fáze přítoku krve do žil (tzv. venózní fáze). Nejdříve se opatří snímek bez KL, následuje obraz s průtokem KL tepnami a nakonec je opatřen snímek s průtokem KL žilami. Výsledný MRA obraz je zpracován jako rozdíl obrazu bez kontrastu a obrazu s KL v tepnách a žilách (Sedlář et al., 2014, s. 92).

Samotná aplikace paramagnetické KL probíhá za pomoci tlakové stříkačky, kterou se aplikuje KL do žíly bolusem a hned poté je aplikován fyziologický roztok. Ten napomáhá dostat všechnu KL z aplikačních hadiček do žíly a chvíli udržet její normální rychlost proudění. Při vyšetření je hlavním úkolem se zaměřit na načasování (tzv. timing) začátku snímání, kdy se KL dostane aortou do zobrazovaného místa. Průběh KL se monitoruje pomocí ovládacích panelů. Pro následné zpracování obrazu slouží metody 2D a 3D TOF (Nekula, Chmelová, 2007, s. 29).

Na rozdíl od CTA, lze na MRA lehce zobrazit kalcifikované tepny. Problémem ale zůstává nadhodnocování tepenných stenóz příčinou nedostatku signálu v jejich oblasti (Hrdina et al., 2010, s. 29). Mezi nevýhody patří tedy hlavně arteficiální obrazy a pohybové artefakty. Z tohoto důvodu není MRA v porovnání s CTA a katetrizační angiografií diagnosticky dostatečně přesná (Nekula, Chmelová, 2007, s. 29).

3.3.3 Průběh vyšetření MRA tepen dolních končetin

Pacient leží na zádech s pažemi vzpaženými či položenými na prsou. K vyšetření jsou používány multikanálové body/torso/cardiac array cívky, jež kryjí celé břicho i pánev. V případě vyšetřování vysokých pacientů se používají pro postačující zakrytí dvě body array cívky. K pokrytí dolních končetin slouží multikanálová periferní končetinová cívka (Žižka et al., 2015, s. 140).

Pro vyšetření tepen dolních končetin se MRA uplatňuje především u pacientů s rozsáhlou kalcifikací ve stěnách cév nebo u pacientů trpících diabetickou nefropatií. Jelikož podání jódové KL, nutné při CTA vyšetření, může diabetickou nefropatii ještě více zhoršit (Žižka, 2006, s. 93-95). Další využití MRA je např. při diagnostice stenózy či okluze, disekcí, tepenných malformací, aneuryzmat či pseudoaneuryzmat tepen a před operačními zákroky nebo jako pooperační kontrola (Žižka et al., 2015 s. 140).

4 Invazivní zobrazovací metody tepen dolních končetin

Na základě invazivity se vyšetření arteriálního řečiště dělí na invazivní a neinvazivní. Při invazivním zobrazování tepen je nezbytný zásah do cévního řečiště. Provádí se pouze v případech, kdy nelze použít metody neinvazivní nebo při perkutánních intervenčních výkonech.

4.1 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

Digitální subtrakční angiografie je v dnešní době vybavením všech moderních angiografických přístrojů (Kozák, 2014, s. 56). Zobrazování tepen pomocí DSA je založeno na principu odečtení snímků bez KL (tzv. maska), od snímků s KL. Subtrakcí je odstraněno rušivé okolí tepen, tudíž je jejich zobrazení na snímku mnohem kvalitnější (Nejati, 2014, s.1). Získaný rentgenový obraz obsahuje pouze tepny naplněné KL, bez pozadí (Kozák, 2014, s. 57).

DSA je invazivní zobrazovací technika cévního řečiště, která se provádí na základě přímé perkutánní punkce nebo Seldingerovy techniky. V současnosti je k arteriografii používána převážně Seldingerova technika. Perkutánní punkce je prováděna pouze výjimečně (Černá, Köcher, 2014, s 248).

Samotná katetrizace Seldingerovou metodou probíhá zavedením punkční jehly do tepny. Nejčastějším vstupem je a. femoralis, ale může být zvolen i přístup přes a. brachialis, a. radialis či a. axillaris. Poté je přes punkční jehlu zaveden do tepny vodič, který je v arteriálním řečišti zanechán i po odstranění jehly. Následně se po vodiči zavádí do určité oblasti katétr. Na závěr se vodič z tepny odstraní a katétr se propláchne a zavře kohoutkem. Tím je katétr nachystán k podání KL. Po uskutečnění arteriografie je vše odstraněno a místo vpichu komprimováno alespoň 10- 15 minut. Poté musí pacient odpočívat na lůžku 8-24 hodin (Černá, Köcher, 2014, s. 248). Pokud je nutné provést detailní vyšetření, zvolí se selektivní katetrizace a. femoralis tzv. metodou cross over či antegrádním vpichem stejnostranné a. femoralis (Černá, Köcher, 2014, s. 250).

V případě, že vyšetřovaný pacient trpí alergií na jódovou KL nebo je postižen renální insuficiencí, použije se jako alternativa gadoliniová KL či oxid uhličitý (Cihlár et al., 2007, s. 431). Při aplikaci oxidu uhličitého je výhodou jak zamezení nefrotoxické a alergické reakce, tak jeho nízká cena. Nicméně je méně kontrastní než jódová a gadoliniová KL, tudíž jsou kladeny větší požadavky na postprocessing. Nevýhodou je také nebezpečí embolizace do CNS (centrální nervová soustava). V současné době je podání CO₂ (oxid uhličitý) limitováno pouze na oblast pod bránicí nebo žilní systém horních končetin. V případě podání gadoliniové KL,

nehrozí skoro žádné riziko nefrotoxického efektu a jiných nežádoucích reakcí. Běžně se aplikuje do žíly v dávce do 0,3 mmol/kg (Cihlář et al., 2007, s. 432). Dalším přínosem je zacházení s GdKL během výkonu, které je totožné jako zacházení s jódovou KL. Aplikace GdKL má však přece nějaké omezení. První limitací je problém odhadnout bezpečný objem. Druhým omezením je pořízení stejně hodnotného snímku, jako při aplikaci 300 mgI/ml lze pouze při podání 1 mmol/ml GdKL. Třetí limitací je cena GdKL, která je asi desetkrát vyšší než cena JKL (jódových kontrastních látek) a čtvrtou limitací je možnost výskytu anafylaktoidního efektu, jenž ale není častý (Cihlář et al., 2007, s. 436). Celkově lze říci, že aplikace gadoliniové KL je bezpečnější ve srovnání s jódovou KL (Cihlář et al., 2007, s. 435).

Hlavní limitací DSA jsou především pohybové artefakty, které vzniknou pohybem pacienta v době mezi provedením nativních snímků a snímků s KL. Pohybové artefakty mohou být i fyziologické např. dýchání, střevní motilita nebo činnost srdce. Dýchání a střevní motilita se může částečně ovlivnit spoluprací pacienta nebo farmakologicky. Pohybové artefakty lze také zčásti korigovat pomocí sekundární úpravy obrazu. Velkou výhodou DSA je tzv. road map, která promítá předchozí vzniklé angiografické snímky do skiaskopického obrazu. Dále je možné provést skiaskopický záznam, trvající 30- 60 s a znovu ho přehrát či provést srovnání za pomoci srovnávacího monitoru (Kozák, 2014, s. 57).

5 Úloha radiologického asistenta při vyšetření

Výpočetní tomografie

Při vyšetření pomocí CT radiologický asistent pacienta nejdříve uloží na vyšetřovací stůl tak, aby zobrazovaná oblast byla v ose kolmé na rovinu gantry. V případě nitrožilní aplikace KL, radiologický asistent zajistí flexibilní nitrožilní přístup pomocí plastické kanyly a následně k němu připojí přetlakový injektor. Zobrazování pomocí KL začne nastavením parametrů na displeji tlakového injektoru. Všechna vyšetření radiologický asistent začíná zhotovením plánovacího skenu (tzv. topogramu) vyšetřovaného místa. Poté nastaví akviziční data, jako jsou expozice, rychlost posunu stolu, kolimace a rychlost otáčky rotoru gantry o 360°. Zhotovená hrubá data následně použije k tvorbě rekonstrukčních obrazů. Vzniklé obrazy včetně rekonstrukcí nakonec radiologický asistent odešle do digitálního archivačního a komunikačního systému (Vomáčka, 2015, s. 44).

Magnetická rezonance

Při vyšetření na magnetické rezonanci radiologický asistent nejdříve zkontroluje pacientovu žádanku a dotazník, kde jsou popsány možné kontraindikace k vyšetření (Nekula, Vomáčka, 2015, s. 57). Při zobrazování tepen dolních končetin uloží radiologický asistent pacienta na záda na vyšetřovací stůl. Poté centruje na břišní etáži do úrovně vrcholu lopaty kosti kyčelní. V případě nitrožilní aplikace KL, zajistí pacientovi nitrožilní přístup a následně ho napojí na automatický injektor. Poté radiologický asistent provede lokalizační skeny a spustí vlastní vyšetření (Žižka et al, 2015, s.140).

Digitální subtrakční angiografie

Radiologický asistent by měl znát předpokládaný postup výkonu, rentgenovou anatomii, orientovat se v používaném materiálu a splnit všechny potřeby radiologa provádějícího výkon. Dále je nutné, aby věděl o možných komplikacích a dokázal na ně včas reagovat (Kozák, 2015, s. 63). Radiologický asistent musí také ovládat angiografický přístroj i injektor a znát techniku postprocessingové úpravy skiagrafického a skiaskopického obrazu. Jeho úkolem je i kontrolovat a snižovat dávku ionizujícího záření a dohlížet na správné množství aplikované kontrastní látky. Radiologický asistent je mnohdy i osobou, která pacientovi sdělí všechny důležité informace týkající se výkonu. Dále připravuje spolu se zdravotními sestrami sterilní stůl, pomáhá lékaři dezinfikovat operační pole, chystá infuzní sety a tlakový injektor, zadává do angiografického přístroje informace o pacientovi a nastavuje

patříčné parametry přístroje. V průběhu výkonu ovládá C-rameno a plní požadavky lékaře. Po výkonu provede postprocessing výsledných obrazů a následně je odešle do digitálního archivačního a komunikačního systému (Kozák, 2015, s. 64).

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo předložení dohledaných prostředků a představení současných zobrazovacích metod tepen dolních končetin.

První kapitola byla zaměřena na nejčastější onemocnění tepen dolních končetin, nazývané ischemická choroba tepen dolních končetin. V druhé kapitole bylo cílem popsat základní klinické vyšetření, jež je nezbytné provést před vyšetřením zobrazovacími metody, k určení správné diagnózy. V třetí kapitole jsou popsány různé neinvazivní zobrazovací metody. Tato část práce se zmiňuje o přístrojích, jako jsou ultrasonografie, výpočetní tomografie a magnetická rezonance a popisuje jejich princip, indikace, kontraindikace, vyšetřovací postupy a výhody či nevýhody. Poslední kapitola byla věnována poznatkům o invazivních zobrazovacích metodách tepen dolních končetin. Jsou zde popsány nejčastější metody používané k zobrazení arteriálního řečiště. Tyto zobrazovací techniky již nejsou tolik používány, ale stále se považují za velmi kvalitní metody s výborným prostorovým rozlišením.

Všechny cíle této bakalářské práce byly splněny. Byly představeny jednotlivé současně dostupné zobrazovací metody tepen dolních končetin. Všechny z nich mají své výhody i nevýhody. Zmíněné zobrazovací metody se neustále rozvíjí a zdokonalují. Jejich velký význam v diagnostice cévních onemocnění je nesporný.

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. BRAUN, Jörg a Arno DORMANN. *Vademecum lékaře: Vyšetřovací metody : Diagnostika : Terapie : Naléhavé situace*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2000. ISBN 80-86257-10-X.
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. ČERVENKOVÁ, Jana. Zobrazovací metody: Ultrasonografie. *Nemocnice*. Praha: Stapro s.r.o. pro VFN, 2007, (1), 12-13.
6. ČEŠKA, Richard, TESAŘ, Vladimír, Petr DÍTĚ a Tomáš ŠTULC, ed. *Interna*. Praha: Triton, 2010. ISBN 978-80-7387-423-0.
7. DIETER, Robert S. a kolektiv, *Critical Limb Ischemia: Acute and Chronic*. Springer International Publishing Switzerland, 2017, ISBN: 978-3-319-31989-6.
8. EDITORS, JOSEPH K.T. LEE a STUART S. SAGEL. *Computed body tomography with MRI correlation*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 0781745268.
9. ELIÁŠ, Pavel a Jan ŽIŽKA, *Dopplerovská ultrasonografie*. Hradec Králové: Nucleus HK, 1998. ISBN:80-901753-5-x.
10. FERDA, Jiří. *CT angiografie*. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-7262-281-1.
11. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
12. HEŘMAN, Miroslav a kolektiv. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
13. HRAZDIRA, Ivo. *Stručné repetitorium ultrasonografie: klinika zobrazovacích metod : lékařská fakulta Masarykovy univerzity : fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně*. Praha: Audioscan, 2003.

14. HRDINA, Lukáš a kolektiv. Porovnání kvality MRA abdominální aorty a tepen dolních končetin při použití různých paramagnetických kontrastních látek. *Česká radiologie*. 2010, **64**(1), 32. ISSN 1210-7883.
15. KARETOVÁ, Debora, Karel ROZTOČIL a Otto HERBER. *Ischemická choroba dolních končetin: doporučený diagnostický a léčebný postup pro všeobecné praktické lékaře 2011*. Praha: Společnost všeobecného lékařství ČLS JEP, Centrum doporučených postupů pro praktické lékaře, 2011. Doporučené postupy pro praktické lékaře. ISBN:978-80-86998-43-5.
16. KLENER, Pavel a kolektiv. *Vnitřní lékařství*. Čtvrté, přepracované a doplněné vydání. Na Bělidle 34, 150 00 Praha 5: Galén, 2012. ISBN 978- 80-7262-857-5.
17. KRAJÍČEK, Milan a kolektiv. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-0607-8.
18. LUDWIG, Malte, Johannes RIEGER a Volker RUPPERT. *Gefäßmedizin in Klinik und Praxis: leitlinienorientierte Angiologie, Gefäßchirurgie und interventionelle Radiologie*. 2., kompl. überarb. u. aktualisierte Aufl. Stuttgart [u.a.]: Thieme, 2010. ISBN 9783131101921.
19. MECHL, Marek a kolektiv. Kontraindikace a rizika vyšetření pomocí magnetické rezonance. *Česká radiologie*. 2010, **64**(1), 69-70, 72-75. ISSN 1210-7883.
20. NEJATI, Mansour a Hossein POURGHASSEM. Multiresolution Image Registration in Digital X-Ray Angiography with Intensity Variation Modeling. *Journal of Medical Systems* [online]. 2014, vol. 38, no. 2, s. 1-10. ISSN 0148-5598.
21. NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.
22. NEKULA, Josef., KRUPA, Petr, KOZÁK, Jiří a Dana HOUSERKOVÁ, *Klinická radiologie: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8.
23. 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.
24. PETEROVÁ, Věra. CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti. *Medicína pro praxi*. 2010, **7**(2), 94. ISSN 1803-5310.
25. SEDLÁŘ, Martin a kolektiv. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Brno: Masarykova univerzita, 2014. ISBN 978-80-210-7156-8.

26. SEIDL, Zdeněk a kolektiv. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
27. SOLOMON, Caren G., Iftikhar J. KULLO a Thom W. ROOKE. Peripheral Artery Disease. *The New England Journal of Medicine* [online]. 2016, vol. 374, no. 9, s. 861-871. ISSN 00284793.
28. VOKURKA, Martin a kolektiv. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2008. ISBN 978-80-246-1561-5.
29. VOMÁČKA, Jaroslav a kolektiv. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
30. ŽIŽKA, Jan. Současnost MR angiografie. *Postgraduální medicína*. 2006, **8**.(1.), 93-95. ISSN 1212-4184.
31. ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-179-7.

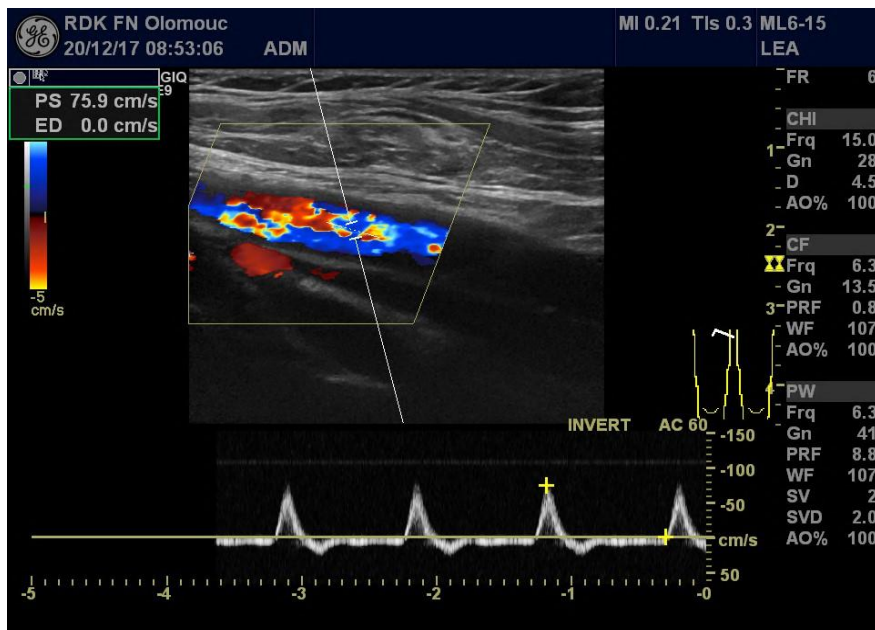
Zkratky

ABI	Ankle Brachial Index
ALARA	as low as reasonably achievable
AP	předozaďní
ATP	Adenosintrifosfát
CD	kompaktní disk
CE	Contrast Enhanced
CNS	centrální nervová soustava
CO ₂	oxid uhličitý
CT	výpočetní tomografie
CTA	výpočetní tomografie angiografie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DK	dolní končetina
DSA	digitální subtrakční angiografie
DSCT	Dual Source and Dual Energy Computed Tomography
EKG	elektrokardiogram
GdKL	gadoliniová kontrastní látka
HU	Hounsfieldovy jednotky
ICHDK	Ischemická choroba tepen dolních končetin
JKL	jódová kontrastní látka
KL	kontrastní látka
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
MHz	megahertz
MIP	maximum intensity projection
MR	magnetická rezonance
MRA	magnetická rezonance angiografie
NSF	nefrogenní systémová fibróza
PA	zadopřední
PC	Phase contrast
T	Tesla

T	Time
TOF	Time of flight
US	ultrasonografie
VRT	volume rendering technique

Přílohy

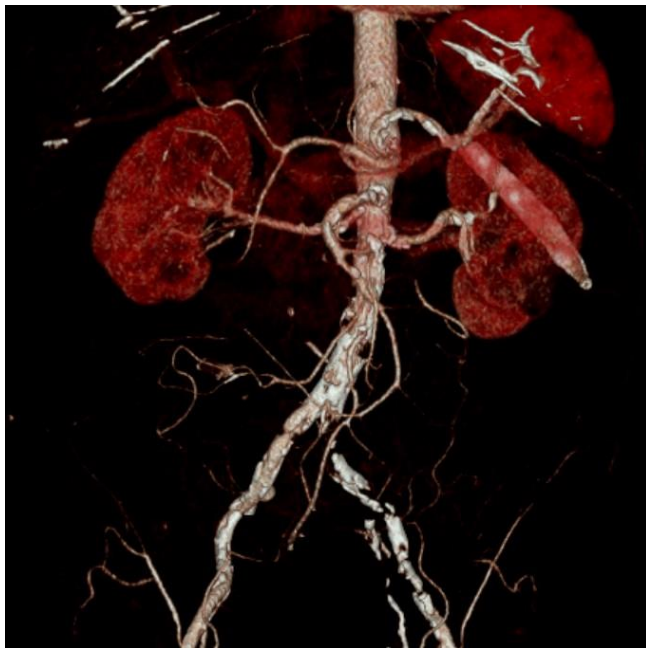
Příloha č. 1



Dopplerovská ultrasonografie- a. femoralis

Zdroj: (Copyright: FNOL)

Příloha č. 2



CTA- Kalcifikovaná ateromatóza a. iliaca communis dextra et sinistra

Zdroj: (Copyright: FNOL)

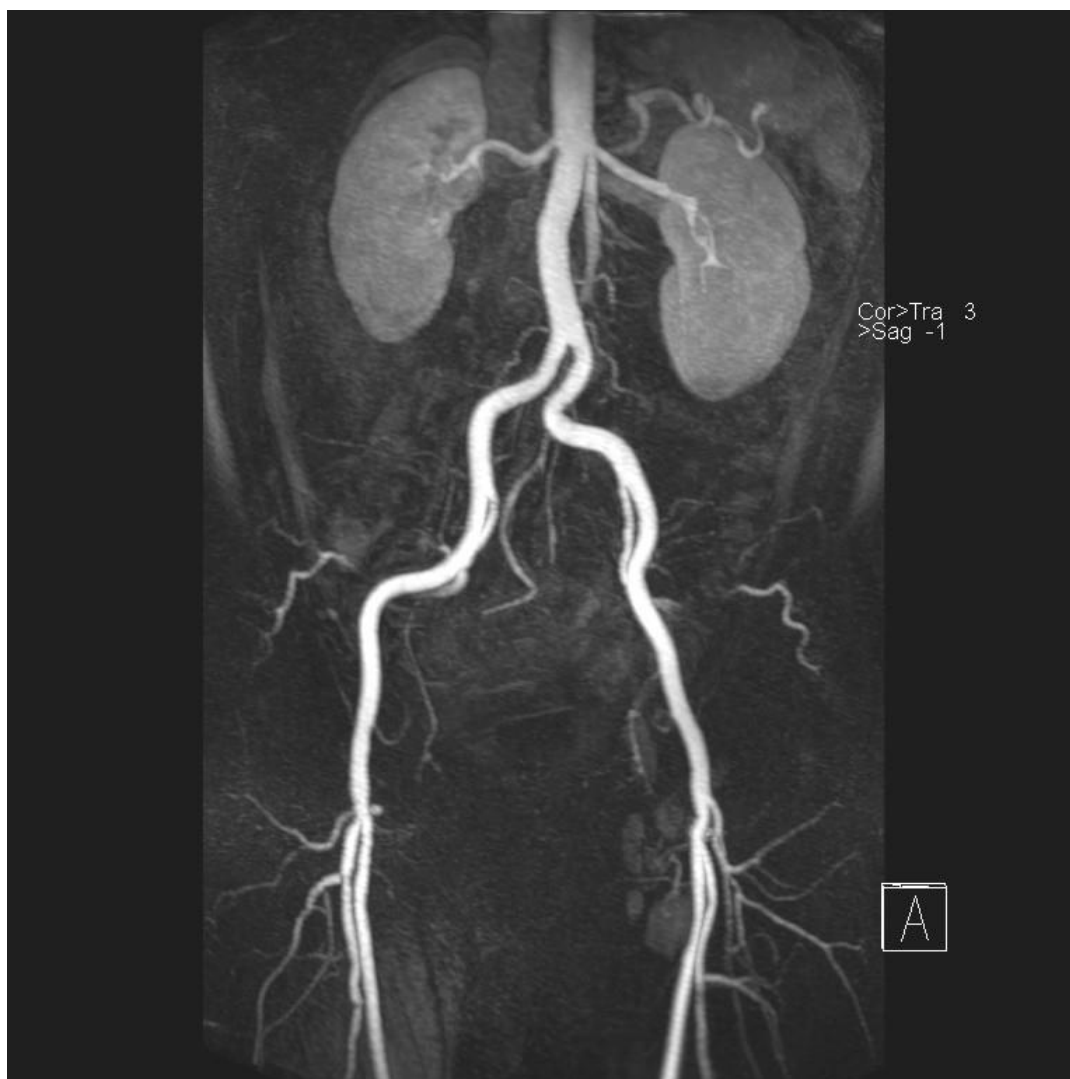
Příloha č. 3



CTA- Kalcifikovaná ateroskleróza tepen DK

Zdroj: (Copyright: FNOL)

Příloha č. 4



MRA- tepny DK

Zdroj: (Copyright: FNOL)

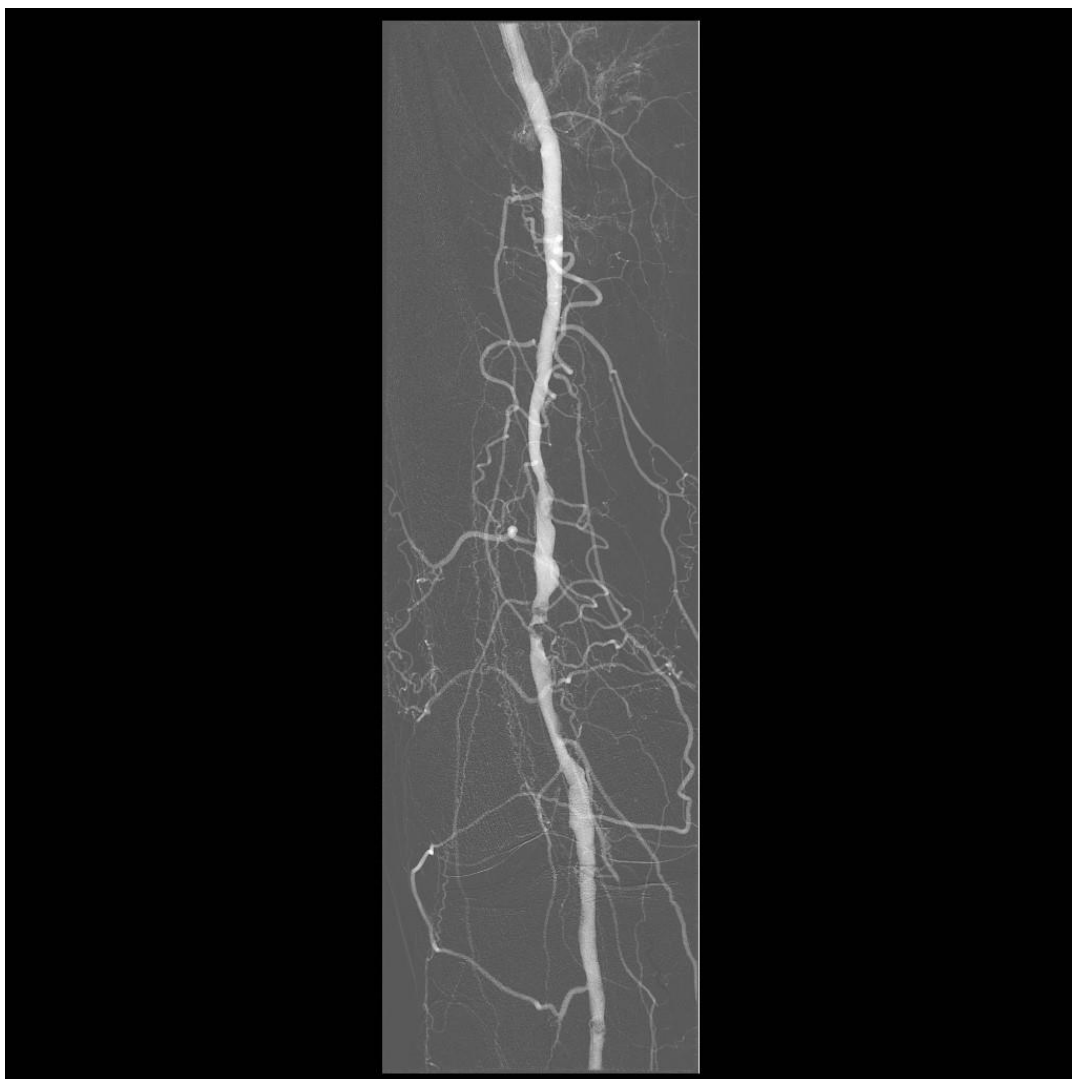
Příloha č.5



MRA- hemodynamicky nevýznamné stenózy a. femoralis

Zdroj: (Copyright: FNOL)

Příloha č. 6



DSA- a. femoralis

Zdroj: (Copyright: FNOL)