

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Tereza Fiandová

Zobrazovací metody tepen dolních končetin

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Olomouc 2024

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

Olomouc 18.dubna 2024

Děkuji MUDr. Jiřímu Kozákovi za odborné vedení bakalářské práce, cenné rady a pomoc při její tvorbě.

Anotace

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Zobrazovací metody tepen dolních končetin

Název práce: Zobrazovací metody tepen dolních končetin

Název práce v AJ: Imaging methods of lower limb arteries

Datum zadání: 2023-09-12

Datum odevzdání: 2024-04-19

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Fiandová Tereza

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Oponent práce: Mgr. Tomáš Vávra, Dis.

Abstrakt v ČJ: Bakalářská práce je zaměřena na diagnostiku tepenného systému pomocí zobrazovacích metod. Cílem je popsat princip jednotlivých metod. Dalším cílem je popsat základní anatomii tepen dolních končetin a jejich nejčastější onemocnění.

Abstrakt v AJ: This bachelor thesis is focused on the diagnosis of the arterial system using imaging methods. The aim is to describe the principle of each method. Another aim is to describe the basic anatomy of the arteries of the lower extremities and their most common diseases.

Klíčová slova v ČJ: CT angiografie, MR angiografie, digitální subtrakční angiografie, ateroskleróza, zobrazovací metody, dopplerovská ultrasonografie

Klíčová slova v AJ: CT angiography, MR angiography, digital subtraction angiography, imaging methods doppler ultrasonography

Rozsah: 37/1

Obsah

Úvod	6
Rešeršní činnosť.....	8
1 Anatomie a choroby tepen dolných končetín.....	9
1.1 Anatomie tepen dolných končetín.....	9
1.2 Vybraná onemocnění tepen dolných končetín.....	9
1.3 Klinická vyšetření tepen dolných končetín	11
2 Neinvazivní zobrazovací metody	14
2.1 Ultrasonografie	14
2.1.1 Dopplerovské zobrazení	16
2.2 Výpočetní tomografie (CT)	17
2.2.1 CT angiografie.....	19
2.3 Magnetická rezonance	21
2.3.1 MR angiografie.....	23
3 Invazivní zobrazovací metody	26
3.1 DSA	26
4 Úloha radiologického asistenta	28
Závěr.....	29
Referenční seznam.....	30
Seznam zkratok.....	33
Seznam tabulek.....	34
Seznam příloh.....	35

Úvod

Ateroskleróza je onemocnění, které je nejvíce rozšířené. Její následky jsou velice závažné, dokonce i smrtelné. Jedná se o onemocnění s pomalým průběhem jejíž vznik pramení z poškození endotelu cévy ukládáním tuků. Postupně se cévní průměr snižuje až dochází k nedostatečnému zásobení orgánů krví. Toto onemocnění má mnoho rizikových faktorů. Mezi nejvíce závažné, ale dobře ovlivnitelné patří výživa a životní styl. Dále jsou to hypertenze, kouření, zvýšená hladina cholesterolu v krvi a diabetes mellitus. Léčba aterosklerózy neexistuje, nezbývá nic jiného než předcházení jejímu vzniku. Zdraví životní styl, přestat kouřit, léčit onemocnění, jež jsou jejím rizikovým faktorem. Tímto snížíme riziko jejího vzniku (Dohnalová, 2019).

Ateroskleróza je nejvíce častou příčinou ischemické choroby dolních končetin. Toto onemocnění vede ke snížení schopnosti cévy zásobovat končetinu. V důsledku toho se začnou objevovat obtíže s tím spojené jako je například bolest až riziko ztráty končetiny (Roztočil & Piřha, 2017).

Diagnostika cévního systému pomocí radiodiagnostických zobrazovacích metod je čím dál více pokročilá. Do popředí se kvůli jejich rychlému pokroku a jejich přínosům dostávají techniky jako dopplerovská ultrasonografie, CT angiografie a MR angiografie. Než se tyto metody začali díky jejich pokroku hojně využívat používala se technika digitální subtrakční angiografie. Dnes nenachází takové využití, ale i přes to je pořád ještě ceněnou metodou, nejen při selhání předchozích metod (Heřman, 2014).

Na základě předešlých poznatků si lze stanovit následující otázky: Jaká jsou nejčastější onemocnění tepen dolních končetin? Jaké metody se pro diagnostiku onemocnění tepen dolních končetin nejvíce používají? Byly stanoveny následující cíle:

Cíl 1: Popsat základní anatomii tepen dolních končetin

Cíl 2: Popsat princip jednotlivých zobrazovacích metod

K sepsání bakalářské práce byla použita tato vstupní literatura:

Vomáčka, J., Nekula, J., & Kozák, J. (2023). *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty* (Třetí, doplněné vydání). Univerzita Palackého v Olomouci.

Malíková, H. (2022). *Základy radiologie a zobrazovacích metod* (Druhé, aktualizované vydání). Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.

Heřman, M. (2014). *Základy radiologie*. Univerzita Palackého.

Súkupová, L. (2018). *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Grada Publishing.

Musil, D. (2016). *Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin* (2., přepracované a doplněné vydání). Grada Publishing.

Rešeršní činnost

Při psaní této práce byly v prvním kroku rešeršní činnosti použity pro vyhledávání odborné literatury a článků následující databáze: Pubmed, Google Scholar. Vyhledávání bylo rozšířeno i na elektronickou databázi BOOKPORT a knihovnu Lékařské fakulty a fakulty Zdravotnických vět. Při vyhledávání byl použit český a anglický jazyk.

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

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

1 Anatomie a choroby tepen dolních končetin

1.1 Anatomie tepen dolních končetin

Břišní aorta neboli aorta abdominalis se v oblasti čtvrtého lumbálního obratle dělí na dvě párové cévy. Tyto dvě tepny jsou arteria iliaca comunis dextra et sinistra, tedy pravá a levá společná pánevní tepna. Místo rozdělení těchto tepen se nazývá bifurcatio aortae (Hajdučková et al., 2023). K větvení dochází po 5-7 cm v oblasti sakroiliakálního skloubení (křížokyčelního skloubení) se obě společné pánevní tepny, pravá i levá se rozdělují na arteria iliaca interna et externa (vnitřní a vnější kyčelní tepna) (Čihák, 2016). Arteria iliaca interna dodává živiny skoro všem orgánům malé pánve, až na část konečníku, vaječníku a vejcovodu. Z vnější pánevní tepny se stává po průchodu lacuna vasorum stehenní tepna. Tato tepna zásobuje živinami svaly stehna a kyčelního kloubu (Kachlík, 2019). Arteria femoralis čili stehenní tepna se v zákolenní jámě po průniku hiatus adductorius mění na arteria poplitea (Čihák, 2016). Zákolenní tepna se dělí na přední holenní tepnu a zadní holenní tepnu. Místo, kde se tepna rozděluje se nazývá fossa poplite neboli zákolenní jáma (Kachlík, 2019). Arteria tibialis anterior pokračuje v arterii dorsalis pedis směřující k hřbetu nohy a prstům (Hajdučková et al., 2023). Hluboké lýtkové svaly zásobuje arteria fibularis, jenž je odstupem arterie tibialis posterior (Kachlík, 2019). V oblasti bérce se dělí na arteria plantaris medialis a arteria plantaris lateralis (Čihák, 2016). Tato dvojice arterií vytváří arcus plantaris. Ten se následně dělí na plantární tepny prstů přivádějící krev prstům na noze (Hajdučková et al., 2023).

1.2 Vybraná onemocnění tepen dolních končetin

Ateroskleróza

Jedná se o nejrozšířenější onemocnění cév s velkou mírou úmrtí v souvislosti s tímto onemocněním (Bártová, 2021). Jde o onemocnění tepen, vznikající dlouhodobě v důsledku poškození vnitřní vrstvy tepen (Dohnalová, 2019). Postihuje velké a střední tepny, např. a. carotis, koronární tepny, aortu a tepny zásobující dolní končetiny (Mačák & Mačáková, 2022). U zdravých tepen je intima štíhlá, neporušená a pružná (Bártová, 2021). Změny na vnitřní stěně cévy se začínají vytvářet už v mládí. Tyto změny jsou tzv. lipidní proužky (Mačák & Mačáková, 2022). Ty jsou způsobeny ukládáním tuků, zejména LDL cholesterolu ve vnitřní vrstvě cévy. V hyalinně změněném vazivu se akumulují vápenaté soli a nastává dystrofická kalcifikace (Dohnalová, 2019). To vede k tuhosti, tvrdosti, a přitom křehkosti cévní stěny (Bártová, 2021). V důsledku těchto změn nastává progresivní zmenšení průsvitu arterií, která vede k ischemii orgánů (Dohnalová, 2019). Aorta bývá postižena aterosklerózou nejčastěji

v oblasti břišní bifurkace. Toto nazýváme centrálním typem aterosklerózy (Mačák & Mačáková, 2022). Markantní je obzvláště postižení tepen koronárních, mozkových a ledvinných (Bártová, 2021). Máme tři stupně aterosklerózy.

První stupeň: Začíná se ukládat tuk v intimě, avšak zatím nenastává proliferace vaziva. Změny jsou odstranitelné.

Druhý stupeň: Nedochozí jen k ukládání tuků, ale i k proliferaci vaziva. Vznikají ateromové pláty. Tento proces je nenávratný.

Třetí stupeň: Ateromové vředy se formují při poškození plátu, což nese riziko vývoje komplikací, jako je trombóza nad ateromovým plátem (Dohnalová, 2019).

Rozeznáváme dva druhy ateromového plátu. Stabilní pláty jsou kryté odolným pláštěm, z toho důvodu mají malé riziko komplikací. U nestabilních plátů někdy dochází k ruptuře plátu s následným vznikem komplikací v podobě trombózy a ischemie (Mačák & Mačáková, 2022). Důvod vzniku aterosklerózy není zatím objasněn, avšak jistě souvisí s metabolismem tuků (Bártová, 2021).

Ischemická choroba tepen dolních končetin

Ischemie neboli nedokrvění vzniká v důsledku zúžení nebo uzávěrem přívodné tepny. Může vzniknout kompresí cévy, uzávěrem cévy, ale i spasmem cévy (Mačák & Mačáková, 2022). Jestliže je průměr stěny tepny zúží na 70-75% stane se hemodynamicky významný (Souček & Svačina, 2019). Pokud k uzávěru tepny dojde náhle vzniká akutní ischemie. Končetina není zásobena krví a potřebnými živinami. Jestliže cévní zásobení na postižené končetině není včas obnoveno, hrozí její nenávratné poškození nebo i smrt postiženého (Roztočil & Piřha, 2017). Tento stav je závažný jak pro postiženou končetinu, tak i pro pacienta, kterého může ohrožovat na životě (Bartůněk et al., 2016). Příznakem akutního uzávěru tepny může být silná krutá bolest končetiny, bledá, chladná kůže a mravenčení až parestezie končetiny (Roztočil & Piřha, 2017).

Obvykle je ischemie způsobena embolem. Ten může pocházet nejčastěji z levého srdce, při fibrilaci síní, chlopenních vadách, infarktu myokardu. V malém množství případů je původ embolů z ateromových plátů, aneurysmat v oblasti aorty. Emboly se mohou uchytit v místě kde se céva větví anebo kde je v důsledku aterosklerotického plátu zúžená. Může vzniknout i na podkladě trombózy při úseku zúženém aterosklerózou. Proudění krve v úseku se zpomaluje až se nakonec zastaví. Další příčinou je prasknutí ateromového plátu a následná trombóza (Bartůněk et al., 2016).

Ischemická choroba dolních končetin (ICHDK) je onemocnění charakterizované částečným nebo úplným uzávěrem tepen, nejčastěji způsobeným na podkladě aterosklerózy.

Symptomy mohou zahrnovat bolest při chůzi nebo v klidu, změny vzhledu dolních končetin anebo může být onemocnění bez příznaků (Roztočil & Piřha, 2017). Obstrukce, rozvíjející se postupně na podkladě aterosklerózy má za následek atrofii tkání (Mačák & Mačáková, 2022). Mezi rizikové faktory patří vyšší věk, kouření, diabetes melitus a také vysoký krevní tlak. Většina trombóz v arteriích vzniká v souvislosti s aterosklerózou. Vývoj aterosklerózy úzce souvisí s poruchou funkce endotelu a jeho změnou na stav, který podporuje zánět a tvorbu krevních sraženin. Tromby v tepnách vznikají za podmínek vysokého krevního toku a napětí. Aterosklerotické a aterotrombotické léze obvykle vznikají na místech s poruchou krevního toku, kde dochází k turbulentnímu průtoku, což podporuje přilnutí destiček (Roztočil & Piřha, 2017).

1.3 Klinická vyšetření tepen dolních končetin

Pro pacienta je velice důležité, aby byla správně stanovená diagnóza, která je základ pro správnou léčbu a následující uzdravení pacienta (Hajdučková et al., 2023).

Anamnéza

Zjišťujeme symptomy a onemocnění, které by mohly mít za příčinu ateroskleróza. Mezi rizikové faktory patří zejména kouření, diabetes, porucha metabolismu tuků a onemocnění ledvin. Důležitým příznakem je bolest nohou při chůzi tzv. klaudikační bolest, která po odpočinku zmizí. V případě, že má pacient tyto obtíže, Podstatné je také jakou vzdálenost ujde pacient bez projevů bolesti. Klaudikační interval je vzdálenost, kterou je schopen ujít, než začne mít bolesti (Souček & Svačina, 2019).

Fyzikální vyšetření

Fyzikální vyšetření může odhalit: ztrátu pulzu, bolest při pohmatu, bledost, svalovou atrofii, chladnou, cyanotickou kůži a přítomnost cévního šelestu (Zemaitis, 2023).

Pohledem neboli inspekcí hodnotíme zejména barvu a vzhled kůže, přítomnost otoků nebo defektů. Barva se mění s polohou končetiny, kdy při svěšení končetina zčervená. Kůže může být ztenčená, suchá, bez ochlupení (Souček & Svačina, 2019).

Pohmatem posuzujeme teplotu a pulzaci na obou končetinách. Současně posuzujeme teplotu na stejném místě obou končetin, ke zjištění nestejně teploty (Souček & Svačina, 2019). Palpitace slouží i k posouzení pulzace a otoků (Hajdučková et al., 2023).

Auskultace Před vyšetřením je dobré fyzicky zatížit končetinu, aby se dal lépe vyšetřit šelest, který posloucháme v pánevní a stehenní oblasti (Roztočil & Piřha, 2017).

Polohový test, vychází z historických testů a dnes se spíše nepoužívá. Má za úkol navodit stav podobný chůzi, při které by se měla objevit klaudikační bolest. Má dvě části,

v kterých hodnotíme výkonnostní stupeň pacienta a průběh hyperemie v oblasti dolních končetin. Začínáme tím, že se pacient položí na lůžko na záda a zvedne končetiny kolmo k podložce. V této poloze, můžou končetiny zblednout, v důsledku nedokrvení. Následně začne pacient cvičit ve formě dorzoplantární flexe v intervalu 40krát za min. Hodnotíme dobu, za jak dlouho se objeví bolest podobná klaudikaci. Platí že, když pacient vydrží cvičit 2 minuty a déle, je výsledek v pořádku. Stupeň onemocnění se určuje podle doby, po kterou je pacient schopen cvičit. Po konci cvičení si pacient sedne a na lůžko s nohama dolů. Sledujeme čas, zčervenání a náplně žil zpět k normálu. Pomalejší návrat znamená významnější ischemii (Roztočil & Piřha, 2017).

ABI (ankle-brachial index)

Běžně využívaná metoda měření ABI využívá manžety tlakoměru, umístěné těsně nad kotníkem a pomocí Dopplerova ultrazvuku zaznamenává systolický krevní tlak a. tibialis posterior a a. dorsalis pedis obou nohou. Tyto tlaky jsou vyděleny nejvyšším systolickým pažním tlakem na obou končetinách k vytvoření kotníko-pažního indexu. Tuto metodu lze využít k určení budoucího rizika kardiovaskulárních onemocnění (Neumann & Kollorz, 2018).

TBI (toe-brachial index)

Pacienti, kteří mají arteriální stěny v důsledku významných komorbidit, jako je diabetes, selhání ledvin atd., mohou mít falešně zvýšené kotníkové tlaky. U těchto pacientů může TBI poskytnout přesnější posouzení. Vyšetření má nízkou míru falešně pozitivních výsledků. Nedá se však využít u některých pacientů, např. se zánětlivými lézemi (Neumann & Kollorz, 2018).

Prstová pletysmografie

Je metoda měření změn objemu tkání či orgánů. Je jednou z nejstarších metod, která se využívá i v dnešní době (Roztočil & Piřha, 2017). Měří se pomocí manžet umístěných na končetinách. Grafický záznam těchto změn se nazývá záznam objemu pulzu. Úlohou pažní manžety je obdržet neomezený srdeční příspěvek k arteriální pulzativě a je užitečná při monitorování průtoku krve v cévách (Neumann & Kollorz, 2018).

Fotopletysmografie

Jedná se o metodu, využívající světelných senzorů k měření změn v absorpci světla tkáně nebo krve. V souvislosti s ischemickou chorobou dolních umožňuje neinvazivní sledování průtoku krve cévami a může být užitečná pro diagnostiku a monitorování ischemické choroby dolních končetin (Češka, Štulc et al., 2020).

Transkutánní tenze kyslíku (TcPO₂)

Měření transkutánního tlaku kyslíku se používá pro zjištění, jak moc je okysličována kůže pomocí kapilár. Pomocí této metody jsme schopni určit prognózu hojení defektu nebo se používá pro posouzení velikosti amputace (Roztočil & Piřha, 2017).

2 Neinvazivní zobrazovací metody

Zobrazování systému cév je oblastí neustále se rozvíjející díky pokroku v technologiích. Zobrazovací metody cévního systému můžeme rozdělit, podle míry zásahu do organismu, na invazivní a neinvazivní. Dopplerovská ultrasonografie, CTA a MRA spadá do neinvazivních zobrazovacích metod. Mezi invazivní metody patří digitální subtrakční angiografie (Heřman, 2014).

2.1 Ultrasonografie

Ultrasonografie je nejčastěji využívanou zobrazovací metodou díky své dostupnosti, nízké ceně a téměř žádným vedlejším účinkům (Vomáčka et al., 2023). Ultrazvuk je mechanické vlnění o vyšší frekvenci, než je lidské ucho schopné vnímat tedy nad 20 kHz. Ultrazvuková vlna se šíří tak, že částice ve vyšetřované tkáni oscilují na zvolené frekvenci a předávají si energii (Malíková, 2022). V diagnostice používáme frekvenci od 1-18 MHz. Vakuum se ultrazvuk nešíří (Vomáčka et al., 2023). Jeho fyzikální vlastnosti zahrnují:

- Odraz – na rozhraní různých prostředí s jinou hustotou – čím je odlišnost hustot větší, tím je odraz silnější
- Rozptyl – na mikroskopických rozhraních
- Lom – nedopadá-li na rozhraní prostředí kolmo, láme se
- Absorpce při průchodu hmotou ztrácí svou energii, která se uvolňuje ve formě tepla

(Malíková, 2022).

US vlnění se šíří v cyklech, cyklus je pravidelně opakované vlnění. Frekvence ultrazvuku je množství cyklů za jednu sekundu, která se udává v hertzech (Hz) (Durila, 2021).

Zvukové vlny jsou charakterizované především frekvencí, rychlostí, vlnovou délkou a intenzitou. Rychlost zvuku v prostředí, udávaná v metrech za sekundu, je nezávislá na vlnové délce, ale mění se s vlastnostmi materiálu, jako je elasticita a hustota. Vlnová délka je vzdálenost mezi dvěma maximy kmitání a měří se v metrech (Neumann & Kollorz, 2018). Přenos ultrazvukových vln závisí na vlastnostech vyšetřovaných oblastí. Například v plynu je vzdálenost mezi jednotlivými částicemi dlouhá a přenos ultrazvuku je špatný. Naopak v husté kosti jsou jednotlivé částice blízko sebe, ale silně fixované a přenos vyžaduje více energie. Kapaliny jsou nejlepší převodníky ultrazvukových vln. Tekutinou naplněné orgány a parenchym jsou hlavní doménou ultrazvukového zobrazení. Frekvence ultrazvuku je jedním z nejdůležitějších parametrů a ovlivňuje výsledné snímky (Malíková, 2022). Průměrně se ultrazvuk v lidském těle šíří rychlostí 1540 m/s. Rychlost nezávisí na použité frekvenci, ale na odporu, který vlnění kladou tkáně. Akustická impedance vyjadřuje míru odporu pohlčené nebo

odražené vlny při průchodu určitým prostředím. Akustická rozhraní vzniká v místě kontaktu dvou médií s různými vlastnostmi šíření zvuku. Jestliže na toto rozhraní dopadají kolmo zčásti dochází k jejich odrazu a částečně postupují dále bez změny šíření (Musil, 2016).

Zdrojem ultrazvukového vlnění jsou piezoelektrické krystaly uložené v ultrazvukové sondě. Tento krystal slouží k přeměně elektrické energie na mechanickou a naopak. Když je krystal mechanicky deformován generuje elektrické napětí a naopak. Jen 0,5 % času vysílá sonda ultrazvukové vlny a asi 99,5 % stráví přijímáním vln (Vomáčka et al., 2023). Nejčastěji je používán tentýž krystal jak pro vyslání, tak pro přijetí vln. Sonda dokáže poznat intenzitu echa i délku akustického rozhraní, která je určena časem od vyslání do přijetí odraženého echa. Díky tomu jsme schopni vytvořit US obrazy (Ferda, 2015).

US signál může být produkován dvěma způsoby, kterými jsou kontinuální mód a pulzní mód. U kontinuálního módu jsou krystaly rozděleny na dvě skupiny, kdy první skupina pracuje jako vysílač, který nepřetržitě generuje US vlny. Druhá naopak neustále přijímá odražené signály. V pulzním módu jsou ty stejné krystaly chvíli přijímačem a chvíli vysílačem (Durila, 2021). Sonda vysílá ultrazvukové vlny do těla pacienta a následně zachycuje odražené signály od akustických rozhraní. Signály jsou zpracovávány k vytvoření obrazu. Intenzita odraženého vlnění závisí na rozhraní tkání, od kterých se vlna odrazí. Na velmi výrazném akustickém rozhraní např. mezi měkkou tkání a kostí, se ultrazvuková vlna téměř úplně odrazí. Homogenním prostředím ultrazvuk prochází bez odrazů (Ferda, 2015). Každý ultrazvukový přístroj má počítačovou jednotku, monitor a různé typy ultrazvukových sond. Podle tvaru emitovaných ultrazvukových vln můžeme sondy rozdělit na konvexní, lineární a sektorové. Existují také sondy pro specifická použití, např. vaginální, rektální a endoskopická (Malíková, 2022). Povrchově uložené struktury na povrchu se vyšetřují frekvencí 5 - 18 MHz. Transabdominální metodou se vyšetřuje oblast břicha a pánve za použití sond o frekvenci 1-6 MHz (Vomáčka et al., 2023).

Lineární sonda nebo také povrchová se už podle názvu používá k zobrazení struktur na povrchu těla. Tyto sondy mají vysokou frekvenci z čehož vyplývá, že poskytují velice kvalitní obraz, avšak díky vlnové délce, která je krátká, nelze zobrazit struktury uložené ve větší hloubce. Slouží k zobrazení měkkých tkání, muskuloskeletálnímu systému, systému cév a povrchových orgánů. K získání obrazu břišních orgánů, v gynekologii, urologii a také pro oblast hrudníku se používá konvexní (transabdominální) sonda. Pro zobrazení srdce, ale i dalších orgánů s horším přístupem se používá sektorová sonda. Díky své malé kontaktní ploše a nízké frekvenci je schopna malým vstupním prostorem zobrazit hlouběji uložené orgány (Durila, 2021). Před vyšetřením musíme vytvořit prostředí, kterým projde ultrazvuk bez ztráty

signálu. Toto prostředí vytvoříme pomocí gelu naneseného mezi kůži a sondu. Bez aplikace gelu by se signál nebyl schopen odrazit, protože by byl mezi sondou a kůží vzduch a vyšetřovaná oblast by se nedala zobrazit (Ferda, 2015).

Základní a zároveň nejjednodušší typ US obrazu je jednorozměrný záznam časové posloupnosti a intenzity ech signálů přenášených do tkáně. Takové zobrazení se jmenuje A-mód z angl. amplitude. V M-módu (z ang. motion) se dobře zobrazují pohyblivé struktury. Tento záznam se hojně využívá v kardiologii. Rozvinutější způsob zobrazení využívá variací bodů jasu z odražených ech. Toto zobrazení se nazývá B-mód (angl. jas) a nabízí dvojrozměrné zobrazení (Musil, 2016). Struktury se jeví jako hypoechogenní nebo hyperechogenní vzhledem k okolí. Tekutina je anechogenní tedy bez odraženého signálu (Malíková, 2022).

Limitace ultrazvuku pramení z principu ultrazvuku, kdy k rozlišení tkání potřebujeme odlišnou echogenitu zobrazovaných struktur. Poškozené tkáně se tedy musí svou echogenitou odlišovat. Další nevýhodou může být i sám pacient, v případě že je například obézní nebo nespolupracující. Nadměrný výskyt plynů ve střevě může vést k nekvalitnímu či neschopnost provést vyšetření (Malíková, 2022). Tkáně mají různou schopnost odrazit vlny, pomocí které jsme schopni vytvářet výsledný obraz. Zářivější oblasti, než okolní struktury jsou hyperechogenní, tedy více signálů se odrazí. Úplným opakem jsou hypoechogenní tkáně zobrazované ve tmavých odstínech. Cysty a duté orgány naplněné tekutinou nejsou schopny odrazení a jsou tedy anechogenní. Předměty s totožnou schopností odrážet sono jsou izoechogenní. Nejsme schopni vyšetřit orgány za markantními akustickými rozhraními, kterými jsou například kosti nebo plyn, protože tudy neprojde vyslaný signál a vnikne akustický stín (Ferda, 2015).

2.1.1 Dopplerovské zobrazení

Dopplerův jev je fyzikální jev, který popisuje změnu frekvence vlnění, jako je zvuk nebo světlo, v závislosti na relativním pohybu mezi zdrojem vlnění a pozorovatelem. Mezi přijímačem a vysílačem podléhá signál frekvenčnímu posunu v závislosti na pohybu jejich pohybu. Pokud se zdroj a pozorovatel pohybují směrem k sobě, dochází ke změně frekvence směrem nahoru. Opačně je tomu v případě kdy se zdroj a pozorovatel pohybují směrem od sebe, dochází ke změně frekvence směrem dolů. U nepohybujících struktur se ultrazvuk vrátí ke zdroji se stejnou frekvencí, se kterou byl vyslán (Musil, 2016). Jedná se o metodu, která je ekonomicky výhodná, neinvazivní a díky tomu nejlépe dostupnou pro vyšetření arterií a žil. Morfologické informace o arteriálních strukturách a jejich okolí jsou získány prostřednictvím klasického dvourozměrného B-obrazu. Pomocí dopplerovského zobrazení zjišťujeme funkční charakter vyšetřované oblasti cév, avšak má i své limitace (Heřman, 2014).

Dopplerovské zobrazení lze rozdělit do dvou základních kategorií: spektrální zobrazení, které zobrazuje rychlost krve za čas ve formě křivky a barevné zobrazení, které přibližně ukazuje rychlost a směr nebo amplitudu proudění (Malíková, 2022). Barevný záznam sice neumožní přesné zhodnocení funkce toku v cévách, ale usnadňuje orientaci v B-obrazu.

Morfologické poznatky získané z B-obrazu přináší nejen informace o tvaru a velikosti stěny tepny, ale též údaje o stavu tepny a jejím okolí, čímž se liší od angiografie. Vedle poskytnutí kvantitativních informací o oběhu krve mají funkční data též kvalitativní schopnost (Heřman, 2014). Druh barvy v barevném režimu zobrazení je závislý na toku krve v cévách vzhledem k sondě. Pokud krev poteče směrem k US vysílači, bude céva zobrazená nejčastěji červenou barvou. Pokud krev poteče opačným směrem, tedy od sondy barva bude modrá. Pomocí barevného zobrazení poznáme i rychlost proudění krve. Čím rychleji krev poteče, tím bude výsledná barva intenzivnější a naopak (Durila, 2021). Dopplerovské zobrazení barevné dělíme na: CDI (color doppler imaging) a CDE (color doppler energy) (Malíková, 2022).

Dopplerovské zobrazení spektrální můžeme rozdělit na CW (continuous wave) a PW (pulse wave). První zmíněný je jednodušší možností, při němž jsou ultrasonografické vlny nepřetržitě vysílány i přijímány. Má však nevýhodu v tom, že nerozlišíme cévy podle hloubky jejich uložení. Výhodou tohoto typu je nenáchylnost vzhledem k artefaktům, čímž umožní změřit i velké rychlosti (např. proudění za stenózou) (Malíková, 2022). Při pulzním módu jsou signály vysílány v krátkých intervalech určitou skupinou krystalů. Tyto krystaly následně fungují i jako přijímače odražených ech (Durila, 2021).

2.2 Výpočetní tomografie (CT)

Základní součástí CT přístroje je rentgenka, ve které vzniká rentgenové záření. Rentgenka je dioda s kladnou anodou a zápornou katodou. Katoda se skládá ze spirálového wolframového drátku, zahříváného žhavicím proudem. Díky žhavení se emitují elektrony, které jsou po zapojení vysokého napětí přitahovány anodou, kde se 99% energie přemění na teplo a jen 1 % na rentgenové záření. Rentgenka, která je určena pro CT je vyrobena ze sklokeramického materiálu (Vomáčka et al., 2023). Výpočetní tomografie (CT, Computed Tomography) je zobrazovací metoda využívající různé míry absorpce rtg. záření k zobrazování vnitřních struktur těla. V podstatě jde o stejný princip užívaný i u prostého snímkování. Při CT je ale pacient, nebo jeho část zobrazena v 3D rovině na rozdíl od prostého snímkování, kdy snímek je sumací struktur, takže v 2D (Malíková, 2022)

Od první konstrukce a jeho použití došlo k velkému zdokonalení v mnoha parametrech CT přístroje. Například čas otočení rentgenky okolo pacienta klesla z několika minut na

subsekundy. Také se navýšil počet řad detektorů, což vede k rychlejšímu získávání dat. Nejnovější CT detektory poskytují detailní 3D rekonstrukce ve všech rovinách (axiální, koronární, sagitální) (Súkupová, 2018). Základní myšlenka vzniku obrazu jde nejnadhěji vysvětlit na přístroji, který má jednu řadu detektorů. Zdrojem záření je rentgenka, ze které je záření pomocí clon do vějířového tvaru. šíře vějíře udává rozsah vrstvy, která má být zobrazena. Emitované záření z rentgenky po průchodu pacientem je zachyceno detektory umístěné naproti rentgence v gantry, kde je změněno na elektrické impulzy. V počítači se následně dále zpracovávají. Pro vytvoření jednoho řezu musí rentgenka okroužit vyšetřovanou oblast o 360°. Doba, za kterou tento pohyb provede se nazývá expoziční čas, který trvá mezi 0,3 – 2 sekundami. V případě modernějších zařízení netrvá déle než 1 vteřinu. Pomocí těchto informací se vytváří výsledný obraz (Heřman, 2014).

CT skener je složen ze dvou hlavních komponent: stolu a gantry. Stůl slouží k položení pacienta a také je s jeho pomocí pacient zasouván do gantry. Rentgenka a detektory jsou vůči sobě uloženy v gantry paralelně, při snímkování se rentgenka i detektory otáčí okolo pacienta. Určitý úsek těla je tak snímkován v různých směrech. Fotony prošlé skrz pacienta jsou registrovány detektory a nasbíraná data se používají na výpočet řezu. Data pro jednotlivé řezy jsou získávána postupně jeden po druhém. Tomuto typu skenování se říká sekvenční nebo také konvenční (Malíková, 2022). Druhým novějším typem je zobrazování spirální či helikální, která umožňuje kontinuální otáčení rentgenky při současném pohybu vyšetřovaného stolu spolu s pacientem. Informace získané pomocí tohoto skenování jsou na sebe navázané. Tento způsob má několik výhod od zkrácení doby vyšetření (přínosem u neklidných pacientů, můžeme podat méně kontrastní látky i.v.), přes vyšetření bez ztráty informace, až po snížení dávky (Heřman, 2014). U multidetektorových přístrojů, je mnoho detektorů poskládáno do řad. To umožňuje zachytit více dat najednou a tím snížit čas potřebný k provedení vyšetření. Nejčastěji má přístroj jednu rentgenku a soustavu detektorů, většinou 16-64 detekčních zařízení, může být ale i 4-320 detektorů (Vomáčka et al., 2023). V gantry je ukryta rentgenka, filtry umožňující filtrovat záření před projitím pacientem (flat filtr, bow-tie filtr) i po projití skrz pacienta (protirozptylová mřížka) a také je tu komplex detektorů (Súkupová, 2018).

Intenzita absorbovaného záření se udává v Hounsfieldových jednotkách, podle hustoty (denzity) struktur. Stupnice je široká od -1000 HU do +3 096HU (Vomáčka et al., 2023). Míra absorpce vody je 0 HU, struktury absorbující méně záření jsou udávány v záporných číslech, tím jsou např. tuk, plíce. Na opačném konci čili v kladných číslech, jsou útvary pohlcující více záření např. kost, kontrastní látka, parenchym (Ferda, 2015). Orgány s vyšší denzitou tedy hyperdenzní, budou na CT obraze vyobrazeny světlejší. Na druhou stranu při orgánech v nízkou

denzitou čili hypodenzní, se zobrazují tmavě. Izodenzní jsou tkáně se stejnou absorpcí záření (Heřman, 2014). Abychom byli schopni rozeznat jednotlivé struktury od sebe, volíme si určitá okna pro dané vyšetření. Protože lidské oko je schopno odlišit jen 16 odstínů šedé (Vomáčka et al., 2023).

2.2.1 CT angiografie

Zobrazování tepen pomocí CT se nazývá CT angiografie, zkratka CTA. Abychom byli schopni tepny zobrazily správně, musíme podat kontrastní látku intravenózně a současně skenovat její průběh řečištěm (Malíková, 2022). Podstatou CTA je aplikace kontrastní látky a rychlé skenování jejího postupu cévním řečištěm.

Získané údaje se zrekonstruují do dvojrozměrné nebo trojrozměrné rekonstrukce. Volume rendering technique (VRT) spadá do třidimenzionální rekonstrukce jejímž principem je barevné vykreslení objemu cévy. Její špatnou vlastností je překrytí stěny tepny kalcifikací. Do dvoudimenzionálních rekonstrukcí, které jsou zobrazeny v stupních šedi, patří multi planar reconstruction (MPR) (Češka, Štulc et al., 2020), která tepnu ukáže v koronálních, sagitálních anebo axiálních rovinách (Heřman, 2014) nebo v kterékoli rovině zobrazit lumen cévy a oblast kolem ní (Češka, Štulc et al., 2020). Využití nacházejí v měření délky cévy. Maximum intensity projection (MIP) zobrazí oblasti s nejvyšší denzitou v určité lokalitě, díky tomu jsme schopni rozlišit tepny kterými proudí KL od přilehlých struktur (Heřman, 2014).

Využívá se jako základ pro vyšetření všech druhů tepen, včetně končetinových. Pomocí této metody jsme schopni diagnostikovat mnoho různých onemocnění (Ferda, 2015). CTA umožňuje přímou anatomickou vizualizaci místa uzávěru, dokáže přesně posoudit typ a rozsah kolaterizace a podporuje přesné chirurgické plánování variantách léčby, která má být provedena (Lassandro et al., 2023). Mezi její špatné vlastnosti patří nemožnost sledovat dynamické proudění toku krve (Heřman, 2014). Nevýhodou je tedy vystavení RTG záření a možnost vzniku alergické reakce. Narušení funkce ledvin v důsledku podání jodové kontrastní látky je téměř nulové, v případě že vyšetřovaný bude dostatečně zavodněn před i po vyšetření (Češka, Štulc et al., 2020). CT angiografie má lepší prostorové rozlišení než US a MR angiografie, ale nižší prostorové rozlišení než DSA. Dnes jsou přístroje pro CTA vybaveny MDCT s 65 a více řadami detekčních systémů umožňujících zkrátit dobu vyšetření, tím i zmenšit objem aplikované kontrastní látky. Díky tomu jsem schopni provést vyšetření bez toho, aby se pacient pohnul a šetříme i jeho ledviny (Heřman, 2014).

Příprava pacienta k CTA dolních končetin

Před začátkem vyšetření potřebuje zjistit několik důležitých údajů, jimiž jsou informace o alergiích nemocného, zde se jedinec léčí s nějakým vážným onemocněním a zda má dostatečnou funkci ledvin. Také by neměl minimálně 6 hodin před vyšetřením nic jíst. Vyplnění a podepsání informovaného souhlasu o průběhu vyšetření je nedílnou součástí přípravy (Vomáčka et al., 2023). Abychom byli schopni aplikovat kontrastní látku v průběhu vyšetření, zavádíme periferní žilní vstup do kubity. Kanyla má průsvit 18-20 G (Heřman, 2014).

Průběh vyšetření

Pacient se položí na vyšetřovací stůl a vybere se vyšetřovací protokol. Poté se zhotoví topogram, neboli plánovací sken, kdy rentgenka i detektory jsou ve statické poloze a pomalu se zasouvá stůl (Ferda, 2015). Na topogramu si naplánujeme rozsah oblasti, kterou chceme zobrazit. Tato oblast by neměla být větší, než je potřeba pro zobrazení, abychom zbytečně nezatěžovali pacienta zářením (Vomáčka et al., 2023). Zásadní je dobře načasovat začátek vyšetření po aplikaci kontrastní látky. Abychom byli schopni homogenně zobrazit tepny, tak si před aplikací kontrastní látky zvolíme region, kde budeme pozorovat stoupající hodnotu denzity poté co podáme KL (Heřman, 2014).

Optimální načasování kontrastu je zásadní pro zajištění adekvátního zesílení tepen podél celého arteriálního stromu. Příliš časná akvizice způsobuje nedotčené zesílení, zatímco opožděná akvizice může způsobit žilní překrytí (Tian et al., 2024). Pro aplikaci kontrastní látky slouží tlakový injektor, který zajistí její aplikaci vyšší rychlostí, čímž jsme schopni docílit zvýšení kontrastu mezi lumen tepny a jejím obsahem (Malíková, 2022).

Spuštění nahrávání se provádí se zpožděním, podle nárůstu denzity. Jakou rychlostí poroste hodnota denzity závisí na objemu podané KL, na její koncentraci, jak rychle bude podána a kam, také je závislá na činnosti srdce (Heřman, 2014). Pro vytvoření zrekonstruovaných obrazů používáme raw data (hrubá data) (Vomáčka et al., 2023). CT lze provést hned s kontrastní látkou anebo nejprve bez kontrastní látky čili nativně pro zjištění lokalizace. Při nativním vyšetření jsme schopni například odhalit rupturu aneurysmatu aorty abdominální. V případě, že rupturu nenajdeme můžeme předcházet jejímu vzniku, a to tím způsobem, že diagnostikujeme změny na podkladě, kterých ruptura vzniká. Tyto změny se budou na výsledném obraze zobrazovat jako hypertenzní (Heřman, 2014). Po skončení samotného skenování začínáme vytvářet rekonstrukce z hrubých dat. Jak bude obraz kvalitní závisí na specifických rekonstrukčních parametrech. V dnešní době používáme princip

iterativní rekonstrukce, jež má schopnost snížit množství šumu a také zredukovat dávku záření (Vomáčka et al., 2023).

Při porovnání s dalšími vyšetřovacími metodami jako ultrazvuk a magnetická rezonance, má CT angiografie kvalitnější prostorovou rozlišovací schopnost, avšak při srovnání DSA a CTA se ukazuje že DSA má výrazně vyšší prostorovou rozlišovací schopnost (Heřman, 2014). Všechny vytvořené rekonstrukce jsou ukládány do PACS systému (Vomáčka et al., 2023).

Indikace k CT angiografii dolních končetin

Hraje nepřekonatelnou roli v oblasti vaskulárního zobrazování. Volí se jako primární zobrazovací modalita u pacientů s akutní ischemií (Lassandro et al., 2023). Mezi primární indikace pro provedení CTA je ateroskleróza a s ní spojené stavy. Dále ji podstupují pacienti před i po chirurgických rekonstrukčních zákrocích (Heřman, 2014). Pomocí CTA se běžně vyšetřují nemocní postižení ischemickou chorobou dolních končetin pro lokalizaci poškození. Dalšími indikacemi může být návrat potíží, např. uzávěr bypassu, rozvoji aterosklerózy a embolie (Karetová & Chochola, 2017).

Kontraindikace k CT angiografii

Bez podání KL nejsme schopni CTA provést, z toho důvodu je absolutní kontraindikací stav, kdy KL nesmíme podat jinak bychom ublížili pacientovi. Tímto stavem je těžká alergie na jodovou KL. Mezi relativní kontraindikace spadají různé závažné alergie v anamnéze, abnormální fungování ledviny, hypertyreóza (Malíková, 2022).

Kontrastní látky pro CTA

Kontrast je jednoduše schopnost rozlišit dva objekty. V lékařském zobrazování umožňuje od sebe odlišit a vizualizovat sousední struktury a tkáně. Zatímco specifické anatomické struktury mají díky svým fyzikálním vlastnostem přirozený kontrast, jiné jsou přirozeně špatně viditelné (Rogers, 2023). Každá struktura absorbuje rentgenové záření jinak, aplikací kontrastní látky jsme schopni zvýšit rozdíly v absorpci. KL používané pro CTA se řadí do skupiny pozitivních vodných jodových KL, které zvyšují absorpci. Tato skupina je nejvíce využívána i přes její nežádoucí účinky (Vomáčka et al., 2023).

2.3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je zobrazovací metoda, která nevyužívá ionizující záření, ale radiofrekvenčních pulzů, čímž eliminuje radiační zátěž pacienta. Tato metoda je postavena na principu vzájemné interakce mezi radiofrekvenčním magnetickým polem a magnetickými momenty atomů, které jsou uspořádány v silném homogenním statickém magnetickém poli.

Magnetická rezonance, dále jen MR, se nachází největší využití pro zobrazení měkkých tkání (Beneš et al., 2022). Pacient je uložen do silného magnetického pole, následně jsou na krátký čas do těla vyslány krátké radiofrekvenční pulzy, které mají za úkol přivést atomová jádra do excitovaného stavu. Po jejich skončení jsou zaznamenávány magnetické signály, které jsou výsledky působení magnetického pole na atomová jádra vodíku. Signály obsahující informace o vlastnostech tkání a orgánů, jsou dále zpracovány a vyhodnocovány počítačem, čímž se vytváří výsledný obraz (Vomáčka et al., 2023).

Každé jádro atomu je složeno z protonů, které mají kladný elektrický náboj a neutronů, které jsou elektricky neutrální. Protony vykonávají pohyb nazývaný se spin (rotace, kolem své osy). Spin, je základní vlastností protonů. Okolo těchto jader, obsahujících pohybující se protony, vzniká magnetické pole též magnetický moment. Jádra atomů s lichým zastoupením protonů, tento moment projevují navenek. Tento jev jde nejlépe pozorovat u atomu vodíku, který má v jádře jen jeden proton. Jeho výhoda spočívá v tom, že je více než z poloviny zastoupen v lidském těle, disponuje poměrně silným magnetickým momentem, díky čemuž lze poměrně snadno měřit (Vomáčka et al., 2023).

Protony neovlivněné magnetickým polem mají náhodně orientovaný magnetický moment. Následně, po vystavení silnému statickému magnetickému poli začne každý magnetický moment protonů vykonávat pohyb (Beneš et al., 2022). Tento pohyb se nazývá precesní a znamená, že rotuje a zároveň se otáčí okolo vlastní osy. Někdy se přirovnává k pohybu dětské káči. Toto otáčení, ale protony nevykonávají souběžně. Sice se každý proton otáčí po stejné ose, přibližně stejnou rychlostí, ale ve stejné chvíli je na jiné pozici (Vomáčka et al., 2023). Frekvence precesního pohybu závisí na síle zevního magnetického pole, tato frekvence se nazývá Larmorova frekvence. Abychom uvedly protony vodíku do excitovaného stavu, musíme jim dodat potřebnou energii. Tuto energii jim poskytneme pomocí radiofrekvenčního pulzu o frekvenci odpovídající jejich Larmorově frekvenci. Protony, po absorpci energie z radiofrekvenčního pulzu, začnou shodně vibrovat s externím magnetickým polem. Tento jev se nazývá rezonance (Malíková, 2022).

Za normálních podmínek vykonávají protony v orgánech náhodný pohyb a lidské tělo neprojevuje žádné magnetické vlastnosti (Rosina et al., 2021). Abychom byli schopni registrovat magnetický moment protonů, musíme je přesunout z jejich běžné polohy, tím že je vystavíme vysokofrekvenčnímu elektromagnetickému impulzu. Následně po skončení působení tohoto impulzu měříme dobu, za jak dlouho se protony dostanou z excitovaného stavu zpět do relaxovaného stavu (Vomáčka et al., 2023).

Zobrazované struktury na výsledném obraze, které jsou tmavších odstínů jsou označovány jako hyposignální nebo hypointenzní. Jasně oblasti, které jdou zobrazeny ve světlých odstínech, jsou nazývané hypersignální nebo hyperintenzní. Orgány nedávající žádný signál budou na výsledném obraze černá-asignální. Typický příklad pro asignální strukturu je tekoucí krev v cévě (Vomáčka et al., 2023).

Rozeznáváme tři základní sekvence zobrazení: T1, T2 a protondenzitní obraz. Protondenzitním zobrazení je závislé na množství vodíkových jader v určité zobrazované oblasti a současně potlačuje relaxaci T1 a T2. Větší množství vodíkových jader se projeví jako silnější signál a tím jasnější obraz. Rozdíl mezi T1 a T2 váženými obrazy je v délce relaxace. T2 obrazy mají delší relaxační čas než T1 a tedy nižší signál. Naopak T1 relaxují kratší dobu a jejich výsledný signál je vyšší (Malíková, 2022). Kromě těchto základních sekvencí máme i speciální jako jsou například FLAIR (potlačení vody) a STIR (potlačení tuku) (Vomáčka et al., 2023).

Pro zobrazování pomocí KL se používají T1 obrazy, při kterých je zobrazovaná struktura výsledně hypersignální. Nejdůležitější složky MR přístroje jsou silný magnet a systém anténních cívek, pomocí nichž je přenášen radiofrekvenční signál. V současné době se používají dva druhy magnetů, permanentní a supravodivý. Permanentní indukují jen slabé magnetické pole, kdežto supravodivé jsou schopny indukovat velice silné pole (Ferda, 2015).

Patří mezi nejvýznamnější diagnostické metody. MR je důležitou metodou diagnostiky, jelikož poskytuje detailní a neinvazivní zobrazení vnitřních struktur těla bez použití ionizujícího záření. (Beneš et al., 2022)

Tabulka 1 : Signály tkání dle sekvence

	T1 v.o.	T2 v.o.
Kompaktní kost, vzduch, proudící krev, kalcifikace	asignální	asignální
Staré krvácení	hyposignální	hyposignální
Subakutní krvácení	hypersignální	hypersignální
tekutina	hyposignální	hypersignální

(Vomáčka et al., 2023).

2.3.1 MR angiografie

V rámci magnetické rezonance se využívají různé techniky, které buď vyžadují, nebo nevyžadují aplikace kontrastní látky k zobrazení tepen. Tyto speciální techniky poskytují důležité informace o stavu cévního systému pacienta (Heřman, 2014). Při běžném zobrazení

pomocí magnetické rezonance nejsme schopni zaznamenat pohybující se krevní proud, který je zobrazen jako oblast bez signálu. Při zobrazování tepen dolních končetin se běžně podává kontrastní látka i.v. Specifické techniky využíváme při MRA, nejen že zvýší viditelnost cévy, ve které proudí krev, ale zároveň utlumí signál okolních struktur (Vomáčka et al., 2023). Kromě klasických výhod jako je absence záření a expozice jodovému kontrastu, může poskytnou dynamické obrazy tepen s vysokým kontrastem měkkých tkání. I přes to, že má relativně nižší prostorové rozlišení než CTA, MRA nezpůsobuje artefakty v silně kalcifikovaných cévách, což je výhodou při hodnocení malých cév. Ačkoli kontrastní MRA je nejpreferovanější technikou pro hodnocení vaskulárních patologií končetin, nedávné pokroky v nekontrastních protokolech poskytují alternativní zobrazení pro pacienty s chronickým onemocněním ledvin (Aghayev & Steigner, 2023).

MR angiografii můžeme dělit do dvou kategorií: na metody bez použití kontrastní látky a na metody, které vyžadují použití kontrastní látky. Do způsobů zobrazení, při kterých nemusíme aplikovat KL patří metody nazývané Time of Flight (TOF) a Phase Contrast (PC). Do kontrastního zaznamenávání s podáním gadoliniové KL se řadí Contrast Enhanced (CE MRA) (Procházka & Čížek, 2012). Time of flight funguje na principu kdy krev, která přitéká do zobrazované oblasti není ovlivněna radiofrekvenčním pulzem a má tedy zachovanou podélnou magnetizaci na rozdíl od okolní tkáně. 3D zobrazení se využívá při vyšších rychlostech toku (tepny), na rozdíl od 2D, využívajících při menším proudění (žilny) (Vomáčka et al., 2023). Phase contrast používá změnu frekvence signálu v určité fázi, která je ovlivněna rychlostí toku. Při této technice jsme schopni zhodnotit tok krve cévami (Ferda, 2015). Kontrastní technika využívá aplikovanou kontrastní látku, která zkrátí T1 relaxaci tekoucí krve a zvýší její signál. (Procházka & Čížek, 2012).

Rychlost a směr proudění krve zásadně ovlivňují výsledné zobrazení, stejně jako to, že tyto způsoby získávání dat jsou pro pacienta časově náročné a hrozí vznik pohybových artefaktů. Rozsah oblasti zobrazování je omezen velikostí cívky. Jestliže budeme zobrazovat větší region, což jsou např. dolní končetiny i s pánví, budeme potřebovat cívku se třemi segmenty. Náběr dat se bude provádět krok za krokem od pánve po lýtka, podle směru toku krve (Karetová & Chochola, 2017).

Příprava pacienta k MRA dolních končetin

Pro dosažení správného a kvalitního zobrazení musí vyšetřovaný ležet v klidu bez pohnutí déle než 20 minut. Toto by mělo být pacientovi sděleno a taktéž se musí seznámit s faktem, že při vyšetření bude ležet v hlučném prostředí, které je způsobeno cívkami. Kvůli

hluku pacient dostává špunty do uší nebo sluchátka. Před vyšetřením musí pacient také podepsat informovaný souhlas a nechat si zavést kanylu (Malíková, 2022).

Průběh vyšetření

Pacient se položí na záda na vyšetřovací stůl. Podle schopnosti pacienta jsou jeho ruce položeny na prsou nebo natažené za hlavou. Vyšetření se provádí pomocí multikanálových cívek – body/torso/cardiac array. (Žižka et al., 2015)

Kontraindikace k MR angiografii

Magnetická rezonance je v běžných podmínkách bezpečná. Jsou ale situace a okolnosti, kdy se neprovádí, protože by potenciálně mohla způsobit jistá rizika. Nemělo by se provádět u žen v prvním trimestru těhotenství, po uplynutí této doby už není kontraindikací, a dokonce je i někdy součástí prenatální diagnostiky (Vomáčka et al., 2023). MR vyšetření nesmí za žádných okolností podstoupit pacienti s implantovaným kardiostimulátorem, který není tzv. MR kompatibilní a nedá se tedy přepnout do režimu, při kterém by se vyšetření dalo provést (Malíková, 2022). Potvrzení o přepnutí kardiostimulátoru do režimu pro vyšetření magnetickou rezonancí je vydáno indikujícím lékařem, které není starší než tři dny (Žižka et al., 2015). Pacienti s kochleárnými implantáty určitých druhů nesmějí MR podstoupit. Další kontraindikací jsou ostatní kovová cizí tělesa v oblasti hlavy a v oku, v případě že nevíme určitě z čeho jsou vyrobeny. Do relativních kontraindikací patří cizí kovové implantáty, které mohou být při vyšetření zahřívány a pacientovi to nemusí být příjemné nebo i bolestivé. Po implantacích náhrad se vyšetření provádí po 6 týdnech od zavedení (Malíková, 2022).

Kontrastní látky pro MRA

Kontrastní látky uplatněné při MR zobrazení mají za úkol zvýšit přijímaný signál z těla pacienta. Nejčastěji jsou to paramagnetické látky. Mezi významné a hojně využívané zástupce patří sloučeniny na bázi gadolinia (Rosina et al., 2021).

3 Invazivní zobrazovací metody

Miniinvazivní endovaskulární intervence hrají stále větší roli v léčbě širokého spektra patologií. Nicméně dodávají vysoké dávky záření jak pacientům, tak zdravotnímu personálu, což vyvolává obavy týkající se škodlivých účinků ionizujícího záření (Sótonyi et al., 2023) Tyto metody nejsou primární volbou zobrazení, protože je při nich nutný invazivní zásah do cévního systému (Heřman, 2014).

3.1 DSA

Jedná se o invazivní metodu, při které musíme katetrem vniknout do cévního řečiště a aplikovat KL. Z velké části je indikována při různých zákrocích na cévním řečišti nebo při hledání místa ruptury či malformace cévy. Jedná se tedy o metodu diagnostickou i terapeutickou (Malíková, 2022). DSA představuje invazivní zobrazovací modalitu jak pro diagnostiku, tak pro léčbu chorob dolních končetin, zatímco neinvazivní zobrazování je běžně používáno pro diagnostiku a naplánování léčby. DSA poskytuje dobré diagnostické informace, o stavu cévy a cévních stenózách. DSA je schopna vizualizovat malé cévy s malým použitím kontrastní látky (Posa et al., 2022). Výkon se provádí za sterilních podmínek na angiografické vyšetřovně, která je na tento výkon specializována přístrojovým vybavením. Skiaskopický přístroj v podobě C-ramene, poskytuje zobrazení z různých úhlů. Nejvíce využívaný způsob vniknutí do cévy je pomocí Seldingerovy metody. Prvním krokem je zavedení duté punkční jehly s mandrénem do cévy, následně se mandrén vytáhne. Pomocí jehly se do cévy zavede speciální drát (vodič) a jehla se vyjme. Po vodiči, který byl ponechán v cévě se dále vkládají různé varianty katetrů specializované na typ vyšetření. V případě, že céva nemá dostatečný průměr, lze po vodiči zavést dilatátory, aby se céva rozšířila (Malíková, 2022). Místo katetrů, můžeme využít také sheath (zaváděcí pouzdro).

Tímto způsobem máme připravený vstup na následovaný výkon. Druhý způsob vstupu do cévy je pomocí přímé perkutánní punkce, tento způsob se v současné době nepoužívá (Vomáčka et al., 2023). Nejvíce využívaným arteriálním vstupem je společná femorální tepna. Jedná se o skiaskopickou metodu, kdy se nejprve vytvoří nativní snímek dané oblasti tzv. maska, následně se aplikuje KL. Každý následující snímek pořízený s KL se bude odečítat od vytvořené masky a vznikne výsledný obraz cévy naplněné KL s absencí okolních struktur. Mezi omezení patří artefakty způsobené pohybem jako je např. pacientův pohyb, dýchání, nebo i pohyb střev. Poté je možné při úpravě konečného obrazu upravit pozadí nebo vytvořit novou masku, stejně jako doladit kontury a jas (Karetová & Chochola, 2017).

Nejčastější komplikace je vznik hematomu v místě punkce. Těto komplikaci jsme schopni předejít správným zvolením velikosti katetru. Při použití menšího katetru aktivně předcházíme vzniku komplikace, zatímco s vyšší průměrem katetru se riziko vzniku zvyšuje. Hematomy ale obvykle nemají horší průběh, protože se objevují jako časná komplikace a lze tedy zabránit jejímu rozvinutí. Použití jodových kontrastních látek je spojena s možnými riziky, jako je například kontrastní nefropatie. Je proto potřeba zvážit alternativní metody, zejména u starších pacientů nebo pacientů s postižením ledvinné funkce způsobeným diabetem (Posa et al., 2022).

4 Úloha radiologického asistenta

Funkce radiologického asistenta při diagnostických metodách je velice zodpovědná a důležitá. Aby ji správně vykonával je pro něj důležité znát, jak každé vyšetření probíhá. Musí mít také velké znalosti z oblasti anatomie. Pro vykonávání této profese je nezbytné dostatečné vzdělání jak z oblasti praktické výuky, které má velký význam, tak také z oblasti teorie, která je také důležitá. Praktická část výuky je nenahraditelná.

Radiologický asistent zajišťuje přípravu pacienta na dané vyšetření, při kterém také asistuje, je zodpovědný za průběh vyšetření. Před vyšetřením seznamuje pacienta s tím, jakým způsobem bude vyšetření probíhat, dále pacienta polohuje a zajišťuje, aby nebyl nadměrně ozářen. V průběhu vyšetření aplikuje kontrastní látku. Má také za úkol správně nastavit a ovládat přístroj. Radiologický asistent by měl znát možná rizika například v souvislosti s alergickou reakcí na kontrastní látku, či jiné náhlé potíže. Pohodově a správně je vyřešit. Rozhovor s pacientem je neméně důležitý, protože pacienti před vyšetřením mají obavy a díky komunikaci jsme schopni tyto obavy minimalizovat a tím zajistit, aby bylo vyšetření a jeho průběh kvalitní. Tím že bude pacient v klidu se zajistí, aby se vyšetření nemuselo provádět znovu. V případě, že lékař provádí dané vyšetření je jeho úkolem mu asistovat (Vomáčka et al., 2023).

Závěr

Dolní končetiny jsou zásobeny mnoha tepnami a v případě, že je jedna z nich postižena či uzavřena, nemusí hned dojít jejímu nevratnému nedokrvení.

K velice častým chorobám postihujícím tepny dolních končetin patří ateroskleróza. Toto onemocnění je způsobeno ukládání tuků do lumen a v toho dochází k pomalému zužování jejího průměru. V případě, že je na končetině omezeno její tepenné zásobení vzniká ischemická choroba dolních končetin. Onemocnění může být náhlé a v tom případě jde o akutní stav. Naopak je tomu při jejím dlouhodobém nedokrvení, kdy se jedná o chronický stav.

Základem diagnostiky onemocnění tepen dolních končetin jsou fyzikální vyšetření nebo vyšetření při kterých použijeme příslušné přístroje. Tyto způsoby vyšetření, ale mají určité limity a nedostatky, při kterých nejsme schopni diagnostiky. V tom případě přichází na řadu metody z oblasti radiodiagnostiky, jež jsou používané i v situaci kdy je nutnost zobrazit patologii postiženou cévu. Radiodiagnostické metody rozdělujeme na neinvazivní a invazivní. První zmiňované jsou více využívané pro svůj menší zásah do organismu a další benefity. Nejvíce využívaný nástroj pro zobrazení tepen je ultrazvuk, který používá vysokofrekvenční mechanické vlnění. Mezi jeho výhody patří má minimální nežádoucí účinky a je velice rozšířený. Můžeme též využít techniku zobrazování založenou na principu Dopplerova jevu. Pro zobrazování se také využívá vyšetření CT. Intravenózně podávaná kontrastní látka se používá při CTA, při které zobrazíme tepnu v jakémkoli úhlu. Záporom této metody je nutnost vystavení ionizujícímu záření. Podaná kontrastní látka může mít nežádoucí účinky. Naopak u MRA nemusíme podat kontrastní látka a také pacienta nevystavujeme ionizujícímu záření. Ovšem kvalitnějšího zobrazení dosáhneme při jejím podání.

DSA patří do invazivní techniky používané v diagnostice tepen dolních končetin. Její výhodou je diagnostika a v případě nutnosti i současné realizace terapeutického výkonu. Při této metodě se také využívá kontrastní látka.

Radiologický asistent při těchto výkonech hraje nezastupitelnou roli při přípravě pacienta na vyšetření a při samotném průběhu vyšetření.

Referenční seznam

- Bártová, J. (2021). *Přehled patologie* (Vydání druhé). Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.
- Bartůněk, P., Jurásková, D., Heczková, J., & Nalos, D. (Eds.). (2016). *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Grada Publishing.
- Beneš, J., Jiráček, D., & Vítek, F. (2022). *Základy lékařské fyziky* (Páté vydání). Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum
- Češka, R., Štulc, T., Tesař, V., & Lukáš, M. (Eds.). (2020). *Interna* (3., aktualizované vydání). Stanislav Juhaňák - Triton.
- Čihák, R. (2016). *Anatomie* (Třetí, upravené a doplněné vydání, ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK). Grada.
- Dohnalová, D. (2019). *Repetitorium patologie pro praktická cvičení*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Durila, M. (2021). *Point of care ultrazvuk u kritických stavů: Point of care ultrasonography in critical care*. Grada Publishing.
- Ferda, J., Mírka, H., Baxa, J., & Malán, A. (2015). *Základy zobrazovacích metod*. Galén.
- Hajdučková, A., Plevová, I., & Janíková, E. (2023). *Angiologie pro sestry*. Grada Publishing.
- Heřman, M. (2014). *Základy radiologie*. Univerzita Palackého.
- Joon Pio Hong, & Geoffrey G. Hallock. (2021). *Lower Extremity Reconstruction : A Practical Guide*. Thieme.
- Kachlík, D. (2019). *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.
- Karetová, D., & Chochola, M. (2017). *Vaskulární medicína / Debora Karetová, Miroslav Chochola a kolektiv*.
- Lassandro, G., Tamburrini, S., Liguori, C., Picchi, S. G., Pezzullo, F., Ferrandino, G., Spinetti, F., Vigliotti, G., Marano, I., & Scaglione, M. (2023). Lower Limb Ischemia as Acute Onset of Primary Aortic Occlusion: CTA Imaging and Management. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(5). <https://doi.org/10.3390/ijerph20053868>

Mačák, J., & Mačáková, J. (2022). *Patologie* (3., doplněné a přepracované vydání). Grada Publishing.

Malíková, H. (2022). *Základy radiologie a zobrazovacích metod* (Druhé, aktualizované vydání). Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.

Neumann, D., & Kollorz, E. (2018). Ultrasound. In A. Maier, S. Steidl, V. Christlein, & J. Hornegger (Eds.), *Medical Imaging Systems* (pp. 237-249). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-96520-8_11

Posa, A., Tanzilli, A., Barbieri, P., Steri, L., Arbia, F., Mazza, G., Longo, V., & Iezzi, R. (2022). Digital Subtraction Angiography (DSA) Technical and Diagnostic Aspects in the Study of Lower Limb Arteries. *Radiation*, 2(4), 376-386. <https://doi.org/10.3390/radiation2040028>

Procházka, V., & Čížek, V. (2012). *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. Maxdorf.

Rogers, D. C., & Tadi, P. (2023). Intravenous Contrast. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.

Rosina, J., Vránová, J., & Kolářová, H. (2021). *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory* (2., doplněné vydání). Grada Publishing.

Roztočil, K., & Piřha, J. (2017). *Nemoci končetinových cév*. Mladá fronta.

Shah, N. N., & Garg, J. (2016). *Peripheral Artery Disease (PAD): Risk Factors, Diagnosis and Emerging Treatments*. Nova Science Publishers, Inc.

Sótonyi, P., Berczeli, M., Gyánó, M., Legeza, P., Mihály, Z., Csobay-Novák, C., Pataki, Á., Juhász, V., Góg, I., Szigeti, K., Osváth, S., Kiss, J. P., & Nemes, B. (2023). Radiation Exposure Reduction by Digital Variance Angiography in Lower Limb Angiography: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, 10(5). <https://doi.org/10.3390/jcdd10050198>

Souček, M., & Svačina, P. (2019). *Vnitřní lékařství v kostce*. Grada Publishing.

Súkupová, L. (2018). *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Grada Publishing.

Tian, Q., Zhu, S., Cheng, Y., Li, J., Qu, T., Jia, X., Cao, L., Chen, L., & Guo, J. (2024). Improving image quality consistency and diagnostic accuracy in lower extremity CT

angiography using a split-bolus contrast injection protocol. *British Journal of Radiology*, 97(1156), 838-843. <https://doi.org/10.1093/bjr/tqae036>

Vomáčka, J., Nekula, J., & Kozák, J. (2023). *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty* (Třetí, doplněné vydání). Univerzita Palackého v Olomouci.

Zemaitis, M. R., Boll, J. M., & Dreyer, M. A. (2023). Peripheral Arterial Disease. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.

Žižka, J., Tintěra, J., & Mechl, M. (2015). *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Galén.

Seznam zkratek

ABI – ankle-brachial index

CDE – color doppler energy

CDI – color doppler imaging

CT – výpočetní tomografie

CTA – angiografie výpočetní tomografie

CW – continuous wave

DSA – digitální subtrakční angiografie

G – gauge

HU – Hounsfieldovy jednotky

Hz – hertz

ICHDK – ischemická choroba dolních končetin

kHz – kilohertz

KL – kontrastní látka

LDL – low density lipoprotein

m/s – metrů za sekundu

MDCT – multidetektorová výpočetní tomografie

MHz – megahertz

MIP – maximum intensity projection

MPR – multi planar reconstruction

MR – magnetická rezonance

MRA – angiografie magnetická rezonance

PACS – picture archiving and communication system

PW – pulse wave

TBI – toe-brachial index

TcPO₂ – Trankutální tenze kyslíku

TOF – time of flight

US – ultrasonografie

VRT – volume rendering technique

Seznam tabulek

Tabulka 1 : Signály tkání dle sekvence	23
--	----

Seznam příloh

Příloha 1

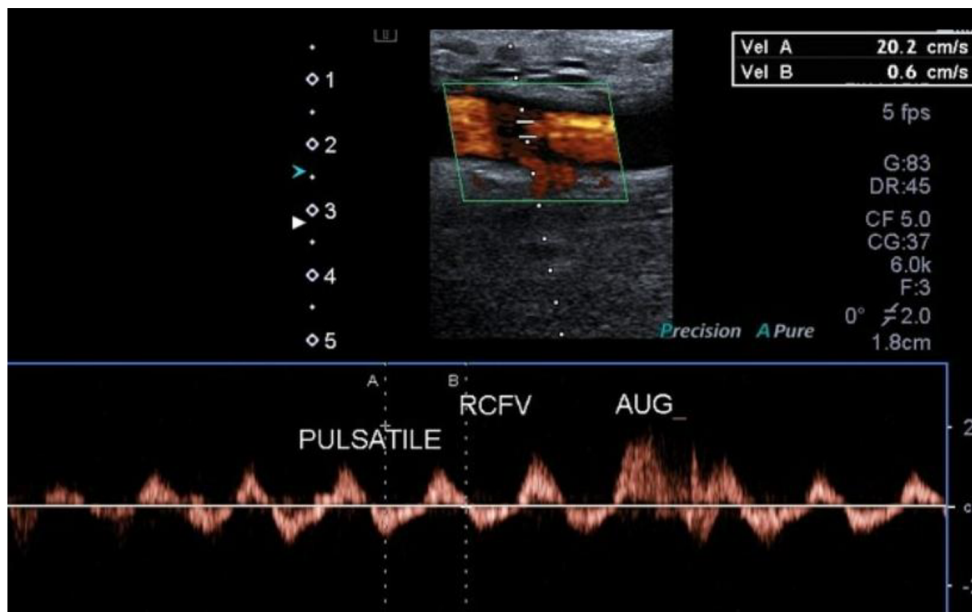
Obrázek č.1 - Dopplerovská ultrasonografie

Obrázek č.2 - CTA a VRT rekonstrukce dolních končetin

Obrázek č.3 - MRA dolních končetin

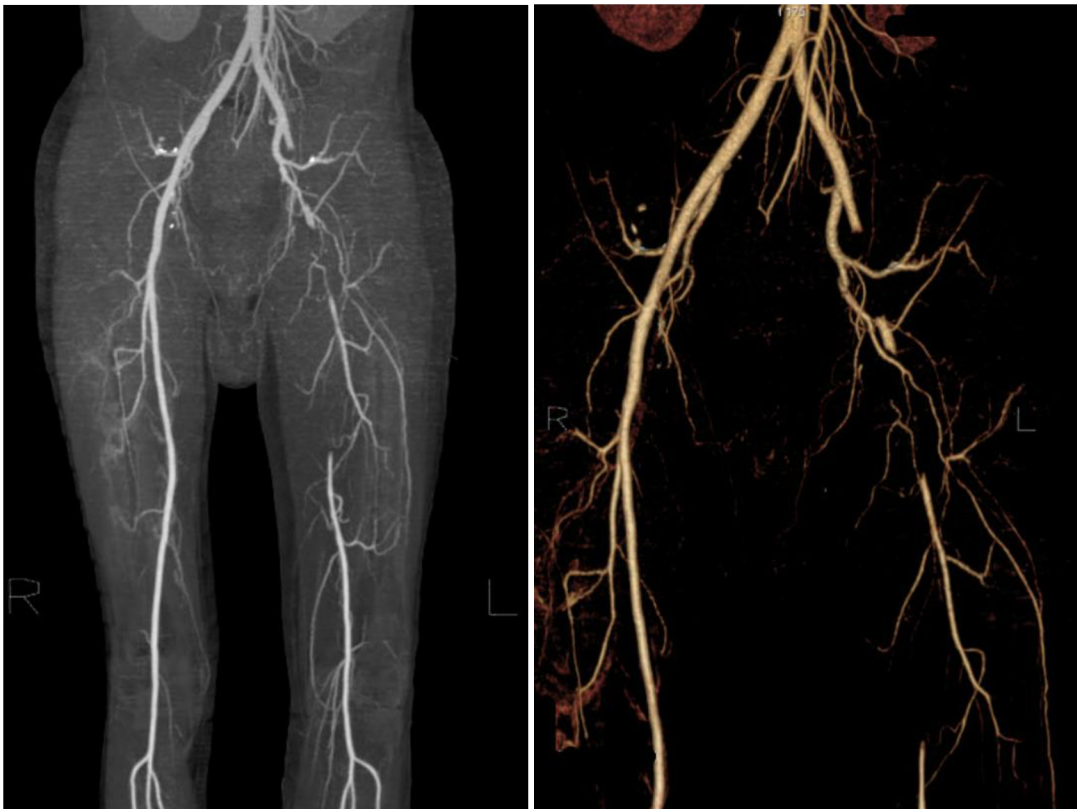
Obrázek č.4 - DSA

Obrázek č.1 Dopplerovská ultrasonografie



(zdroj – Radiopaedia dostupné z:<https://radiopaedia.org/cases/161709>)

Obrázek č.2 CTA a VRT rekonstrukce dolních končetin



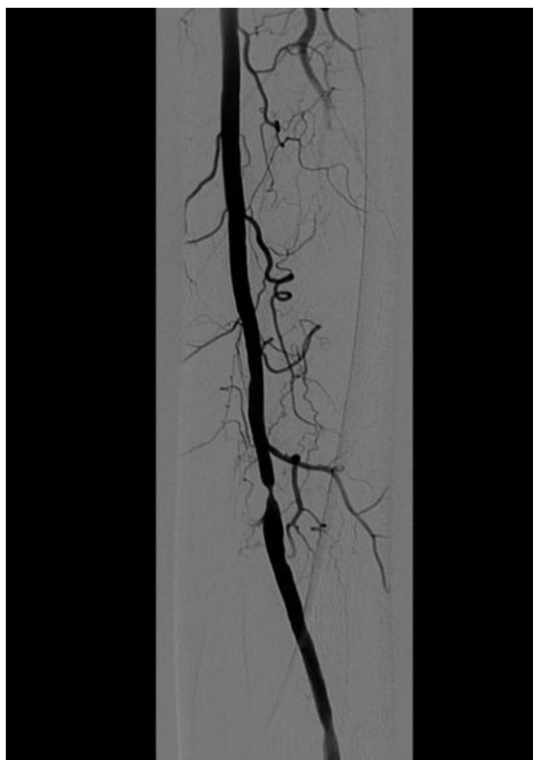
(zdroj – Radiopaedia dostupné z:<https://radiopaedia.org/cases/31978>)

Obrázek č.3 – MRA dolních končetin



(zdroj – Radiopaedia dostupné z:<https://radiopaedia.org/cases/15766>)

Obrázek č.4 - DSA



(zdroj – Radiopaedia dostupné z:<https://radiopaedia.org/cases/15768>)