

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Ondřej Kindl

Zobrazovací metody tepen dolních končetin

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Olomouc 2021

PROHLÁŠENÍ

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

Olomouc 26. dubna 2021

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji panu MUDr. Jiřímu Kozákovi za odborné vedení práce a pochopení. Dále bych rád poděkoval své rodině a přátelům za jejich podporu v průběhu mého studia.

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: 2020-11-28

Datum odevzdání: 2021-04-26

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

Autor práce: Ondřej Kindl

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Kozák

Oponent práce: MUDr. Vojtěch Prášil

Abstrakt v ČJ: Tato bakalářská práce se zabývá problematikou diagnostického zobrazování tepenného systému oblasti dolních končetin. Cílem je popsat anatomický průběh a vybraná nejčastější onemocnění tepen dolních končetin. Dále je cílem podat informace o zobrazovacích a klinických vyšetřovacích metodách, které při diagnostice tepen lze využít, o jejich výhodách a limitacích.

Abstrakt v AJ: This bachelor thesis deals with the issue of diagnostic imaging of the lower limbs arterial system. The aim is to describe the anatomy of the lower limbs arteries and their most common diseases. Furthermore, the aim is to provide information of imaging and clinical methods that can be used in the diagnosis of arteries and also to mention their advantages and limitations.

Klíčová slova v ČJ: ischemická choroba tepen dolních končetin, ateroskleróza, dopplerovská ultrasonografie, CT angiografie, MR angiografie, digitální subtrakční angiografie

Klíčová slova v AJ: lower extremity arterial disease, atherosclerosis, doppler ultrasonography, CT angiography, MR angiography, digital subtraction angiography

Rozsah: 42/1

OBSAH

ÚVOD	6
1 Anatomie a poruchy tepen dolních končetin	7
1.1 Přehled anatomie tepen dolních končetin	7
1.2 Vybrané nemoci tepen dolních končetin.....	8
2 Neinvazivní vyšetřovací a zobrazovací metody tepen dolních končetin	11
2.1 Klinické vyšetření tepen dolních končetin.....	11
2.2 Ultrasonografie	14
2.3 Výpočetní tomografie	19
2.4 Magnetická rezonance	24
3 Invazivní zobrazovací metody tepen dolních končetin	29
3.1 Digitální subtrakční angiografie	29
4 Role radiologického asistenta	31
ZÁVĚR	32
REFERENČNÍ SEZNAM.....	33
SEZNAM ZKRATEK	39
SEZNAM TABULEK	40
SEZNAM PŘÍLOH	41
PŘÍLOHY	42

ÚVOD

Ischemická choroba dolních končetin představuje onemocnění charakteristické přítomností úplného nebo částečného uzávěru periferní tepny. Tento stav vede ke zhoršenému prokrvení končetiny a nedostatečnému zásobení tkáně kyslíkem a živinami, což postiženému navozuje bolesti, způsobuje tkáňové defekty a může dojít ke ztrátě končetiny. V roce 2010 byl celosvětový počet nemocných s touto poruchou odhadován na 202 milionů případů. Závažnost choroby spočívá v riziku kardiovaskulární morbidity a mortality, která může být u těchto nemocných až šestinásobně vyšší (Karetová a kol., 2017, s. 142). I přes toto vysoké riziko však není pacientům s ischemickou chorobou dolních končetin poskytována tak kvalitní léčba, jako pacientům s onemocněním věnčitých tepen srdce (Mach a kol., 2019, s. 160). Nejčastější příčinou chronické ischemie dolních končetin je obliterující ateroskleróza. V tepenné stěně vede k postupnému vytvoření aterosklerotického plátu, který může při trombotických komplikacích vést k úplnému uzávěru cévního lumen. Mezi rizikové faktory aterosklerotického procesu řadíme zejména kouření, diabetes mellitus, poruchy metabolismu lipidů či hypertenzi (Seifert, Býma, 2019, s. 334).

Zobrazovací metody v diagnostice cév se rychle rozvíjejí a význam jednotlivých vyšetření se v průběhu let mění. Invazivní digitální subtrakční angiografie dříve tvořila nejdůležitější část vaskulárního zobrazování, avšak dnes ji v oblasti diagnostiky předčily svými výhodami neinvazivní radiologické techniky, např. dopplerovské metody v ultrasonografii, angiografie pomocí výpočetní tomografie a angiografie magnetickou rezonancí (Heřman a kol., 2014, s. 248).

V souvislosti s výše uvedenými poznatky je možné položit si následující otázky: Které tepny v oblasti pánve a dolních končetin rozeznáváme a jaká jsou jejich nejčastější onemocnění? Jaké typy zobrazovacích, případně jiných metod je možno v diagnostice poruch tepen dolních končetin využít a jaký je jejich princip? Jaká je úloha radiologického asistenta při těchto vyšetřeních?

Cílem bakalářské práce bylo sumarizovat aktuální poznatky v oblasti problematiky zobrazování tepen dolních končetin. Cíl práce byl dále upřesněn v dílčích cílech:

Cíl 1: Předložit aktuální poznatky o nejčastějších onemocněních tepen dolních končetin.

Cíl 2: Předložit aktuální poznatky o zobrazovacích a klinických vyšetřovacích metodách tepen dolních končetin.

K tvorbě bakalářské práce byla použita tato vstupní literatura:

HEŘMAN, M. a kol. 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-2901-4.

VOMÁČKA, J. a kol. 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.

ROZTOČIL, K. a kol. 2017. *Nemoci končetinových cév*. Praha: Mladá fronta. Aeskulap. ISBN 978-80-204-4371-7.

MÍRKA, H. a J. FERDA. 2015. *Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření*. Praha: Galén. ISBN 9788074921858.

ČIHÁK, R., R. DRUGA a M. GRIM. 2004. *Anatomie 3. 2., upr. a dopl. vyd.* Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1132-4

SEIDL, Z. 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.

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

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

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

1 Anatomie a poruchy tepen dolních končetin

1.1 Přehled anatomie tepen dolních končetin

Zdrojovým řečištěm pro tepny dolních končetin je abdominální aorta (Roztočil a kol., 2017, s. 23). Ve výši čtvrtého bederního obratle se břišní část aorty větví na párovou společnou pánevní tepnu jako bifurkace aorty. Obě tepny běží po mediální ploše musculus psoas major a v úrovni sakroiliakálního skloubení se dále rozvětvují. Větev arteria iliaca interna, vyživuje oblast malé pánve, svaly gluteální a adduktory stehna. Druhá větev arteria iliaca externa zásobuje z části svaly stěny břišní a stěny velké pánve a pokračuje pod tříselným vazem skrz lacuna vasorum jako arteria femoralis (Čihák, 2004, s. 117). Tu lze podle více autorů (Heřman a kol., 2014, s. 245; Klener a kol., 2011c, s. 333; Standring, 2008, s. 2497) klinicky rozdělit na arteria femoralis communis a superficialis. Roztočil a kol. (2017, s. 29) však tato pojmenování označuje za nesprávná a uvádí topografické rozdělení na pars proximalis a distalis. Tyto dvě části odděluje přibližně 4 cm pod tříselným vazem odstup arteria profunda femoris, což je větev směřující dorzolaterálně do stehna jako hlavní tepna pro jeho svaly. Z této tepny vychází arteria circumflexa femoris lateralis a medialis a arteriae perforantes pro výživu čtyřhlavého stehenního svalu, kyčelního kloubu a mediální skupiny svalů stehna. Proximální část femorální tepny vydává větve zásobující zevní pohlavní orgány, podkoží podbřišku a třísel. Distální část probíhá přitahovačovým kanálem a před hiatus adductorius, což je prostor mezi úpony velkého přitahovače, kterým vbíhá do zákolenní jámy, odstupuje její poslední větev arteria genus descendens (Roztočil a kol., 2017, s. 28–29), jež vyživuje přední svaly stehna a navazuje na rete articulare genus. Pokračování femorální tepny v zákolenní jámě se nazývá arteria poplitea. Svou stavbou tvoří výjimku mezi periferními tepnami, jelikož ve své stěně obsahuje místo svaloviny elastickou tkáň pro zachování průtoku i při maximální flexi kolene, což však zapříčiňuje vyšší pravděpodobnost vzniku aneurysmat. Její větve arteria superior medialis a lateralis genus, arteria media genus a arteria inferior medialis a lateralis genus tvoří výše zmíněnou tepennou síť vyživující kolenní kloub, z tepny je rovněž zásobena zadní skupina svalů bérce pomocí dvou arteriae surales (Čihák, 2004, s. 119–121). V literatuře můžeme nalézt rozdělení zákolenní tepny z radiologického hlediska na 3 části (P1, P2, P3) s hranicemi při horním okraji patelly mezi P1 a P2 a v místě kloubní štěrbině mezi P2 a P3. Distálně od m. popliteus se rozdvouje a její větve zásobující přední stranu bérce, hlezno a hřbet nohy, arteria tibialis anterior, vbíhá mezi bércevé kosti nad membrana interossea cruris a pokračuje proximálně po její ventrální straně. Distálně běží před holenní kostí, tvoří cévní síť na vnitřní i vnější straně kotníku a průchodem skrz šlachová poutka na hřbetu nohy se z ní stává

arteria dorsalis pedis, jež se dělí na arteria tarsalis medialis a lateralis a arteriae metatarsales a digitales dorsales. Přímým pokračováním arteria poplitea je arteria tibialis posterior sestupující skrz arcus tendineus musculi solei mezi hluboké svaly zadní strany bérce, kterou zásobuje, a dále tarzálním tunelem do chodidla. Vydává větve kostní, vyživující fibulu a tibií, mezi něž patří arteria fibularis, a větve do tepenných sítí kotníku, načež se v plantě dělí na arteria plantaris medialis a lateralis. Boční chodidlová tepna přechází do arcus plantaris, který vydává arteriae metatarsales plantares pokračující jako arteriae digitales plantares communes a propriae a anastomózuje s hlubokou chodidlovou tepnou vycházející z arteria dorsalis pedis (Roztočil a kol., 2017, s. 31–34).

1.2 Vybrané nemoci tepen dolních končetin

1.2.1 Ateroskleróza

Nejčastější příčinou vedoucí k chorobám tepenného systému a rovněž dlouhodobým problémem lidské společnosti je ateroskleróza (Češka a kol., 2020, s. 64). Dříve byla považována za pouhé mechanické hromadění tuku a vápníku (Klener a kol., 2011c, s. 894), avšak novější poznatky uvádí, že se jedná rovněž o proces zánětlivý, který vzniká jako reakce na porušení cévního endotelu (Mach a kol., 2019, s. 144–153). Toto chronické onemocnění způsobuje tvrdnutí a rozšíření stěny tepny a tím zúžení jejího průsvitu, což může vést až k úplnému uzávěru cévy. Děje se tak ukládáním tuků, především cholesterolu s nízkou densitou lipoproteinů, do vnitřní endotelové výstelky v cévní stěně a současně zmnožením vaziva, v němž dochází ke kalcifikaci usazováním vápenných solí (Dohnalová, 2016, s. 78–79). Aterosklerózu je možno rozdělit do tří stupňů:

I. Stupeň – jedná se o vratné změny s tvorbou lipidních skvrn a plátů vzniklých ukládáním tukových molekul v intimě, ale dosud bez vazivových změn.

II. Stupeň – ve stěně tepny již prolifерuje vazivo, vytvářejí se fibrózní a ateromové pláty, v jejichž hlubších vrstvách postupně probíhá nevratný proces nekrózy změněné tkáně.

III. Stupeň – při prasknutí plátu může dojít ke vzniku ateromových ulcerací a následně k trombotickým komplikacím, např. k uzávěru cévy (Dohnalová, 2016, s. 78; Krajíček a kol., 2007, s. 26).

Podle Dohnalové (2016, s. 79) lze rozlišovat jednak aterosklerózu centrální, postihující aortu, a jednak periferní, týkající se zužování lumen tepen mozkových, věnčitých, ledvinných a končetinových. Pro periferní aterosklerózu se začal užívat název onemocnění periferních tepen, zkráceně PAD z anglického originálu peripheral artery disease (Čelovská, 2018, s. 21).

1.2.2 Ischemická choroba dolních končetin

Užší pojem ischemická choroba dolních končetin (ICHDK), anglicky lower extremity arterial disease (LEAD) užitý například v posledních Doporučených postupech Evropské kardiologické společnosti (Karetová a kol., 2018, s. 220; Aboyans a kol., 2018, s. 789), vymezuje oblast aterosklerotického postižení pouze na tepny dolních končetin, na rozdíl od výše zmíněného označení PAD, které název ICHDK často nahrazuje, přestože se jedná o pojem obecnější (Čelovská, 2018, s. 21).

Jedná se o poruchu prokrvení v důsledku zúžení tepen, čímž dochází k nedostatečnému zásobení dolních končetin kyslíkem. Hlavní rizikové faktory představuje kouření a diabetes, k dalším se obecně řadí faktory, které ovlivňují vznik aterosklerózy (Češka a kol., 2020, s. 196), jako dyslipidémie, hypertenze, chronické onemocnění ledvin a jiné (Seifert, Býma, 2019, s. 334). S věkem četnost jejího výskytu stoupá a Češka a kol. (2015, s. 188) tvrdí, že jí častěji bývají postiženi muži, avšak podle Roztočila a kol. (2017, s. 184) se ICHDK spíše než výskytem liší u mužů závažnějším průběhem. U většiny chronicky nemocných se onemocnění nemusí projevit, ale i asymptomatickým pacientům hrozí vysoké riziko vzniku kardiovaskulárních příhod (Aboyans a kol., 2018, s. 789).

Ke specifickým klinickým projevům chronické formy ICHDK patří opakující se křečovitě bolesti svalů při chůzi po ujití určité vzdálenosti, tedy intermitentní klaudikace, které se mohou postupně zhoršovat a později pacienta sužovat i v klidu (Seifert, Býma, 2019, s. 335). Riziko vzniku klaudikací je u kuřáků čtyřnásobně vyšší (Gašpar, 2017, s. 136). Podle závažnosti klaudikace lze na základě různých klasifikací určit klinické stadium ICHDK (viz Tabulka 1). V Evropě se využívá především Fontainova klasifikace (Seifert, Býma, 2019, s. 335).

Tabulka 1 Klinická stadia ICHDK

Fontainova klasifikace		Rutherfordova klasifikace		
Stadium	Klinický obraz	Stadium	Kategorie	Klinický obraz
I	Asymptomatické stadium	0	0	Asymptomatické stadium
II	IIa Nelimitující klaudikace (po více než 200 m)	I	1	Mírné klaudikace
		I	2	Středně těžké klaudikace
	IIb Limitující klaudikace (po méně než 200 m)	I	3	Limitující klaudikace
III	Ischemická klidová bolest	II	4	Ischemická klidová bolest
IV	Ulcerace nebo gangréna	III	5	Malá ztráta tkáně
		III	6	Velká ztráta tkáně

(Karetová a kol., 2018, s. 220)

Příčinou většinou bývá aterosklerotický proces (Mach, 2019, s. 160; Seifert, Býma, 2019, s. 334; Vítovec a kol., 2018, s. 127), který provází trombotické komplikace. Mezi neaterosklerotické, méně časté příčiny se řadí vaskulitidy, z nich např. trombangiitis obliterans, dále embolizace, aneurysmata, entrapment syndrom popliteální tepny, traumata či iatrogenní postižení (Češka a kol., 2020, s. 196).

Chronická ICHDK může přejít v chronickou kritickou končetinovou ischemii (CLTI), což je závažná forma, při níž je ohrožena životaschopnost končetiny uzávěrem tepny (Musil, 2007). Vzniká postupně progredující ischemií, která způsobuje alespoň dvoutýdenní vytrvalou bolest (Roztočil a kol., 2017, s. 195–196). Vyznačuje se klidovými klaudikacemi a možnou ztrátou tkáně nebo infekcí, jedná se tedy o stadium III a IV Fontainovy klasifikace. Postižení mají větší riziko vzniku kardiovaskulárních příhod a často je nutné provedení částečné či úplné amputace končetiny. Riziko amputace je možno stanovit podle klasifikace WiFi (viz Příloha 1) (Karetová a kol., 2018, s. 225).

Akutní končetinová ischemie vedoucí k náhlému uzávěru lumen tepny vzniká nejčastěji vcestováním embolu do její stenotické části či místa jejího větvení. Dále může vzniknout trombózou kombinovanou s aterosklerotickým postižením cévní stěny či méně častými příčinami jako disekcí aorty, traumaty, arteriitidou a entrapment syndromem (Češka a kol., 2020, s. 200–201). Trombotický uzávěr se na rozdíl od embolie projevuje mírněji díky vytvoření kolaterálního oběhu krve (Roztočil a kol., 2017, s. 184). Uzávěr s bohatě rozvinutou kolateralizací však navozuje či zhoršuje klaudikace (Chochola, 2008). Viabilita končetiny je stejně jako při CLTI v ohrožení a je nutno co nejdříve tepnu revaskularizovat, což by mělo být zohledněno při výběru zobrazovací metody, která nesmí léčebný zákrok oddalovat (Karetová a kol., 2018, s. 226).

2 Neinvazivní vyšetřovací a zobrazovací metody tepen dolních končetin

Rychle se rozvíjející zobrazovací metody cév můžeme podle míry zásahu do organismu rozdělit na dnes častěji užívané a početnější neinvazivní metody, mezi něž se řadí diagnostický ultrazvuk (US), výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR), a metody invazivní, kam spadá především digitální subtrakční angiografie (DSA) (Heřman, 2014, s. 248). Neinvazivní zobrazovací metody slouží k hodnocení průběhu onemocnění, posouzení efektu léčby revaskularizací (Roztočil a kol., 2017, s. 148) nebo k určení závažnosti a rozsahu již zjištěného onemocnění (Karetová a kol., 2018).

2.1 Klinické vyšetření tepen dolních končetin

2.1.1 Anamnéza

Je prvním krokem ve vyšetření pacienta. Dotazujeme se na rizikové faktory aterosklerotického postižení, tedy na přítomnost diabetu, kouření, poruchy metabolismu lipoproteinů, chirurgické výkony na tepnách, dědičné předpoklady k cévním poruchám či na druh povolání (Táborský a kol., 2017, s. 197). Důležitá je informace o klaudikačních bolestech poukazující na ICHDK, které se projevují vždy v oblasti distálně od tepenného postižení. U klidových ischemických bolestí dochází ke zhoršení v horizontální poloze, při svěšení končetiny bolest ustupuje (Češka a kol., 2020, s. 197).

2.1.2 Fyzikální vyšetření

Inspekce pohledem je vzhledem ke hlouběji uloženým tepnám omezena na nepřímé znaky onemocnění končetin na kůži. U ležícího pacienta trpící ischemií bývá kůže končetin bledá až cyanotická, ztenčená s mizejícím ochlupením a změnami na nehtech. V pozdějším stadiu dochází k nekróze tkáně (Táborský a kol., 2017, s. 200–201). Roztočil a kol. (2017, s. 147) uvádí, že cyanotické barevné změny jsou spíše následkem funkční poruchy cévy a podle Piřhové (2018) nejsou změny barvy a teploty kůže výrazné u neuropatických diabetiků.

Palpací se snažíme zjistit přítomnost pulzu v arteria femoralis communis v oblasti tříslové, arteria poplitea v zákolenní, arteria tibialis anterior za mediálním kotníkem a arteria dorsalis pedis na hřbetu planty. Nepřítomnost či oslabení pulzace může být mimo stenózu a uzávěr tepny zapříčiněna netypickou anatomii (Táborský a kol., 2017, s. 201), kalcifikacemi, edémem nebo obezitou (Roztočil a kol., 2017, s. 147).

Auskultace se provádí ke zjištění šelestů nad stenózou tepny, u dolních končetin na tříselech a vnitřním stehně nebo v podkolení (Táborský a kol., 2017, s. 201). Méně významné stenózy se lépe rozlišují, když pacient zacvičí, díky urychlení proudění krve (Karetová a kol., 2017, s. 32)

Polohové testy se v dnešní době neprovádějí příliš často vzhledem k rozvoji zobrazovacích metod, přesto jsou užitečné v případě nedostupnosti přístrojového vybavení (Roztočil a kol., 2017, s. 148). Sleduje se při nich zblednutí kůže při zdvižení končetin do pravého úhlu v kyčelních kloubech v poloze vleže a následné flexi chodidel po dobu 2 minut nebo do nástupu ischemické bolesti. Poté se pacient posadí, svěsí nohy a pozorujeme dobu jejich zčervenání, tedy vzniku reaktivní hyperemie. Zdravému jedinci začínají červenat prsty za pět vteřin a k hyperemii celé končetiny dochází do patnácti vteřin. Důležité je také sledování naplnění žil, které by se mělo objevit do třiceti pěti vteřin (Táborský a kol., 2017, s. 202), podle Karetové a kol. (2017, s. 32) dokonce do deseti vteřin.

2.1.3 Ankle-brachial index (ABI)

Představuje základní metodu pro screening ischemické choroby dolních končetin (Homza a kol., 2019), využívá se také k hodnocení kardiovaskulárního rizika a prognózy (Pitřhová, 2018). Při tomto vyšetření se jedná o stejný princip jako při měření systolického krevního tlaku tonometrem na paži, avšak u dolních končetin nelze tepenné ozvy zachytit auskultací, k tomu je třeba využití ultrazvukové sondy (Roztočil a kol., 2017, s. 149–150). Manžetu tonometru nasuneme nad kotníky ležícího pacienta a nafoukneme nad hodnotu systolického tlaku, přičemž pulz v tepně vymizí a při pomalém vyfukování detekujeme ultrazvukovou sondou na arteria tibialis posterior a arteria dorsalis hodnotu tlaku, kdy se opět tepenný signál obnoví. Hodnotu systolického tlaku změříme rovněž na horní končetině a podílem obou zjištěných hodnot vypočítáme velikost ABI (Táborský a kol., 2017, s. 204), která by se podle Pitřhové (2018) měla u zdravých končetin pohybovat kolem 1,06. Další hodnoty ABI jsou uvedeny v Tabulce 3. Při ABI nižším než 0,50 hrozí vysoké riziko amputace (Tendera a kol., 2011).

Tabulka 2 Hodnoty ABI

normální rozmezí	0,91 – 1,21
mírná porucha	0,71 – 0,90
střední porucha	0,41 – 0,70
těžká porucha	pod 0,40

(Pitřhová, 2018).

2.1.4 Toe-brachial index (TBI)

Hodnoty ABI nad 1,40 poukazují na tepny postižené kalcifikací, u kterých není možno provést kompresi, což se týká většinou pacientů s diabetem (Homza a kol., 2019), chronickým onemocněním ledvin či pacientů velice starých (Karetová a kol., 2017, s. 34). V takových případech je třeba doplnit vyšetření prstcového tlaku, které probíhá na stejném principu jako měření kotníkových tlaků, avšak na palci, tepny prstů totiž postihují kalcifikace méně často (Roztočil a kol., 2017, s. 152).

2.1.5 Prstová fotopletyzografie

U diabetiků je také možno využít metody prstové fotopletyzografie, která měří množství kyslíku v krvi pomocí rozdílné absorpce světla okysličeným a neokysličeným hemoglobinem. Výsledkem vyšetření je pletyzmografická křivka, podle které lze hodnotit krevní zásobení periferní části končetiny a zjistit poruchy mikrocirkulace (Menzlová, 2008).

2.1.6 Transkutánní tenze kyslíku (TcPO₂)

Dalším možným vyšetřením u pacientů s kalcifikovanými tepnami, kterým lze diagnostikovat ischemii dolních končetin nebo posoudit účinnost její léčby, je měření transkutánní tenze kyslíku (TcPO₂) (Gašpar, 2017). Toto měření poskytuje informace o prokrvení periferie rovněž na mikrocirkulační úrovni, ale oproti předchozí metodě se provádí pomocí polarografické sondy (Piřhová, 2018). Touto metodou zjistíme parciální tlak kyslíku, který za pomoci difuze prochází z kapilár na povrch pokožky (Táborský a kol., 2017, s. 204). Pokud je pacientovi amputována část končetiny, je pro její zhojení potřeba hodnoty TcPO₂ alespoň 30 mm Hg (Gašpar, 2017).

2.1.7 Test na běhátku (treadmill test)

Pokud se diagnóza ICHDK fyzikálním ani ABI vyšetřením neprokáže, je možné si ji potvrdit vyšetřením na běžícím pásu (anglicky treadmill). Tímto testem se rovněž stanovuje klaudikační interval před terapií pacienta s již zjištěnou ICHDK nebo se pozoruje efektivita léčby. Vyšetřovaný začíná na zastaveném chodníku, jehož rychlost a náklon se postupně zvyšuje na požadovanou hodnotu. Sledujeme především, po jaké vzdálenosti se u pacienta dostaví první klaudikační bolesti a maximální vzdálenost, kterou pacient dokáže absolvovat, ale také příznaky jako dušnost nebo bolest na hrudi. Před vyšetřením a po něm je dobré změřit pacientovi ABI (Adámková, 2016, s. 106–107) a pokud pozátěžové ABI klesne o více než pětinu, lze usuzovat ICHDK (Karetová a kol., 2018). Mezi kontraindikace k vyšetření se řadí akutní koronární syndrom, dekompenzované srdeční selhání (Tendera a kol., 2011)

či poruchy chůze v důsledku artrózy, neurogenních nebo nervosvalových onemocnění (Adámková, 2016, s. 107).

2.2 Ultrasonografie

Lékařská sonografie je dnes nejčastěji využívanou zobrazovací metodou, což je dáno zejména její dostupností (Zemanová, 2016) a téměř žádnými vedlejšími účinky (Vomáčka a kol., 2015, s. 38). Jedná se o metodu, která je snadno proveditelná a v případě potřeby ji lze použít i u lůžka hospitalizovaného pacienta (Heřman a kol., 2014, s. 21). V tepenné diagnostice je vyšetření přínosné pro zobrazení poruch cévní stěny, hodnocení závažnosti stenóz a okluzí, průtoku krevního řečiště a posouzení průchodnosti cév po jejich operační léčbě (Táborský a kol., 2017, s. 204).

2.2.1 Základní principy zobrazování v ultrasonografii

Sonografie využívá k zobrazení tkání vysokofrekvenční podélné mechanické vlnění, které je v prostoru přenášeno částicemi daného prostředí. Jedná se o zvuk, který již lidské ucho není schopno při jeho výšce zachytit, tedy o frekvenci vyšší než 20 kHz, tzv. ultrazvuk. Pro lékařskou diagnostiku se využívá frekvenčního rozsahu od 2 MHz do 50 MHz, běžněji v praxi pak podle různých autorů od 3 MHz do 10 MHz (Musil, 2019, s. 11), od 2 MHz do 15 MHz (Ferda a kol., 2015, s. 20) či od 2 do 20 MHz (Heřman a kol., 2014, s. 17).

Při průchodu tkáněmi se ultrazvukové vlnění šíří rychlostí 1540 m/s závisle na odporu, který mu tkáň kladou, tedy na akustické impedanci. V místech, kde se dotýkají dvě prostředí s rozdílnou akustickou impedancí, vznikají tzv. akustické rozhraní. Na nich se vlny ultrazvuku jednak lámou, pokud na ně dopadnou pod jiným než kolmým úhlem, jednak odrážejí při kolmém dopadu, a jednak rozptylují, pokud se jedná o rozhraní, které je menší než délka ultrazvukových vln. Vlnění je tkáněmi postupně absorbováno tím způsobem, že čím vyšší je frekvence vlnění, tím více ho tkáň absorbuje. Jeho energie se pak ztrácí a přeměňuje na teplo (Musil, 2019, s. 11).

Ultrazvuk je vysílán sonografickou sondou, která funguje současně i jako přijímač jeho odrazu od akustického rozhraní nazývaného echo (Campo, 2017, s. 39). Čím je rozdíl akustických vlastností sousedních prostředí větší, tím větší množství vlnění je odraženo (Ferda a kol., 2015, s. 20). Čas příjmu zvuku trvá mnohem déle, než jeho vysílání. Ultrazvukové vlny jsou v sondě registrovány a vytvářeny pomocí piezoelektrického krystalu. Krystal je vlivem příchozího echa stlačován, čímž se na jeho povrchu vytváří elektrický potenciál (Vomáčka a kol., 2015, s. 38). Ten je veden do počítače a zpracován ve výsledný obraz (Campo, 2017, s.

39). Opačně je elektrickým signálem krystal deformován a jeho střídavým kmitáním vzniká příčné mechanické vlnění. Pro úspěšné ultrazvukové vyšetření je potřeba, aby bylo docíleno dobré vodivosti signálu vysílaného sondou mezi její hlavicí a pokožkou, protože vrstva vzduchu by vlnění odrazila. Užíváme tedy kontaktní gel či vodu, které toto vodivé prostředí vytváří (Ferda a kol., 2015, s. 20). Studie srovnávající použití ultrazvukového gelu a fyziologického roztoku uvádí, že rozdíl v subjektivní kvalitě výsledného obrazu a času do jeho pořízení není významný a fyziologický roztok je proto dobrou alternativou (Williams a kol., 2019). Ve světě již bylo na některé látky v kontaktních gelech zaznamenáno několik případů alergických reakcí, většinou se jednalo o kontaktní dermatitidu. Tyto případy jsou však vzácné (Corazza a kol., 2017; Aranzabal a kol., 2019; Almeida a kol., 2019).

Nejjednodušší typ zobrazení ultrazvukového obrazu se nazývá A-mód. Jedná se o jednorozměrné zobrazení tvořené kmity (amplitudami, odtud název A-mód) popisující velikost intenzity odražených vln v časovém sledu (Musil, 2019, s. 13). Vzdálenost mezi jednotlivými kmity je poměrem skutečné vzdálenosti mezi tkáňovými rozhraními, tedy místy odrazu. Mimo využití v oftalmologii (Zemanová, 2016) je tato metoda již na ústupu (Vomáčka a kol., 2015, s. 38), stejně jako její varianta M-mód (Heřman a kol., 2014, s. 19), jež je průběžným zobrazením A-módu, které umožňuje zachytit pohybující se struktury, čehož se využívá v kardiologii. B-mód představuje již pokročilejší typ zobrazení, při kterém je vytvářen dvourozměrný šedotónový obraz (Musil, 2019, s. 13). Ten je složen z bodů, kterým je přiřazen určitý odstín šedi podle toho, jakou intenzitu má odražené vlnění z daného místa. Čím silněji se zvuk odrazí, tím je bod světlejší. Vlastnost tkáně odrazit ultrazvukové vlny nazýváme echogenita neboli odrazivost. Světlejší útvary v obraze označujeme jako hyperechogenní, útvary tmavší než okolí jako hypoechogenní a tmavé objekty, ve kterých se vlny vůbec neodrážejí, jako anechogenní, v tomto případě se jedná o prostředí homogenní, např. čirá tekutina. Výrazná akustická rozhraní jako kost a plyn vytvářejí tzv. akustický stín, jelikož veškerý signál odrazí, což může hodnocení hlouběji uložených struktur z obrazu znesnadnit (Ferda a kol., 2015, s. 20–21). Dříve používané velmi pomalé statické B zobrazení bylo zcela nahrazeno dynamickým B-módem (Zemanová, 2016), při němž je současně vysíláno a zpracováváno mnoho akustických signálů a rychlé opakování tohoto děje umožňuje i sledování pohybu. B-mód se také označuje jako 2D zobrazení.

Ultrazvukový obraz může být buď pravouhlý, což se týká tzv. lineárního zobrazení, v případě, že směr jednotlivých impulzů a přijatých ech je rovnoběžný, nebo také divergentní při zobrazení sektorovém, kdy se linie impulzů a ech ve směru od sondy rozbíhají (Musil, 2016, s. 17). Podle tvaru výsledného obrazu můžeme rovněž rozdělit ultrazvukové sondy. Lineární

sondy, které využívají první výše zmíněný typ zobrazení, jsou uspořádány do rovné řady a obsahují mnoho zdrojů mechanického vlnění, (Hrazdira, 2011, s. 36) a tvoří obraz obdelníkového tvaru (Ferda a kol., 2015, s. 20). Takové sondy s vyšší frekvencí se využívají v dopplerovském vyšetření cév a zobrazování struktur blízko povrchu těla (Hrazdira, 2011, s. 36), jelikož vlnění o vyšší frekvenci neproniká tkání příliš hluboko, avšak produkuje kvalitnější obraz (Karetová a kol., 2017, s. 37). Na principu sektorového zobrazení fungují sektorové sondy, jejichž využití nalézáme zejména při vyšetření hůře dostupných orgánů. Umožňují zobrazit poměrně rozsáhlou oblast z malé plochy a lze tak s nimi vyšetřovat orgány skrz mezižeberní prostory (Hrazdira, 2011, s. 36) či fontanely u dětí. Konvexní sondy se používají k vyšetření orgánů břicha a pánve (Ferda a kol., 2015, s. 20). K získání obrazu z těchto hlubších struktur je třeba použít nižších frekvencí pro jejich lepší penetraci do hloubky, poskytují však menší rozlišení (Campo, 2017, s. 41). Tyto sondy pracují rovněž se sektorovým zobrazením; uspořádání zdrojů vlnění je podobné jako u lineárních sond, avšak do konvexní plochy. Další typy tzv. endokavitárních sond se využívají pro získání detailnějších obrazů díky přiblížení zobrazovaným orgánům skrz tělní dutiny (Hrazdira, 2011, s. 36–37). Tužkové sondy se využívají při měření periferních tlaků, např. pro zjištění výše zmíněného indexu kotník-paže (Karetová a kol., 2017, s. 33–37).

2.2.2 Dopplerovská ultrasonografie

Speciálním typem sonografického zobrazení je dopplerovský mód, kterým je možné měřit rychlost a směr proudění krve v cévách (Ferda a kol., 2015, s. 21) stejně jako jeho kvalitu (Pitřhová, 2018). Na nativním ultrazvukovém obraze se lumen cév zobrazuje černé, stejně jako dutiny vyplněné tekutinou. K rozpoznání jejich obsahu je proto nutné využít jiný fyzikální princip než jen zachycování klasického odrazu US vlnění; je zapotřebí detekovat mnohem jemnější signály rozptylu vlnění od pohybujících se erytrocytů. Ke zpracování těchto signálů se využívá Dopplerův jev (Jenderka, Delorme, 2015), který byl popsán fyzikem Christianem Dopplerem v 50. letech 19. století a v medicíně poprvé využit až o více než sto let poté. Podstatou jevu je, že délka a frekvence vlnění, které je vysíláno určitým zdrojem, se zdají pozorovateli pozměněné při vzájemné změně vzdálenosti mezi ním a vysílačem. Pokud se pohybující se zdroj přibližuje k přijímači či naopak přijímač k vysílači, frekvence se zdá vyšší. Pokud se vzdalují, frekvence je nižší. Sonografické vyšetřovací sondy vysílají vlny o konstantní frekvenci, které se od nepohyblivých struktur odráží, aniž by se jejich frekvence změnila, čehož se využívá při B zobrazování. Od pohybujících se objektů se však ultrazvukové vlny odráží s pozměněnou frekvencí, což platí také pro erytrocyty v cévách (Musil, 2019, s. 14–15). Délka

vln je výrazně větší než velikost erytrocytů, ty proto působí jako malé zdroje rozptylu (Hrazdira, 2011, s. 22), který je nazýván Rayleighův–Tyndallův (Vomáčka a kol., 2015, s. 39). Z rozdílu frekvence vyslaného a přijatého vlnění zjistíme tzv. frekvenční posun (Musil, 2019, s. 15), někdy rovněž nazývaný dopplerovský (Vomáčka a kol., 2015, s. 39; Ferda a kol., 2015, s. 121). Lze vypočítat pomocí vztahu:

$$f_d = \frac{2 f_v v \cos \alpha}{c}$$

kde f_d je rozdíl mezi velikostmi frekvence vyslané a přijaté ultrazvukové vlny;

f_v je frekvence ultrazvukové vlny vyslané sondou;

v je rychlost proudění krve;

c je rychlost šíření ultrazvukových vln v krvi (1540 m/s);

α je úhel mezi směrem dopadu vln a pohybu erytrocytů, tzv. dopplerovský úhel (Hrazdira, 2011, s. 23; Musil, 2019, s. 15).

Z výše zmíněné rovnice vyplývá, že změna frekvence je přímo závislá na rychlosti pohybu krve. Funkce $\cos \alpha$ popisuje skutečnost, že zdroj vlnění a pozorovatel se vždy nepohybují proti sobě přímo a k frekvenčnímu posunu přispívá pouze složka rychlosti ve směru zdroje vln (Jenderka, Delorme, 2015). Úhel dopadu vlnění nesmí být kolmý, jelikož výsledná hodnota po dosazení 90 stupňů do funkce cosinus je nula, tudíž by bylo měření rychlosti proudění krve nemožné. Čím menší úhel zvolíme, tím je měření přesnější (Musil, 2019, s. 15), v praxi se využívá úhlu menšího než 60° (Jenderka, Delorme, 2015). Kromě manuálního naklonění sondy lze také využít elektronického vychýlení signálu (Ferda a kol., 2015, s. 121). Při záznamu nižších rychlostí využíváme sondy s vyšší ultrazvukovou frekvencí, naopak pro hodnocení vyšších rychlostí frekvenci nižší; většinou se frekvence dopplerovského vyšetření pohybují od 1 MHz k 10 MHz (Musil, 2019, s. 15) nebo od 5 MHz do 10 MHz (Karetová a kol., 2017, s. 37) a jedná se o sondy lineární.

Kontinuální a pulzní způsob záznamu

Dopplerovské zobrazování mohou sondy provádět dvěma způsoby, a to kontinuálním (CW) či pulzním (PW). Výsledkem těchto metod je spektrální záznam podávající informace o směru, rychlosti a časovém průběhu krevního toku (Karetová a kol., 2017, s. 39). Způsobem kontinuálním je zvuk nepřetržitě vyslán a přijímán současně, avšak v celé délce ultrazvukového svazku a nelze při něm tudíž prostorově zaměřit cílovou oblast. Používá se proto k vyšetření povrchových cév (Jenderka, Delorme, 2015). Výhodou u tohoto způsobu je

absence limitu pro dopplerovský posun, díky čemuž lze přesněji měřit vyšší rychlosti krevního toku (Musil, 2019, s. 16). CW způsob využívají sondy v echokardiografii či sondy tužkové (Karetová a kol., 2017, s. 39). V případě pulzní metody je ultrazvuk vysílán v krátkých časových intervalech a analýza krevního průtoku probíhá pouze v určitém tzv. vzorkovacím objemu vybrané cévy, což umožňuje volbu přesné prostorové lokalizace. Většina dopplerovských sond v cévní diagnostice funguje v pulzním režimu (Musil, 2019, s. 16–17). Nevýhodou PW zobrazování při vyšších rychlostech krevního toku je možnost vzniku tzv. aliasingu, fenoménu nejednoznačnosti, kdy se směr části zobrazeného toku změní v opačný (Karetová a kol., 2017, s. 41).

Typy záznamu v dopplerovské US

Důležitým dopplerovským zobrazením je barevný záznam neboli CFM z angl. color flow mapping (Karetová a kol., 2017, s. 40–41), který pomocí barevného spektra umožňuje zobrazení rychlosti a směru krevního průtoku, a to v reálném čase (Musil, 2019, s. 17). Spektrum se v závislosti na směru toku pohybuje od červené či žluté k modré nebo zelené barvě (Vomáčka a kol., 2015, s. 39) a je možné jej elektronicky měnit. Vyšší rychlosti jsou vyjádřeny světlejšími odstíny (Karetová a kol., 2017, s. 40–41). Dalším zobrazením, které hraje roli v dopplerovské ultrasonografii, je spektrální záznam. Vyjadřuje závislost rychlosti proudění na čase ve formě křivky (Ferda a kol., 2015, s. 121), která má u tepen za fyziologických podmínek trojfázový obraz. Při uzávěru tepny se křivka mění v jednofázovou a zploštělou. Záporné hodnoty, kterých může křivka nabývat, značí směr proudění směrem od sondy, kladné směrem k sondě (Karetová a kol., 2017, s. 33). Horizontální osa křivky popisuje časový průběh, vertikální osa velikost rychlosti proudění (Češka a kol., 2020, s. 192). Při spektrálním měření se současně využívá i akustického záznamu (Ferda a kol., 2015, s. 121), při kterém se ultrazvukové frekvence v MHz převádí na frekvence lépe hodnotitelné lidským sluchem (Vomáčka a kol., 2015, s. 39).

Dopplerovské módy se často používají v kombinaci s B-módem, což umožňuje zároveň získání morfologického obrazu tkání i informací o rychlosti pohybu krve. 2D zobrazení spolu s pulzním dopplerem nazýváme duplexní ultrasonografie (DUS). Možnost vyšetřování cév poskytuje také barevná duplexní sonografie, kdy se k DUS přidává barevné zobrazení a vzniká tak triplexní US (Musil, 2019, s. 18), v praxi se však místo tohoto označení užívá pouze pojem duplexní sonografie (Karetová a kol., 2017, s. 37).

V diagnostice tepenných poruch oblasti dolních končetin představuje DUS po základním fyzikálním a přístrojovém vyšetření důležitý krok k hodnocení jejich anatomické

a hemodynamické stránky. Jde o první zobrazovací metodu k detekci rozsahu ICHDK. Současná kombinace s měřením ABI zvyšuje citlivost a specifitu detekce stenóz (Aboyans a kol., 2018). Cílem tohoto vyšetření je potvrzení, nebo naopak vyloučení poruchy arteriálního systému dolních končetin. Anatomické zobrazení lumen tepny či aterosklerotické změny umožňuje posoudit šedotónový B-mód, k posouzení vlastností krevního toku slouží dopplerovský záznam (Pitřhová, 2018), součástí něhož je mimo jiné hodnocení průběhu a tvaru spektrální křivky. Závažnost stenózy v tepně lze kvantifikovat hodnotou PSVR, kterou zjistíme vypočítáním poměru rychlosti toku uvnitř stenózy a rychlosti naměřené před stenózou. Vyšší hodnota odpovídá závažnější stenóze (Zimolová, 2010), např. PSVR vyšší než 7,0 značí stenózu nad 80 %. Při uzávěru tepny pozorujeme v jeho místě vymizení toku, distálně může být průtok zachován díky kolaterálnímu oběhu, který rovněž při vyšetření posuzujeme. Ultrasonografií můžeme také diagnostikovat patologické stavy jako aneurysmata abdominální aorty či vzácněji aneurysmata kyčelních tepen a tepny popliteální, disekce, arteriovenózní píštěle nebo útlakový syndrom arteria poplitea (Karetová a kol., 2017, s. 51–55). Využití nachází US také u pravidelných kontrolních vyšetření po cévním chirurgickém zákroku, např. při hodnocení průchodnosti bypassů (Češka a kol., 2020, s. 197). Nevýhodou této metody může být menší zorné pole, jež omezuje diagnostiku rozsáhlejšího aterosklerotického postižení, dále nutnost zkušenosti vyšetřujícího lékaře a nemožnost hodnocení tepenného systému u některých obézních pacientů, zejména v oblasti průchodu arteria femoralis skrz Hunterův kanál (Takahashi a kol., 2019).

2.3 Výpočetní tomografie

Tato poměrně nová diagnostická zobrazovací metoda, jež se využívá i pro některé terapeutické výkony, se v krátkém čase stala velice oblíbenou (Seidl a kol., 2012, s. 44), zejména díky možnosti rychlého vyšetření, vysokému prostorovému rozlišení (Roztočil a kol., 2017, s. 167) a stále lepší dostupnosti (Vomáčka a kol., 2015, s. 42). Stejně jako konvenční rentgenový přístroj pracuje výpočetní tomograf s ionizujícím zářením, avšak na rozdíl od něj umožňuje vytvářet řezy, jejichž rekonstrukcí lze získat trojdimenzionální obraz (Campo, 2017, s. 23), což odstraňuje problém sumace nitrotělních struktur (Mírka, Ferda, 2015, s. 10). Zobrazování tepen umožňuje CT arteriografie, častěji označována obecnějším termínem CT angiografie (Roztočil a kol., 2017, s. 168).

2.3.1 Základní principy zobrazování výpočetní tomografií

Podstatnou součástí CT přístroje tvoří vyšetřovací tunel neboli gantry, v němž je umístěna rentgenka s detektory a k němuž je připevněn posuvný stůl (Vomáčka a kol., 2015, s. 43).

Při vyšetření rentgenka a protilehlé detektory rotují kolem pacienta ležícího na stole. Rentgenové záření vycházející z rentgenky je průchodem skrz tělo zeslabováno v závislosti na hustotě dané tkáně a míra absorpce paprsků je detektory měřena a odeslána do počítače (Campo, 2017, s. 23–24). Ten představuje nezbytnou a důležitou část přístroje, vzhledem k náročnosti potřebných výpočetních operací (Seidl a kol., 2012, s. 47). Pomocí matematických výpočtů je podle intenzity absorpce záření přiřazena tkáním určitá hodnota tzv. denzity vyjádřené v Hounsfieldových jednotkách (HU). Velikosti denzit jednotlivých tkání se mohou pohybovat na škále od -1000 HU k +3096 HU (Vomáčka a kol., 2015, s. 42). Záporných hodnot nabývají struktury, které absorbují záření méně, např. plíce a tuková tkáň. Částečně zvýšeně zeslabujícím záření patří hodnota kladná, což zahrnuje měkké tkáně, kosti nebo kontrastní látky. V průběhu rotace provede přístroj mnoho expozičních, z nichž je možné pomocí různých algoritmů získat výsledný CT obraz v podobě průřezu tělem. Šířka řezu je poté dána tím, jak široká je detektorová řada, většinou se pohybuje v rozmezí 0,5–1,5 mm (Ferda a kol., 2015, s. 18–19). Každý obrazový element výsledného CT snímku, který ukazuje míru absorpce rentgenového záření v daném místě řezu, nabývá určitý odstín šedi. Se vzrůstající denzitou se odstín přibližuje barvě bílé, nižším denzitám odpovídá tmavší až černý odstín (Campo, 2017, s. 24). Podle toho také označujeme nálezy na skenu jako hyperdenzní při světlejším odstínu, izodenzní při denzitě stejné a hypodenzní u tmavších částí, vždy v porovnání s normální denzitou orgánu (Heřman a kol., 2014, s. 25). Rozsah HU můžeme ve vytvořeném obraze modifikovat použitím tzv. okna, které je definováno určitou šíří a středem. Při použití širšího okna se zobrazí více typů denzit, ale snižuje se rozdíl mezi tkáněmi s podobnými hodnotami, a tudíž se od sebe hůře rozlišují (Campo, 2017, s. 24). Naopak se správně nastaveným oknem lze posoudit tkáně i s malými rozdíly denzit (Ferda a kol., 2015, s. 19). Příklady nejčastěji používaných prohlížečích oken jsou uvedeny v Tabulce 4.

Tabulka 3 Základní prohlížečící okna u CT vyšetření

Vyšetřovaný orgán	Šířka okna	Střed okna
Mozek	75	30
Břícho	350	35
Mediastinum	400	40
Plíce	1600	-600
Skelet	3700	600

(Vomáčka a kol., 2015, s. 43)

Starší konvenční CT skenery obsahovaly jen jednu řadu detektorů a posun stolu probíhal po jednotlivých řezech. Tento pomalejší způsob dnes nahradily spirální CT, kde se stůl s pacientem pohybuje konstantní rychlostí při současné akvizici. Rychlost vyšetření rovněž

zvýšily multidetektorové CT přístroje (MDCT), které umožňují současné snímání více tomografických vrstev při jedné otáčce rentgenky, což znamená skenování rozsáhlejší oblasti za kratší čas a s lepším rozlišením. Tato skutečnost také snižuje množství dechových či různých pohybových artefaktů a usnadňuje zobrazení drobných struktur (Campo, 2017, s. 25–26), jelikož řezy vytvářené těmito přístroji jsou tenké (Ferda a kol., 2015, s. 18).

2.3.2 CT angiografie (CTA)

Díky dobré dostupnosti dnes již toto vyšetření v diagnostice tepen dolních končetin nahrazuje invazivní angiografii (Roztočil a kol., 2017, s. 167), ke které se většinou přistupuje teprve při léčebném výkonu (Vomáčka a kol., 2015, s. 144). Abychom mohli pomocí výpočetní tomografie cíleně zobrazit cévy, je potřebné aplikovat pacientovi intravenózně kontrastní látku (KL), jejíž náplň v cévách lze po CT vyšetření pozorovat (Karetová a kol., 2017, s. 62), jelikož standartně při nativním zobrazení cévní struktury ani krev kontrastní nejsou (Ferda, 2004c, s. 3). K nitrožilnímu podání se využívá výhradně jodová vodná kontrastní látka (Ferda a kol., 2015, s. 19), která je vylučována ledvinami. Zvyšuje absorpci rentgenového záření v těle a zobrazuje se tedy jako hyperdenzní. S její aplikací se pojí také určité riziko nežádoucích vedlejších reakcí, které mohou v některých případech vyústit až v selhání srdce, ledvin či anafylaxi. Těmto reakcím se snažíme předcházet mimo jiné kontrolou alergologické anamnézy, ledvinných funkcí, dostatečnou hydratací či premedikací rizikových pacientů (Vomáčka a kol., 2015, s. 67–69). Češka a kol. (2020) tvrdí, že při správné premedikaci a dostatku tekutin je riziko alergických reakcí či kontrastní nefropatie ledvin nízké a zvýšené pozornosti bychom měli dbát spíše u pacientů s již existujícím ledvinným a srdečním onemocněním, diabetem a dehydratací. Piřhová (2018) označuje CT angiografii za metodu semi-invazivní právě kvůli nutnosti intravenózní aplikace KL a současné zátěži pacienta ionizujícím zářením v porovnání se zobrazováním magnetickou rezonancí; výhodou však je vyšší rychlost a zatím stále lepší dostupnost CT vyšetření.

Snaha o snížení radiační zátěže přináší několik způsobů, ke kterým se v poslední době přistupuje, např. modulace expozičních parametrů z dat naměřených při provedení plánovacího skenu, kdy dochází k automatickému nastavení nejvhodnější velikosti proudu a napětí rentgenky. Další možnost zahrnuje využití speciálního rekonstrukčního algoritmu, tzv. iterativní rekonstrukce, která ve výsledném obraze snižuje množství šumu, díky čemuž lze snížit expoziční parametry až na polovinu při současném zachování dostačující kvality. Možnost úspory množství aplikované KL nabídly až novější multidetektorové přístroje s výrazně vyšším počtem detektorových řad (40–256) (Baxa a kol., 2012). Rychlost skenování

prvních MDCT přístrojů s menším počtem řad (2–10) nebyla dostatečná pro zobrazení tepen celé oblasti dolních končetin, proto bylo nutné aplikovat větší množství kontrastní látky s nižší rychlostí průtoku, nebo využít metodu tzv. dvojitého testovacího bolusu. Při této speciální technice aplikujeme nejdříve bolus KL o malém množství a jeho průběh je sledován v oblasti hrudní aorty a na úrovni arteria poplitea, načez počítačový software vyhodnotí čas nástupu maximální denzity v těchto místech a dobu průběhu vrcholu mezi jednotlivými úrovněmi, tzv. aortopopliteální tranzitní čas. Po korekci na délku výsledného skenu se automaticky optimalizuje celkový a počáteční čas akvizice a následně je možné aplikovat menší množství kontrastní látky vyšší rychlostí (Baxa a kol., 2013). Nevýhodou zde však mohou být rozdílné cirkulační parametry druhé dávky KL, která se objemem v porovnání s testovacím bolusem liší (Procházka, Čížek, 2012c, s. 95).

Příprava k vyšetření CT angiografií

U pacientů s neodkladnými akutními potížemi je příprava minimální (Karetová a kol., 2017, s. 62). Klasicky přichází nemocný lačný alespoň 4 hodiny před vyšetřením, příjem tekutin by omezen být neměl, naopak je třeba, aby byl pacient dobře hydratován (Procházka, Čížek, 2012c, 94). Důležitá je znalost jeho závažných onemocnění, alergií a ledvinných funkcí (Vomáčka a kol., 2015, s. 44). Pacienta premedikujeme dvěma tabletkami Dithiadenu večer a ráno před vyšetřením (Procházka, Čížek, 2012c, 94). Pokud zjistíme přítomnost předešlé alergické reakce na KL, polyvalentní alergii či průduškové astma, podáváme speciální premedikaci kortikoidy, kterou může být Prednison. Hodnota kreatininu nad 300 mikromol/l, která poukazuje na zhoršenou renální funkci, může být relativní kontraindikací (Vomáčka a kol., 2015, s. 69). V takovém případě můžeme provést vyšetření za přítomnosti odborného dohledu anesteziologa. Příchozího pacienta musíme informovat o průběhu diagnostického vyšetření, což zahrnuje vyplnění tzv. informovaného souhlasu s jeho provedením. Poté jej uložíme na vyšetřovací stůl a pro nitrožilní podání kontrastní látky zavádíme periferní flexibilní kanylu s průsvitem 20 G a více, jež je připojena na tlakový injektor (Vomáčka a kol., 2015, s. 44).

Průběh vyšetření CT angiografií

Prvním krokem k zahájení vyšetřovacího procesu po volbě CT protokolu je zhotovení snímku ve statické poloze retgenky, tzv. topogramu (Ferda a kol., 2015, s. 19) neboli plánovacího skenu, z něhož volíme rozsah skenované oblasti. Je třeba dbát na volbu optimálního rozsahu, který minimalizuje možnou radiační zátěž pacienta tím, že nedochází k ozáření přebytečných částí těla (Vomáčka a kol., 2015, s. 44). Klasicky provádíme sken

od bránice po konec dolních končetin (Ferda, Mírka, Baxa, 2009c, s. 184). Nastavení akvizičních dat zahrnuje rychlost posunu stolu a rotace rentgenky, kolimaci a expoziční parametry, které mohou být zvoleny manuálně (Vomáčka a kol., 2015, s. 44), nebo automaticky pomocí výše zmíněné techniky uzpůsobení expozice podle provedeného topogramu, díky čemuž je možné zatížení pacienta zářením snížit.

Skutečnost, která činí zobrazování tepen dolních končetin technicky náročným, je výrazný rozsah vyšetřovací oblasti (Baxa a kol., 2012). Pro jejich kvalitní vizualizaci je podstatné zvolit správnou dobu začátku akvizice (Češka a kol., 2020, s. 194). Ke zjištění optimálního načasování spuštění skenu je nutné stanovit cirkulační čas. Ten představuje dobu, za kterou proteče kontrastní látka do dané cévy od místa, kde byla aplikována. Mezi metody stanovení cirkulačního času patří empirická metoda, kterou je možno použít u přístrojů s nízkou rychlostí akvizice, dále metoda bolus-timing neboli metoda testovacího bolusu, která je zmíněna výše, a pak také metoda bolus-tracking (Ferda, 2004c, s. 6), kdy CT přístroj provádí krátké skeny určité oblasti břišní aorty a sleduje nárůst denzity v její lumen, načež spustí skenování při dosažení stanovené denzitní hodnoty (Roztočil a kol., 2017, s. 168). Ferda a kol. (2009c, s. 185) však doporučuje umístění bolus-trackingu do oblasti stehien a zahájení akvizice vizuálně.

Provedením vyšetření získáme hrubá data, ze kterých lze poté rekonstruovat dvoj- nebo trojdimenzionální obrazy a následně je archivovat v digitálním systému PACS (Vomáčka a kol., 2015, s. 45). K základním obrazovým úpravám patří **multiplanární rekonstrukce** (MPR), při nichž se zhotovují z původních transverzálních řezů obrazy v rovině sagitální, koronární či šikmé. Jejich kvalita závisí na šířce kolimace a na velikosti překrytí jednotlivých řezů. **Projekce maximální intenzity** (MIP) zobrazí v daném směru vždy pouze obrazový element o nejvyšší denzitě a výsledný soubor těchto elementů se promítne do jedné roviny. K vytvoření kvalitní rekonstrukce by měla mít denzita cévy naplněné kontrastní látkou minimální hodnotu 200–250 HU a transverzální řezy co nejnižší šum. Subtrakcí kostní tkáně můžeme docílit zobrazení podobajícího se DSA (Procházka, Čížek, 2012c, 97). Tento způsob však selhává, pokud nejsou cévy od kosti odděleny měkkou tkání, k čemuž často dochází u arteria tibialis anterior. Rovněž není vhodná pro hodnocení kalcifikovaných cév. Vyšší přesnosti zobrazení v kalcifikovaných oblastech dosahuje CPR neboli rekonstrukce zakřivené plochy, jež ukazuje podélný průřez cévy v ploše, avšak pouze v rámci jedné cévy, což řeší mpCPR (z angl. Multipath CPR) zobrazující současně průběh celého arteriálního stromu (Schreiner a kol., 2018). Objemová rekonstrukce (VRT) je dnes již standartní technikou 3D vizualizace obrazových dat CT. Její hlavní výhoda spočívá v relativně snadném vyhodnocení

různých anatomických struktur větší oblasti těla současně. Umožňuje také barevné zobrazení. Do popředí se v posledních letech dostává nová metoda, tzv. cinematic rendering (CR), která oproti VRT vytváří mnohem realističtější 3D anatomické zobrazení tkání, klade však vyšší nároky na výpočetní techniku (Dappa a kol., 2016).

CT vyšetření indikujeme v případech již diagnostikované ischemické choroby dolních končetin k plánování chirurgických a revaskularizačních výkonů (Češka a kol., 2020, s. 198) či k posouzení rozsahu a lokalizace onemocnění. Provádí se rovněž při návratu obtíží po léčbě, např. při uzavěru tepenného bypassu, zhoršení aterosklerotických změn či embolii (Karetová a kol., 2017, s. 64). Je výbornou volbou v detekci stenóz aortoiliakální a femoropopliteální oblasti a za výhodu tohoto vyšetření lze také považovat zobrazení tepenných kalcifikací a stentů po intervenční léčbě (Karetová a kol., 2018). Podobně umožňuje CT angiografie zobrazit cévní uzávěry, aneuryzmata, disekce a arteriovenózní malformace (Táborský a kol., 2017, s. 204). Oproti invazivní angiografii dokáže tato metoda zobrazit kromě průsvitu tepny také její stěnu i okolní struktury, avšak je limitována rozsáhlými kalcifikacemi, vlivem nichž nelze hodnotit lumen menších cév (Roztočil a kol., 2017, s. 167–168), zejména tepen v oblasti bérce (Karetová a kol., 2017, s. 64).

2.4 Magnetická rezonance

Kvalitní zobrazení měkkých tkání, možnost diagnostiky cévního systému bez aplikace kontrastní látky (Vomáčka a kol., 2015, s. 47), nepřítomnost zatěžujícího ionizujícího záření a vizualizace biochemických procesů v živé tkáni činí MR vyšetření nejdůležitější neinvazivní technikou radiologického zobrazování (Jiráček, Vítek, 2017, s. 32). Objev této metody byl podobně jako vynález výpočetní tomografie oceněn Nobelovou cenou (Ferda a kol., 2015, s. 18–22). Ačkoli není MR zobrazování první diagnostickou volbou při onemocnění periferních tepen, zejména pro vyšší cenu a delší čas akvizice, ale také kvůli klaustrofobii některých pacientů, může při jednom vyšetření získat více informací než US či CT (Takahashi, 2019).

2.4.1 Základní principy zobrazování magnetickou rezonancí

Technika této metody spočívá v absorpci radiofrekvenčního signálu jádry atomů vodíku, které jsou umístěny v silném statickém magnetickém poli a vykazují určitý magnetický moment. K zobrazování lze využít i jádra jiných izotopů, nejčastěji se však využívá vodík, který je přítomen ve všech organických sloučeninách a zejména v základní složce živé tkáně, vodě. Rozložení molekul vody pak odráží složení tkáně a změna jejich vlastností rovněž souvisí s patologickými procesy (Jiráček, Vítek, 2017, s. 32).

Protony jsou nabitě částice, jež svou rotací, tedy spinem, kolem sebe vytváří magnetické pole zvané magnetický moment. Za normálních podmínek je orientace protonů nahodilá. Pokud je však umístíme do silného magnetického pole, uspořádání os, kolem nichž se otáčí, se změní v rovnoběžné vůči magnetickým siločárám (Campo, 2017, s. 36). V tomto uspořádání se protony nachází buď v souhlasném, nebo v opačném směru (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 24), což odpovídá dvěma energetickým stavům, přičemž v nižší energetické hladině (souhlasném směru) je vždy o několik protonů více. Tento početní rozdíl se úměrně zvyšuje při vzrůstající intenzitě magnetického pole, díky čemuž jsou přístroje se silnějším polem citlivější (Beneš, Vítek, Jirák, 2015, s. 301). V poslední době se obvykle užívají přístroje o intenzitě 1,5 Tesla (T), ale novější dosahují i 3 či 7 T. Tyto však nachází využití spíše ve výzkumu (Vomáčka a kol., 2015, s. 47). Vzniklý stav způsobuje, že v tkáni vzniká magnetické pole, tzv. podélná magnetizace, která je však příliš slabá oproti vnějšímu poli, v němž je tkáň umístěna, a není tak možné ji změřit. Abychom mohli tento slabý signál detekovat, je nutné vektor tkáňové magnetizace vychýlit a změnit jej v magnetizaci příčnou. Vystavení protonů silnému magnetickému poli způsobuje rovněž precesní pohyb, tedy rotační pohyb po plášti kužele, který protony vykonávají v náhodné fázi, tedy nesynchronně (Ferda a kol., 2015, s. 22). Precese probíhá s tzv. Larmorovou frekvencí, kterou je možno odvodit vztahem:

$$\omega = \gamma B_0$$

kde ω je úhlová neboli Larmorova frekvence;

γ je gyromagnetická konstanta;

B_0 je velikost indukce statického magnetického pole.

Z výše uvedeného vyplývá, že Larmorova frekvence přímo závisí na velikosti magnetického pole B_0 . Její velikost pro pole o síle 1 T dosahuje pouze 42,6 MHz. MR přístroj pracuje tedy oproti CT s elektromagnetickým zářením o mnohem nižší frekvenci, a tudíž poškození tkáně ionizací nehrozí (Beneš, Vítek, Jirák, 2015, s. 302; Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 26). Při vyslání elektromagnetického impulzu o frekvenci rovnající se frekvenci precesního pohybu dochází k synchronizování protonů vlivem principu rezonance. Díky tomuto jevu se vektor podélné magnetizace sklápí a vzniká magnetizace příčná, kterou již lze pomocí elektromagnetické indukce v cívce měřit (Ferda a kol., 2015, s. 22). Nejčastěji jde o sklopení o 90°, pro rychlejší akvizici se používají úhly menší. Po ukončení radiofrekvenčního pulzu se protony vracejí zpět do výchozího stavu exponenciálním průběhem. Tento děj nazýváme relaxace. Při ní se uvolňuje energie ve formě tepla a pohyb protonů se opět rozfázuje.

Rozlišujeme dva relaxační procesy, a to T_1 relaxační čas, který představuje dobu, za níž dojde k návratu 63 % velikosti podélné magnetizace a T_2 relaxační čas, což je doba, za kterou poklesne příčná magnetizace na 37 % své původní hodnoty. Rychlost relaxace se liší podle složení tkání (Beneš, Vítek, Jirák, 2015, s. 303–306). Tkáně s vysokým obsahem tuku mají krátké relaxační časy a ve strukturách s vyšším obsahem vody je relaxace dlouhá. Podstata MR vyšetření tkví právě v registraci rozdílných relaxačních časů v různých zdravých a patologicky změněných tkáních. Podle různých T_1 a T_2 časů vykazují tkáně určitou intenzitu signálu, která je ve výsledném obraze kódována do stupňů šedi. Světlé struktury označujeme jako hypersignální, tmavé hyposignální a černé tkáně bez signálu asignální. Získané obrazy mohou být T_1 a T_2 vážené nebo proton denzitní (PD).

Opakování radiofrekvenčních impulzů mezi jednotlivými relaxačními procesy nazýváme sekvence. Rozeznáváme základní spin-echo sekvenci a gradientní echa, jež představují rychlé sekvence, při kterých se využívá malého vychylovacího úhlu ($10\text{--}50^\circ$), což výrazně urychluje vyšetření. Lze také využít speciální sekvence potlačující signál vody nebo tuku (Vomáčka a kol., 2015, s. 48–50).

MR přístroj je tvořen nejčastěji supravodivým magnetem, který vysílá statické magnetické pole B_0 a musí být chlazen tekutým heliem. Součástí je také korekční systém vyrovnávající případné nehomogenity v poli, gradientní cívky (Jirák, Vítek, 2017, s. 40), které umožňují výběr vrstvy a rozsahu vyšetření (Vomáčka a kol., 2015, s. 53) a cívky, které vysílají impulzy a přijímají magnetický signál. Dále jej tvoří počítačový systém (Jirák, Vítek, 2017, s. 40) a lůžko, na něž se ukládá pacient. Rozlišujeme cívky objemové neboli celotělové a povrchové, jež se přikládají co nejbližší k vyšetřovanému objektu (Beneš, Vítek, Jirák, 2015, s. 312).

2.4.2 MR angiografie (MRA)

Podobně jako CT angiografie umožňuje tento typ vyšetření zobrazit nejen průsvit, ale také okolí a stěnu cév (Roztočil a kol., 2017, s. 170), díky čemuž lze pomocí MR hodnotit aterosklerotické změny (Karetová a kol., 2017, s. 72). Oproti CT je výhodné její využití při zobrazení kalcifikovaných tepen. Rozlišovací schopnost u užších cév, např. v bérčové oblasti je však nedostatečná, proto zde bývá častěji nahrazována klasickou invazivní angiografií. Další výhodou MRA je možnost zobrazení cév bez podání kontrastní látky, čehož můžeme využít u pacientů s vyšším rizikem nežádoucích reakcí na její podání při CTA (Češka a kol., 2020, s. 194).

Při kontrastní MR angiografii (CE MRA) podáváme nitrožilně KL na bázi gadolinia. Tyto látky způsobují zvýšení signálu, zobrazované struktury jsou tedy hypersignální a vylučují se podobně jako jodové KL ledvinami. V porovnání s nimi jsou relativně bezpečnější, avšak jejich aplikace rovněž může způsobovat vznik alergických reakcí či negativně ovlivňovat funkci ledvin. U některých pacientů s ledvinným selháním poté hrozí nefrogenní systémová fibróza (Karetová a kol., 2017, s. 71), Roshin s Kramerem (2018) však uvádějí, že toto riziko je velmi nízké. Nulový nebo velmi nízký signál kostní tkáň neruší angiografický obraz, což vyšetření opět zvyhodňuje. Limitací při diagnostice končetinových tepen je velikost cívek, jež nepokryje současně celý vyšetřovaný objem a je nutné oblast rozdělit na tři segmenty, které se poté snímají po směru krevního toku. Distální oblast je tedy snímána o chvíli později, proto se zde již mohou zobrazovat naplněné žíly, což omezuje hodnocení arterií (Karetová a kol., 2017, s. 71).

Na základních sekvencích je proudící krev asignální, jelikož erythrocyty odtékají mimo zobrazovanou rovinu, v níž byly magnetizované, a do dané roviny přiteče krev, jejíž protony mají zachovanou podélnou magnetizaci. Tento jev nazýváme flow-void fenomén (Vomáčka a kol., 2015, s. 50). Pomocí něj lze zobrazit trombózu, při níž céva vydává odlišný signál. Tuto metodu také využívá nekontrastní MRA technika Time of Flight (TOF), při níž probíhá magnetizace krve mimo zobrazovanou rovinu a přitékající krev má tedy na rozdíl od okolní nehybné tkáň nenulový signál (Ferda a kol., 2015, s. 120). Jednou z prvních technik nekontrastního zobrazování periferních tepen byl fázový kontrast (PC), který využíval odlišnosti magnetizace protonů krve a nehybné okolní tkáň. Jeho výhodou je kratší doba vyšetření, a tudíž méně artefaktů vlivem pohybu pacienta. Obě tyto metody se již dnes využívají jen zřídka. Ustoupily pokročilejším technikám (Roshin, Kramer, 2018) jako např. Quiescent Interval Single Shot (QISS), při kterém se akvizice dat synchronizuje s EKG a provádí se rychlé sekvence (single shot), které snižují artefakty pohybu a urychlují akvizici (Cavallo a kol., 2019) a 3D Half Fourier Fast Spin Echo (3D FSE) rovněž synchronizované s EKG, kdy se pracuje s rozdílem rychle tekoucí arteriální a pomalu proudící venózní krve v systole a diastole. Obrazy systolické fáze se odečtou od diastolické, díky čemuž se oddělí tepny od žil. Dalším příkladem může být Balanced Steady State Free Precession (b-SSFP) využívající poměru T1 a T2 vážených obrazů k odlišení krve od okolní tkáň. Nejnovější metody MR diagnostiky ischemie dolních končetin využívají zobrazení perfuze, okysličení či metabolismu svalové tkáň, přičemž se však samotné tepny nezobrazují (Roshin, Kramer, 2018). Existují také sekvence umožňující zobrazení a měření krevního toku, tzv. velocity encoded (VENC). Hlavní nevýhodou nekontrastního vyšetření je závislost na směru toku krve a jeho rychlosti a ve většině

případů také delší akviziční doba, vlivem čehož může docházet k pohybovým artefaktům pacienta (Roztočil a kol., 2017, s. 171).

Magnetická rezonance má vysokou citlivost a specifitu v diagnostice arteriálních stenóz a uzávěrů, avšak někdy dochází k nadhodnocení rozsahu zúžení. Omezením může být rovněž zobrazení stentů (Karetová a kol., 2018).

3 Invazivní zobrazovací metody tepen dolních končetin

V současnosti toto odvětví radiologie reprezentuje nejčastěji digitální subtrakční angiografie (DSA) (Táborský a kol., 2017, s. 210). Mezi invazivní metody můžeme ale zařadit také intravaskulární ultrazvuk (Roztočil a kol., 2017, s. 149), který se však využívá spíše v kardiologii pro zobrazení lumen tepen věnčitých (Zohoor, Ondrejčák, Bystroň, 2019), pro periferní cévy jen vzácně (Zimolová, 2010).

3.1 Digitální subtrakční angiografie

Invazivní angiografie spočívá v aplikaci kontrastní látky skrz katetr či jehlu přímo do určité cévy s následným rentgenovým zobrazením (Procházka, Čížek, 2012c, s. 11). Ačkoli je z diagnostického hlediska tato metoda stále více nahrazována neinvazivními technikami, její možnost endovaskulárního terapeutického výkonu v průběhu vyšetření ji činí zcela jedinečnou (Pitřhová, 2018). V souvislosti s onemocněním končetinových tepen se provádí za účelem perkutánní intervence nebo k posouzení chirurgického řešení pomocí bypassu. Je vynikající volbou pro zobrazování tepenného bércevého a pedálního řečiště (Karetová a kol., 2018) a považuje se za zlatý standard vaskulárních zobrazovacích metod.

Pacient by měl k vyšetření přicházet lačný, dobře hydratovaný, podáváme mu premedikaci proti alergickým reakcím a léky na snížení krevní srážlivosti. Vyšetření probíhá za aseptických podmínek. Pacient je uložen na pohyblivé desce a okolo něj se pohybuje skiografické C rameno. Vlastní výkon je zahájen punkcí tepny, u níž nesmí chybět hmatná pulzace. Nejčastěji se jedná o femorální tepnu a punkce se provádí v oblasti třísla tzv. Seldingerovou metodou. Skrz punkční jehlu je zaveden vodič, načež se jehla odstraní a po vodiči zasuneme do tepny pouzdro s chlopní, skrz které poté můžeme zavádět vodiče nebo katétry aniž by docházelo k většímu úniku krve. Následně zavádíme za skiaskopické kontroly katétr a aplikujeme kontrastní látku. Náplň cév se zaznamenává na dvourozměrném obraze. Podstatou DSA je zhotovení snímku bez kontrastní náplně neboli masky a poté odečtení tohoto snímku od obrazů následujících po aplikaci KL. Tím vzniká obraz se zvýrazněnou konturou cév bez rušivých struktur na pozadí (Karetová a kol., 2017, s. 73–75) a tento digitální obraz se přenáší na monitor v reálném čase (Táborský a kol., 2017, s. 210).

Určité riziko představuje podání jodové kontrastní látky, ale také komplikace plynoucí z invazivity vyšetření, tedy možnost embolických komplikací, disekce, perforace tepny, krvácení (Češka a kol., 2020, s. 195), hematom, arteriovenózní píštěl či infekce. Po intravaskulárním výkonu provádíme kompresi tepny v místě punkce a pacient dodržuje klidový režim na lůžku po dobu až 24 hodin (Vomáčka a kol., 2015, s. 60).

4 Role radiologického asistenta

Radiologický asistent je důležitou součástí výše zmíněných vyšetření. Je od něj vyžadován ohleduplný a empatický přístup k nemocnému, samostatnost, ale také kvalitní spolupráce s lékařem (Vomáčka a kol., 2015, s. 12).

Při CT vyšetření kontroluje alergologickou anamnézu, vyplňuje s pacientem informovaný souhlas, zajišťuje nitrožilní přístup k podání KL a ukládá pacienta na vyšetřovací stůl. Zhotovuje plánovací skeny, volí rozsah vyšetření a nastavení akvizičních parametrů a provádí obrazové rekonstrukce, které poté odešle do systému PACS. Velice důležitá je jeho znalost indikací a vyšetřovacích protokolů (Vomáčka a kol., 2015, s. 44–45).

V průběhu angiografického vyšetření se radiologický asistent stará o chod RTG přístroje, připravuje k provozu vysokotlakový injektor a pomocí něj aplikuje kontrastní látku, přijímá žádanky a zpracovává a archivuje obrazovou dokumentaci (Procházka, Čížek, 2012c, s. 17). Měl by mít přehled o postupu jednotlivých vyšetření, anatomické znalosti a rovněž musí pohotově reagovat na požadavky lékaře (Vomáčka a kol., 2015, s. 64).

Zodpovědný přístup zahrnuje také důkladnou kontrolu žádanky před MR vyšetřením a dotazování se pacienta po přítomnosti kardiostimulátoru za účelem odhalení kontraindikace (Vomáčka a kol., 2015, s. 57).

ZÁVĚR

Tepenné řečiště dolních končetin tvoří bohatou síť, díky čemuž v případě uzávěru jedné tepny nemusí dojít k úplnému přerušení krevního zásobení končetiny.

Nejčastější příčinou onemocnění tepen je ateroskleróza, která způsobuje pomalu progredující tuhnutí cévní stěny a ukládání ateromových plátů v tepenném průsvitu. ICHDK vzniká vlivem omezení krevního průtoku v tepenném řečišti dolních končetin, což může vést k chronickému, nebo akutnímu tepennému uzávěru. U nemocných s ICHDK je závažné zvýšené riziko vzniku kardiovaskulárních příhod.

Ischemii končetinových tepen můžeme diagnostikovat klinickým vyšetřením pomocí klasických a přístrojových metod, kam řadíme zejména měření ABI, TBI, prstovou fotopletyzomografii, TcPO₂ a test na běžícím páse. Při limitaci těchto metod nebo požadavku anatomického vyobrazení cévní patologie využíváme radiodiagnostické zobrazovací metody. V dnešní době se více upřednostňují neinvazivní metody s různými možnostmi způsobu zobrazování. US pracuje s vysokofrekvenčním mechanickým vlněním, které nezpůsobuje téměř žádné nežádoucí účinky a je oblíbené pro svou snadnou dostupnost. Pro zobrazování cévního systému je možno použít dopplerovských zobrazovacích technik. CT vyšetření je ceněno zejména pro rychlé provedení. Pomocí CTA, při níž se podává intravenózně KL, lze zobrazit tepny v trojrozměrném obraze či v různých libovolných rovinách. Nevýhodou je pak ionizující záření a možnost poškození ledvin aplikovanou KL. MR vyšetření je jednou z nejmladších zobrazovacích metod a na rozdíl od CT nevydává škodlivé záření. MRA umožňuje zobrazit tepny i bez podání KL, avšak tyto metody stále nedosahují takové kvality zobrazení jako CE MRA.

Jedinou invazivní technikou, která se používá v diagnostice tepen dolních končetin, je DSA. Nenahraditelná je zejména pro její možnost provedení terapeutického zákroku současně při diagnostickém zobrazení cévy pomocí KL.

Radiologický asistent je cennou součástí diagnostického týmu, se kterým by měl úzce spolupracovat. Vzhledem ke specializované činnosti jeho povolání je nutné, aby měl dostatečné teoretické i praktické znalosti z oboru.

Vytyčené cíle práce o sumarizaci aktuálních poznatků z problematiky zobrazování tepen dolních končetin byly splněny. Tvorba práce mi pomohla lépe se orientovat v základech a principech jednotlivých vyšetření a doufám, že mi bude přínosem v mém budoucím povolání, a také že čtenáře inspiruje a povzbudí k zájmu o tuto problematiku.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABOYANS, V. a kol. 2018. 2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases, in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS): Document covering atherosclerotic disease of extracranial carotid and vertebral, mesenteric, renal, upper and lower extremity arteries. *European Heart Journal* [online]. 39(9), 763–816 [cit. 2021-03-18]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehx095>.

ADÁMKOVÁ, V. 2016. *Hodnocení vybraných metod v kardiologii a angiologii pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 150 s. ISBN 978-80-247-5763-6.

ALMEIDA, F. T., R. CALDAS a T. PEREIRA. 2019. Allergic contact dermatitis caused by triethanolamine in an ultrasound gel. *Contact Dermatitis* [online]. 82(1), 64–65 [cit. 2021-04-05]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/cod.13391>.

ARANZABAL, M. A. a kol. 2019. Contact urticaria caused by phenoxyethanol in ultrasound gel. *Contact Dermatitis* [online]. 81(2), 132–133 [cit. 2021-04-05]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/cod.13255>.

BAXA, Jan a kol. 2012. CT angiografie břišní aorty a tepen dolních končetin na dvouzdrojovém CT přístroji: možnosti redukce radiační zátěže a množství podané kontrastní látky. *Česká radiologie* [online]. 66(1), 23–29 [cit. 2021-04-21]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1201_23_29.pdf.

BAXA, Jan a kol. 2013. CT angiografie břišní aorty a dolních končetin (CTA DK) – možnosti optimalizace akvizičního času a redukce objemu kontrastní látky. *Česká radiologie* [online]. 67(3), 188–195 [cit. 2021-04-21]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1303_188_195.pdf.

BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 322 s. ISBN 978-80-246-2645-1.

BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, 228 s. ISBN 978-80-247-4712-5.

CAMPO, Theresa M. 2017. *Medical Imaging for the Health Care Provider: Practical Radiograph Interpretation*. New York: Springer Publishing Company, 233 s. ISBN 9780826131270.

- CAVALLO, Armando Ugo a kol. 2019. Noncontrast Magnetic Resonance Angiography for the Diagnosis of Peripheral Vascular Disease. *Circulation: Cardiovascular Imaging* [online]. 12(5) [cit. 2021-04-24]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.118.008844>.
- CORAZZA, Monica a kol. 2017. Occupational allergic contact dermatitis caused by isothiazolinones in ultrasound gel: 2 cases. *Contact Dermatitis* [online]. 77(5), 337-338 [cit. 2021-04-05]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/cod.12831>.
- ČELOVSKÁ, Denisa. 2018. Periférne artériové ochorenie dolných končatín a globálne kardiovaskulárne riziko. *Athero Review* [online]. 3(1), 21–28 [cit. 2021-03-18]. Dostupné z: <https://www.atheroreview.eu/casopisy/athero-review/2018-1/periferne-arteriove-ochorenie-dolnych-koncatin-a-globalne-kardiovaskularne-riziko-63204>.
- ČEŠKA, Richard. 2015. *Interna. 2.*, aktualizované vydání. Praha: Triton, 870 s. ISBN 978-80-7387-885-6.
- ČEŠKA, Richard. 2020. *Interna. 3.*, aktualizované vydání. Praha: Triton, 964 s. ISBN 978-80-7553-780-5.
- ČIHÁK, Radomír, Rastislav DRUGA a Miloš GRIM. 2004. *Anatomie 3. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1132-4.
- DAPPA, Evelyn a kol. 2016. Cinematic rendering – an alternative to volume rendering for 3D computed tomography imaging. *Insights into Imaging* [online]. 7(6), 849–856 [cit. 2021-04-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s13244-016-0518-1>.
- DOHNALOVÁ, Dagmar. 2016. *Repetitorium patologie pro praktická cvičení*. Dotisk 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 156 s. ISBN 978-80-244-4002-6.
- FERDA, Jiří. 2004c. *CT angiografie*. Praha: Galén, 408 s. ISBN 80-7262-281-1. Dostupné také z: <https://dnnt.mzk.cz/uuid/uuid:2956a970-fd04-11e5-8dad-001018b5eb5c>.
- FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. 2009c. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
- FERDA, Jiří a kol. 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3.

GAŠPAR, Ľudovít, Andrea KOMORNÍKOVÁ a Laura SLEZÁKOVÁ. 2017. Transkutánná oxymetria – prínos v manažmente diabetika. *Forum Diabetologicum* [online]. 6(3), 135–140 [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/forum-diabetologicum/2017-3/transkutanna-oxymetria-prinos-v-manazmente-diabetika-62166>.

HEŘMAN, Miroslav a kol. 2014. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 320 s. ISBN 978-80-244-2901-4.

HOMZA, Miroslav a kol. 2019. Comparison of different methods of ABI acquisition for detection of peripheral artery disease in diabetic patients. *Biomedical Papers* [online]. 163(3), 227–232 [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: <https://doi.org/10.5507/bp.2018.046>.

HRAZDIRA, Ivo. 2011. *Biofyzikální základy ultrasonografie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 69 s. ISBN 978-80-244-2895-6.

HRDINA, Lukas a kol. 2012. Comparison of the quality of lower limb magnetic resonance angiographies performed with different paramagnetic contrast agents in relation to body mass index and ejection fraction. *Biomedical Papers* [online]. 156(2), 164–170 [cit. 2020-06-29]. Dostupné z: <https://doi.org/10.5507/bp.2011.058>.

CHOCHOLA, Miroslav. 2008. Akutní končetinová ischémie - epidemiologie a klinická manifestace. *Česká radiologie* [online]. 62(1), 84–86 [cit. 2021-03-25]. Dostupné z: <http://kramerius.medvik.cz/search/i.jsp?pid=uuid:bmc09003814-18441841-c1fc-4efc-919a-0a7812b4594f>.

JENDERKA, K.-V. a S. DELORME. 2015. Verfahren der Dopplersonographie. *Der Radiologe* [online]. 55(7), 593–610 [cit. 2021-04-07]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00117-015-2869-x>.

JIRÁK, Daniel a František VÍTEK. 2017. *Basics of medical physics*. Praha: Charles University, Karolinum Press, 226 s. ISBN 978-80-246-3810-2.

KARETOVÁ, Debora a Miroslav CHOCHOLA. 2017. *Vaskulární medicína*. Praha: Maxdorf, 381 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-536-1.

KARETOVÁ, Debora, Jana HIRMEROVÁ a Jiří MATUŠKA. 2018. 2017 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Diseases, in collaboration with the European Society for Vascular Surgery (ESVS). Summary of the document prepared by the Czech Society

of Cardiology and the Czech Society of Angiology. *Cor et Vasa* [online]. 60(2), 183–204 [cit. 2021-03-18]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.crvasa.2018.01.001>.

KLENER, Pavel. 2011c. *Vnitřní lékařství*. 4., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 1174 s. ISBN 978-80-7262-705-9.

KRAJÍČEK, Milan. 2007. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-0607-8.

MACH, François a kol. 2019. 2019 ESC/EAS guidelines for the management of dyslipidaemias: Lipid modification to reduce cardiovascular risk. *Atherosclerosis* [online]. 290, 140–205 [cit. 2021-03-09]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.atherosclerosis.2019.08.014>.

MENZLOVÁ, Milena. 2008. Diagnostické možnosti prstové pletyzmografie. *Dermatologie pro praxi* [online]. 2(4), 190–194 [cit. 2021-03-28]. Dostupné z: https://www.solen.cz/artkey/der-200804-0008_Diagnosticke_moznosti_prstove_pletyzmografie.php.

MÍRKA, Jiří a Hynek FERDA. 2015. *Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření*. Praha: Galén, 214 s. ISBN 9788074921858.

MUSIL, Dalibor. 2007. Ischemická choroba dolních končetin. *Interní medicína pro praxi* [online]. 9(4), 170–174 [cit. 2021-03-23]. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2007/04/05.pdf>.

MUSIL, Dalibor. 2016. *Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 168 s. ISBN 978-80-247-5597-7.

MUSIL, Dalibor. 2019. *Ultrasound examination of the lower limbs*. Druhé, přepracované a rozšířené vydání. Praha: Grada Publishing, 168 s. ISBN 978-80-271-0657-8.

PIŤHOVÁ, Pavlína. 2018. Vyšetřování poruch periferní cirkulace u syndromu diabetické nohy. Která metoda je nejlepší? *Kazuistiky v angiologii* [online]. 5(2), s. 45–46 [cit. 2021-03-28]. Dostupné z: <https://www.geum.org/files/shop-archiv-casopisu/pdf/146.pdf>.

PROCHÁZKA, Václav a Vladimír ČÍŽEK. 2012c. *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 978-80-7345-284-1.

- ROSHIN, Mathew C. a Christopher M. KRAMER. 2018. Recent advances in magnetic resonance imaging for peripheral artery disease. *Vascular Medicine* [online]. 23(2), 143–152 [cit. 2021-04-24]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1358863X18754694>.
- ROZTOČIL, Karel a kol. 2017. *Nemoci končetinových cév*. Praha: Mladá fronta. Aeskulap. ISBN 978-80-204-4371-7.
- SEIDL, Zdeněk a kol. 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4108-6.
- SEIFERT, Bohumil a Svatopluk BÝMA. 2019. *Všeobecné praktické lékařství*. Třetí, přepracované a rozšířené vydání. Praha: Galén, 833 s. ISBN 978-80-7492-422-4.
- SCHREINER, Markus M. a kol. 2018. Multipath Curved Planar Reformations of Peripheral CT Angiography: Diagnostic Accuracy and Time Efficiency. *CardioVascular and Interventional Radiology* [online]. 41(5), 718–725 [cit. 2021-04-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00270-017-1846-3>.
- STANDRING, Susan. 2008. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 40. vydání. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier, 1576 s. ISBN 978-0-8089-2371-8.
- TÁBORSKÝ, Miloš a kol. 2017. *Interní propedeutika*. Druhé, přepracované a doplněné vydání. Praha: Mladá fronta, 447 s. Edice postgraduální medicíny. ISBN 978-80-204-4645-9.
- TAKAHASHI, Edwin A. a kol. 2019. Guiding peripheral arterial disease management with magnetic resonance imaging. *Vasa* [online]. 48(3), 217–222 [cit. 2021-04-23]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1024/0301-1526/a000742>.
- TENDERA, M. a kol. 2011. ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of peripheral artery diseases: Document covering atherosclerotic disease of extracranial carotid and vertebral, mesenteric, renal, upper and lower extremity arteries. *European Heart Journal* [online]. 32(22), 2851–2906 [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehr211>.
- VÍTOVEC, Jiří a kol. 2018. *Léčba kardiovaskulárních onemocnění*. Praha: Grada Publishing, 208 s. ISBN 978-80-271-0624-0.
- VOMÁČKA, Jaroslav a kol. 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.

WILLIAMS, George W. a kol. 2019. Evaluation of saline versus gel as contact medium for ultrasonographic image quality. *Journal of Clinical Ultrasound* [online]. 47(9), 540–545 [cit. 2021-04-05]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jcu.22750>.

ZEMANOVÁ, Markéta. 2016. Nová diagnostická zobrazovací metoda – shear waves elastografie. *Česká a slovenská oftalmologie* [online]. 72(4), 103–110 [cit. 2021-04-05]. Dostupné z: <http://kramerius.medvik.cz/search/i.jsp?pid=uuid:MED00010980>.

ZIMOLOVÁ, Petra. 2010. Ischemická choroba dolních končetin: jak na to?: diagnostický a léčebný algoritmus pro klinickou praxi. *Cor et vasa* [online]. 52(7-8), 437–440 [cit. 2021-04-13]. Dostupné z: <https://doi.org/10.33678/cor.2010.117>.

ZOHOOR, Ahmad, Roman ONDREJČÁK a Marián BYSTRONĚ. 2019. Perkutánní koronární intervence chronického uzávěru věnčité tepny vedená intravaskulárním ultrazvukem. *Cor et Vasa Case Reports* [online]. 2(2), 66–71 [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: <https://www.cksonline.cz/coretvasa-case-reports/clanky.php?p=detail&id=103&pid=1146>.

SEZNAM ZKRATEK

3D FSE	3D Half Fourier Fast Spin Echo
ABI	Ankle Brachial Index
b-SSFP	Balanced Steady State Free Precession
CE MRA	kontrastní angiografie pomocí magnetické rezonance
CFM	Color Flow Mapping
CLTI	chronic limb-threatening ischaemia
CPR	Curved Planar Reformation
CT	výpočetní tomografie
CTA	angiografie pomocí výpočetní tomografie
CW	kontinuální způsob záznamu
DSA	digitální subtrakční angiografie
DUS	duplexní ultrasonografie
EKG	elektrokardiograf
HU	Houndsfieldovy jednotky
ICHDK	ischemická choroba dolních končetin
KL	kontrastní látka
LEAD	lower extremity arterial disease
MIP	Minimum Intensity Projection
mpCPR	Multipath Curved Planar Reformation
MPR	multiplanární rekonstrukce
MR	magnetická rezonance
MRA	angiografie pomocí magnetické rezonance
PAD	Peripheral arterial disease
PC	fázový kontrast
PD	proton denzitní
PSVR	peak systolic velocity ratio
PW	pulzní způsob záznamu
QISS	Quiescent Interval Single Shot
T	Tesla
TOF	Time Of Flight
US	ultrasonografie
VENC	velocity endcoded

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Klinická stadia ICHDK.....	9
Tabulka 2 Hodnoty ABI.....	12
Tabulka 3 Základní prohlížečí okna u CT vyšetření.....	20

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Klasifikace Wifl.....	42
--	----

PŘÍLOHY

Příloha 1 Klasifikace WiFi (Karetová a kol., 2018, s. 225)

Komponenta	Skóre	Popis		
W rána (wound)	0	Bez ulcerací (ischemická klidová bolest)		
	1	Malá povrchová ulcerace distálního bérce nebo nohy bez gangrény		
	2	Hlubší ulcerace s odhalenou kostí, kloubem nebo šlachou ± gangrenózní změny omezené na prstce		
	3	Extenzivní hluboká ulcerace, ulcerace paty v celé hloubce ± zasažení calcaneu ± extenzivní gangréna		
I ischemie (ischaemia)		ABI	Kotníkový tlak (mm Hg)	Prstcový tlak nebo TcPO ₂
	0	≥ 0,80	> 100	≥ 60
	1	0,60–0,79	70–100	40–59
	2	0,40–0,59	50–70	30–39
	3	< 0,40	< 50	< 30
fi infekce nohy (foot infection)	0	Bez symptomů či známek infekce		
	1	Lokální infekce zasahující jenom kůži a podkožní tkáň		
	2	Lokální infekce zasahující tkáň hlubší než kůže a podkoží		
	3	Systémová zánětlivá reakce		