

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Nové trendy v zobrazení cévního systému

Oto Ruffer

Bakalářská práce

2014

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Oto Ruffer**
Osobní číslo: **Z11108**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Nové trendy v zobrazení cévního systému**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

Zásady pro vypracování:

1. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M., ELIŠKA, O. Přehled anatomie. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2009, 416 s. ISBN 978-80-246-1717-6
2. KRAJINA, A., HLAVA, A. Angiografie. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 1999, 550 s. ISBN 80-901753-6-8.
3. FERDA, J. CT angiografie. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, 408 s. ISBN 80-7262-281-1
4. PROCHÁZKA, V., ČÍŽEK, V. Vaskulární diagnostika a intervenční výkony. Praha: Maxdorf, 2012, 217 s. ISBN 978-80-7345-284-1
5. CHOLT, M. Cévní sonografie: repetitorium ultrazvukové cévní diagnostiky a atlas nálezů na DVD. 1. vyd. Praha: Grada, 2013, 327 s. ISBN 978-80-247-3974-8

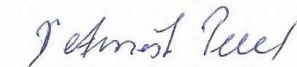
Vedoucí bakalářské práce:

MUDr. Ondřej Renc, Ph.D.


Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012

Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2014


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 26. března 2014

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 2. 5. 2014

Oto Ruffer

PODĚKOVÁNÍ

Chtěl bych tímto poděkovat za metodické vedení MUDr. Ondřeji Rencovi, Ph.D., který mi poskytl cenné rady a materiál k vypracování bakalářské práce. Děkuji pracovníkům Radiologické kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové za ochotnou spolupráci při získávání informací. Děkuji také RDG centru s.r.o. v Rychnově nad Kněžnou za poskytnutí obrazových materiálů a užitečných informací.

ANOTACE

Bakalářská práce je zaměřena na metody, které se v současné medicínské praxi používají k zobrazení cévního systému. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části je popsán samotný cévní systém, principy vyšetřovacích metod, možnosti zobrazení cévního systému, využití pro diagnostiku patologických stavů, charakteristika kontrastních látek, radiační ochrana a příprava pacientů k vyšetření. V praktické části jsou uvedeny příklady zobrazení cévního systému a dvě kazuistiky s příkladem využití 3D digitální subtrakční angiografie při zobrazení mozkových tepen.

KLÍČOVÁ SLOVA

Céva, angiografie, ultrasonografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance

TITLE

New trends in imaging of vascular system

ANNOTATION

The thesis focuses on methods that are currently used in medicine to visualize the vascular system. It is divided into a theoretical and a practical part. The theoretical part describes the vascular system itself, the principles of examination methods, the possibilities of visualizing the vascular system, the use for diagnostics of pathological states, characteristics of contrast agents, radiation protection and the preparation of patients for examination. The practical part consists of examples of images of the vascular system and of two case reports with an example of 3D digital subtraction angiography use in the imaging of brain arteries.

KEY WORDS

Blood-vessel, angiography, ultrasonography, computed tomography, magnetic resonance imaging

OBSAH

0	ÚVOD.....	12
1	CÍL PRÁCE	13
2	ANATOMIE CÉVNÍHO SYSTÉMU.....	14
2.1	Krev.....	14
2.2	Srdce	15
2.3	Tepny	16
2.3.1	Tepny hlavy a krku.....	16
2.3.2	Tepny horní končetiny.....	17
2.3.3	Srdeční tepny	18
2.3.4	Tepny hrudníku	19
2.3.5	Tepny břicha a pánve	19
2.3.6	Tepny dolní končetiny	20
2.4	Vlásečnice	21
2.5	Žíly.....	21
2.5.1	Žíly hlavy a krku	21
2.5.2	Žíly horní končetiny	22
2.5.3	Srdeční žíly	23
2.5.4	Žíly hrudníku a břicha	23
2.5.5	Žíly dolní končetiny	24
3	HISTORIE ZOBRAZOVÁNÍ CÉV	26
4	ZOBRAZOVACÍ TECHNIKY	28
4.1	Dopplerovská ultrasonografie	28
4.2	Digitální subtrakční angiografie (DSA).....	31
4.3	CT angiografie (CTA).....	34

4.4	MR Angiografie (MRA)	38
4.4.1	Nekontrastní MR angiografie	42
4.4.2	Metody nepřímo angiografické	43
4.4.3	Kontrastní MR angiografie	43
4.5	Kontrastní látky	44
4.5.1	Kontrastní látky pro USG	44
4.5.2	Kontrastní látky pro DSA a CTA	45
4.5.3	Kontrastní látky pro MRA	45
4.6	Výsledky vyšetření	46
4.7	Radiační ochrana	46
4.8	Příprava pacienta k vyšetřením	47
4.9	Zobrazení cévního systému v praxi	50
5	DISKUZE	64
6	ZÁVĚR	65
7	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	66

SEZNAM ILUSTRACÍ

Obrázek 1 Ultrasonograf	31
Obrázek 2 Dvouprojekční angiografický komplet	34
Obrázek 3 Výpočetní tomografie	38
Obrázek 4 Magnetická rezonance	44
Obrázek 5 Barevně kódovaná sonografie	50
Obrázek 6 Triplexní sonografie	50
Obrázek 7 CTA mozkových tepen	52
Obrázek 8 CTA mozkových tepen	52
Obrázek 9 CTA mozkových tepen	52
Obrázek 10 DSA mozkových tepen	53
Obrázek 11 3D DSA.....	53
Obrázek 12 3D DSA.....	53
Obrázek 13 3D DSA.....	53
Obrázek 14 DSA mozkových tepen	54
Obrázek 15 3D DSA.....	54
Obrázek 16 MRA mozkových tepen metodou TOF	56
Obrázek 17 DSA mozkových tepen	56
Obrázek 18 3D DSA.....	57
Obrázek 19 CT mozku.....	57
Obrázek 20 DSA mozkových tepen	58
Obrázek 21 3D DSA.....	58
Obrázek 22 DSA mozkových tepen	59
Obrázek 23 CTA hrudní a břišní aorty	60
Obrázek 24 CTA pánevních tepen	60
Obrázek 25 CTA tepen dolních končetin	61
Obrázek 26 Intrakraniální TOF MRA	62
Obrázek 27 Intrakraniální TOF MRA	62
Obrázek 28 Intrakraniální TOF MRA	62
Obrázek 29 CE MRA břišní aorty.....	63
Obrázek 30 CE MRA břišní aorty.....	63

SEZNAM ZKRATEK

a. – arteria (tepna)

aa. – arteriae (tepny)

ACA – arteria cerebri anterior (přední mozková tepna)

ACM – arteria cerebri media (střední mozková tepna)

AG – angiografie

ALARA – as low as reasonably achievable (základní princip radiační ochrany)

CDI – colour Doppler imaging (barevný dopplerovský záznam)

CE – contrast-enhanced (syťící se kontrastní látkou)

CFM – colour flow mapping (barevný záznam krevního toku)

CPR – curved planar reconstruction (rekonstrukce zakřivené plochy)

CT – computed tomography (výpočetní tomografie)

CTA – angiografie pomocí výpočetní tomografie

CW – continuous wave Doppler (kontinuální dopplerovský režim)

DSA – digitální subtrakční angiografie

dx. – dexter (pravý)

EKG – elektrokardiografie

FLAIR – fluid attenuated inversion recovery (frekvence s potlačením signálu tekutiny)

FLASH - fast low angle shot

G (Gauge) – označení stupnice velikosti průměru

GE – gradientní echo

HU – Hounsfieldova jednotka

IR – inversion recovery

L – bederní obratel

m. – musculus (sval)

MIP – maximum intensity projection (projekce maximální intenzity)

MPR – multiplanar reconstruction (multiplanární rekonstrukce)

MRA – angiografie pomocí magnetické rezonance

MRI, MR – magnetic resonance imaging (magnetická rezonance)

PACS – picture archiving and communicating system (systém na archivaci obrazových dat)

PC – phase contrast (fázový kontrast)

PD – proton denzitní obraz

PW – pulsed wave (pulzní režim)

RF – radiofrekvenční

sin. – sinister (levý)

STIR – short tau inversion recovery (sekvence s potlačením tuku)

SUJB – státní úřad pro jadernou bezpečnost

TE – time to echo (čas do echa)

TEP – totální endoprotéza

Th – hrudní obratel

TOF – time of flight (metoda nekontrastní MR angiografie)

TR – time to repeat (repetiční čas)

USG – ultrasonografie

v. – vena (žíla)

VRT – volume rendering technique (objemová rekonstrukce)

vv. – venae (žíly)

0 ÚVOD

Zobrazovací metody cévního systému se vyvíjely a vyvíjí současně s technickými možnostmi. Přístroje jsou konstruovány pro co nejrychlejší a nejkvalitnější získávání obrazových dat. Snaha je, aby vyšetření bylo neinvazivní neboli přesněji jen minimálně invazivní.

K zobrazování cévního systému se používá dopplerovská sonografie, angiografie, angiografie prostřednictvím výpočetní tomografie a magnetické rezonance.

Vyšetření jsou indikována většinou z podezření na onemocnění kardiovaskulárního systému, jako jsou aneurysmata, stenózy cév, trombózy, embolie, uzávěry, žilní insuficience atd. Ultrasonografické vyšetření provádí lékař (radiolog), výjimečně lékař jiné odbornosti, který má k dispozici ultrasonografický přístroj. Angiografii (popřípadě intervenční zákrok) provádí lékař, radiologický asistent a zdravotní sestra. Vyšetření počítačovou tomografií a magnetickou rezonancí provádí radiologický asistent. Vyšetření hodnotí a popisuje lékař.

Samozřejmě nesmíme zapomínat na pacienta. Ten musí být informovaný indikujícím lékařem a odborným personálem na radiodiagnostickém oddělení o vyšetření, které má podstoupit. Pacient je potom klidnější a vyšetření probíhá bez komplikací. Během vyšetření je nutné udržovat stálý vizuální a slovní kontakt s pacientem.

1 CÍL PRÁCE

Cílem mé práce je, na základě studia odborné literatury, popsat anatomii cévního systému lidského těla, historii zobrazování cévního systému, moderní trendy v zobrazování cévního systému, principy, na jakých přístroje pracují, možnosti zobrazování, indikace k vyšetření, kontrastní látky, radiační ochranu před ionizujícím zářením a přípravu pacienta k vyšetření. V praktické části budou uvedeny příklady zobrazování pomocí jednotlivých diagnostických metod a dvě kazuistiky s využitím 3D digitální subtrakční angiografie při vyšetření nemocného.

TEORETICKÁ ČÁST

2 ANATOMIE CÉVNÍHO SYSTÉMU

Cévní soustava (oběhová soustava, kardiovaskulární systém) je jednou z orgánových soustav člověka. Je tvořena malým (plicním) a velkým (tělním) oběhem. Orgány krevního oběhu jsou cévy (tepny, žíly, vlasečnice) a srdce.

Srdce pracuje jako rytmická pumpa a transportuje okysličenou krev do tělního oběhu, který začíná levou komorou srdeční. Aorta je hlavní tepnou rozvádějící krev až do tepének. V kapilárách dojde k výměně kyslíku za oxid uhličitý. Odkysličená krev postupuje žilkami až do hlavních sběrných žil (horní a dolní dutá žíla), které přivádí krev zpátky do srdce. Krev vstupuje do pravé síně srdeční, kde končí velký tělní oběh. Pravou srdeční komorou začíná plicní oběh, kdy se odkysličená krev dostane plicnicí do plic. Dojde k výměně oxidu uhličitého za kyslík. Čtyřmi plicními žilami okysličená krev putuje přes levou srdeční síň, kterou končí plicní oběh, opět do tělního oběhu.

Množství krve, která proudí cévním systémem u dospělého člověka, se pohybuje okolo 5 litrů.

2.1 Krev

Krev je tekutina kolující cévním systémem. Je složena z nažloutlé tekutiny (plazmy) a krevních buněk. Plazma je tvořena vodou, elektrolyty a krevními bílkovinami. Krevní buňky jsou červené krvinky (erytrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty). Krev přenáší látky jako kyslík, oxid uhličitý, živiny, hormony, odpadní látky atd., udržuje homeostázu a má význam při obranyschopnosti organismu. Krvinky se tvoří v kostní dřeni. (Vokurka a kol., 2008, s. 249).

Na výměně krevních plynů se významně podílí hemoglobin (červené krevní barvivo). Je obsažen v erytrocytech. V plicích na sebe váže kyslík, ve tkáních ho vydává a váže na sebe oxid uhličitý, který se v plicích uvolňuje do vydechaného vzduchu (Vokurka a kol., 2008, s. 162).

2.2 Srdce

Srdce je dutý orgán složený ze svalů a vaziva. Uloženo je větší částí v levé polovině hrudníku mezi plícemi. Srdce a plíce jsou od sebe odděleny osrdečníkem a pohrudnicí. Srdce přední částí dosahuje až k dolní třetině hrudní kosti. Dorzokraniálně se na srdci nachází basis cordis, zde vstupují a vystupují velké srdeční cévy (Naňka a Elišková, 2009, s. 91; Vokurka a kol., 2008, s. 429).

Srdeční chlopně

„Srdce obsahuje čtyři chlopně usměřující tok krve. Všechny mají stejnou základní stavbu, ale v určitých detailech se liší. Mezi předsíněmi a komorami leží dvě atrioventrikulární (síňokomorové, neboli cípaté) chlopně. Mitrální chlopeň vlevo má dva cípy, ale trikuspidální chlopeň tři. Ve výtokové části komor jsou uloženy dvě poloměsíčitě chlopně: chlopeň plicnice mezi pravou komorou a plicnicí a aortální chlopeň mezi levou komorou a aortou“ (Parker, 2008, s. 118).

Srdeční stěna má tři vrstvy. Endokard (vnitřní vrstva srdce), myokard (střední vrstva srdce) a epikard (zevní vrstva srdce). **Endokard** tvoří výstelku srdečních dutin a je v přímém kontaktu s protékající krví. **Myokard** (srdeční sval) je nejmohutnější ze všech tří vrstev. V komorách je silnější než v předsíních. V levé komoře je nejsilnější, protože z levé komory dochází k vypuzování krve do velkého oběhu. Spolu s chlopněmi je uchycen na srdečním skeletu. Myokard má díky specializovaným svalovým buňkám srdce schopnost samostatného vzniku vzruchu a jeho rychlého šíření. Tento vzruch ovlivňuje stah srdeční svaloviny (systolu) a ochabnutí (diastolu). Myokard je zásobován krví koronárními tepnami (arteriae coronariae), konkrétně pravou koronární tepnou (arteria coronaria cordis dextra) a levou koronární tepnou (arteria coronaria cordis sinistra). **Epikard** tvoří zevní vrstvu stěny srdeční a zároveň vnitřní část perikardu. **Perikard** (osrdečník) je vak, ve kterém je uloženo srdce. Skládá se ze dvou vrstev. Vnitřní vrstva je tvořena serózní blánou (epikardem). Zevní fibrózní vrstva je perikard v užším slova smyslu. Mezi oběma vrstvami je perikardiální vak. Ve vaku je malé množství tekutiny, která umožňuje volný pohyb srdce při stazích srdeční svaloviny (Fiala a kol., 2008, s. 35; Vokurka a kol., 2008, s. 109, 114, 304, 350).

2.3 Tepny

„V tepnách proudí krev ze srdce k orgánům a tkáním. Tato krev je ve všech tepnách kromě plicních okysličená. Jejich silná stěna se svalovou a elastickou vrstvou odolává vysokému tlaku, který vzniká při srdečním stahu. Při relaxaci srdeční svaloviny se tepny zúží, což pomáhá dalšímu pohybu krve. Největší tepnou je aorta (srdečnice), jejíž průměr je 2,5 cm. Vede krev ze srdce rychlostí až 40 m za sekundu. Většina ostatních tepen má průměr 4 mm a tloušťku stěny 1 mm“ (Parker, 2008, s. 117).

Největší tepnou cévního systému je aorta. Dělí se na vzestupnou a sestupnou aortu. Před přechodem přes bránici se nazývá hrudní aorta. Po přechodu přes bránici pokračuje jako břišní aorta. Hrudní aorta vystupuje vzestupně z levé srdeční komory kraniálním směrem. Přechází v aortální oblouk, ze kterého odstupují tři důležité tepny. Pro hlavu a horní končetiny kaudálním směrem pokračuje již aorta sestupná.

2.3.1 Tepny hlavy a krku

Truncus brachiocephalicus

Je to první a nejsilnější větev odstupující z oblouku aorty. Dlouhá je obvykle 5 cm. Na úrovni sternoklavikulárního skloubení se truncus dělí na a. carotis communis dextra a a. subclavia dextra (Naňka a Elišková, 2009, s. 105).

Arteria carotis communis

A. carotis communis sinistra je druhou odstupující větví oblouku aorty. A. carotis communis dextra je větví truncus brachiocephalicus. Na úrovni jazyčky se dělí na a. carotis interna a externa. Od sternu kraniálním směrem má a. carotis communis dextra a sinistra stejný průběh. Na krku se nevětví. Její pulz lze nahmatat v karotickém trojúhelníku (trigonum caroticum), který je tvořený m. sternocleidomastoideus, zadním bříškem m. digastricus a horním bříškem m. omohyoideus (Naňka a Elišková, 2009, s. 105).

Arteria carotis externa

Touto tepnou je zásobována horní polovina krku a hlava s výjimkou mozku a oka. Od svého vzniku v bifurkaci postupuje kraniálně, větví se a vstupuje do příušní žlázy, kde se dělí na koncové větve a. temporalis superficialis a a. maxillaris. Předtím se ještě dělí na větve

ventrální (a. thyroidea superior, a. lingualis a a. facialis), mediální (a. pharyngea ascendens) a dorzální (a. occipitalis a a. auricularis posterior) (Naňka a Elišková, 2009, s. 105-106).

Arteria carotis interna

Na úrovni horního okraje štítné chrupavky odstupuje z a. carotis communis. Na začátku je stěna tepny rozšířená v sinus caroticus, ten obsahuje receptory, které monitorují krevní tlak. Na bazi lební se větví na a. cerebri anterior a a. cerebri media. Odstupuje z ní a. ophthalmica, která se v očnici rozpadá na řadu větví, které zásobují okohybné svaly, oční kouli, slznou žlázu, víčka, spojivku a labyrinty čichových kostí (Naňka a Elišková, 2009, s. 107-108).

Arteria subclavia

Pravá a. subclavia odstupuje z truncus brachiocephalicus a levá a. subclavia je třetí odstupující větví z oblouku aorty. Je zdrojem krve pro tepny horních končetin, ale zásobuje i část krku, mozku a hrudníku. A. subclavia má jako hlavní větve: a. vertebralis, a. thoracica interna a truncus thyrocervicalis. Arteria thoracica interna zásobuje krví thymus, sternum, perikard, bránici a mezižební prostory. Truncus thyrocervicalis je asi 1 cm dlouhá arterie, která se dělí na větve pro štítnou žlázu (a. thyroidea inferior), větve pro kůži, podkoží a svaly laterální strany krku (a. cervicalis superficialis et ascendens) (Naňka a Elišková, 2009, s. 108-109).

Circulus arteriosus Willisii

Dvěma hlavními zdroji pro přívod krve do mozku jsou a. carotis interna a a. vertebralis, které s dalšími tepnami tvoří Willisův okruh pod bází mozku. Arteria vertebralis dále zásobuje krční míchu, prodlouženou míchu, mozeček a Varolův most (Naňka a Elišková, 2009, s. 108, 269).

2.3.2 Tepny horní končetiny

Arteria axillaris

Je pokračováním a. subclavia. Za svého průběhu z ní odstupují větší tepny jako a. thoracoacromialis pro m. deltoideus, pectoralis major a minor a ramenní kloub. A. thoracica lateralis vyživuje m. serratus anterior a laterální část prsu. A. subscapularis se dělí

na a. circumflexa scapulae pro svaly lopatky a a. thoracodorsalis pro m. latissimus dorsi a subscapularis. A. circumflexa humeri anterior a posterior se obtácejí zepředu a zezadu collum chirurgicum humeri (Naňka a Elišková, 2009, s. 109).

Arteria brachialis

Začíná na úrovni collum chirurgicum humeri přechodem z a. axillaris. Vystupuje z ní a. profunda brachii, která je nejsilnější z větví a zásobuje m. triceps brachii, m. deltoideus a a. collateralis ulnaris superior a inferior, která zásobuje loketní kloub a okolní začátky svalů. V loketní jamce se dělí na a. ulnaris a a. radialis (Naňka a Elišková, 2009, s. 109).

Arteria ulnaris et arteria radialis

Obě tepny začínají v loketní jamce z a. brachialis. A. ulnaris na hřbet ruky vysílá ramus carpalis dorsalis, který se spojuje s obdobnou větví z a. radialis. Společně vytvářejí arteriální síť na hřbetní straně ruky. Z arteriální sítě vycházejí aa. metacarpales dorsales, které pokračují jako aa. digitales dorsales (Naňka a Elišková, 2009, s. 109-111).

U os pisiforme se z a. ulnaris odděluje slabší větev ramus palmaris profundus. Napojuje se na silnější, hlouběji uložený ramus palmaris profundus z arteria radialis. Společně vytváří hluboký dlaňový arteriální oblouk. Z arteriálního oblouku vycházejí aa. metacarpales palmares. K palci odstupuje a. princeps pollicis zásobující palec a polovinu ukazováku (Naňka a Elišková, 2009, s. 109-111).

V dlani se ramus palmaris superficialis z a. ulnaris spojuje s ramus palmaris superficialis z a. radialis. Společně vytváří povrchový arteriální oblouk. Z arteriálního oblouku vycházejí aa. digitales palmares communes, které pokračují jako aa. digitales palmares propriae (Naňka a Elišková, 2009, s. 109).

Každý prst ruky, kromě palce, má 4 tepny: 2 dorzální z aa. metacarpales dorsales a 2 palmární z povrchového arteriálního oblouku (Naňka a Elišková, 2009, s. 111).

2.3.3 Srdeční tepny

Srdeční stěna je zásobena dvěma koronárními tepnami – arteria coronaria cordis dextra a arteria coronaria cordis sinistra. Jsou to první větve vzestupné aorty. Pravá koronární tepna se v konečném úseku nazývá ramus interventricularis posterior. Levá koronární tepna se dělí na ramus interventricularis anterior a ramus circumflexus (Naňka a Elišková, 2009, s. 99).

2.3.4 Tepny hrudníku

Aorta thoracica

Hrudní aorta začíná ve výšce Th₃ – Th₄ přechodem z aortálního oblouku. Odstupují parietální a viscerální větve. Z parietálních větví jsou nejvýznamnější aa. intercostales posteriores. Je to devět párů tepen, které zásobují třetí až jedenácté mezižebří a v horním mezižebří i mléčnou žlázu. Viscerální větve jsou slabé a zásobují bronchy, perikard a jícen (Naňka a Elišková, 2009, s. 111).

2.3.5 Tepny břicha a pánve

Aorta abdominalis

Břišní aorta probíhá od hiatus aorticus bránice přechodem z hrudní aorty až k bifurkaci na úrovni L₄. Rozděluje se na aa. iliacae communes. Mezi nimi probíhá a. sacralis mediana (Naňka a Elišková, 2009, s. 111-112).

Abdominální aorta vydává parietální a viscerální větve. Parietální větve jsou párové. Patří k nim aa. phrenicae inferiores pro bránici, čtyři aa. lumbales pro obratle, míchu a její obaly. Dále aa. suprarenales pro nadledviny. Viscerální větve jsou párové a nepárové. Párové větve jsou aa. renales. Z každé odstupuje tepna pro dolní část nadledviny. Na úrovni L₂ odstupují z aorty u muže aa. testiculares, u ženy aa. ovaricae. Nepárové větve jsou truncus coeliacus, arteria mesenterica superior a inferior. Jedná se o mohutné tepny pro orgány dutiny břišní (Naňka a Elišková, 2009, s. 112-113).

Truncus coeliacus

Odstupuje z aorty po jejím průchodu přes bránici. Jedná se o silný krátký kmen, který se dělí na tři velké větve: a. gastrica sinistra, a. hepatica communis a a. lienalis (Naňka a Elišková, 2009, s. 113).

Arteria mesenterica superior

Odstupuje z aorty za tělem pankreatu. Vydává tepny zásobující dolní část duodena, celé tenké střevo a tlusté střevo až k sestupnému tračníku (Naňka a Elišková, 2009, s. 114).

Arteria mesenterica inferior

Odstupuje z aorty na úrovni L₂ – L₃. Vydává tepny zásobující levou třetinu colon transversum, colon descendens, colon sigmoideum a část rekta (Naňka a Elišková, 2009, s. 114).

Arteria iliaca communis

Arteriae iliaca communes vznikají na úrovni L₄ – L₅ rozdělením abdominální aorty. Na úrovni sakroiliakálního kloubu se rozděluje na a. iliaca interna a a. iliaca externa (Naňka a Elišková, 2009, s. 114).

2.3.6 Tepny dolní končetiny

Arteria femoralis

A. femoralis je pokračováním a. iliaca externa. V horní třetině stehna se odděluje její hlavní větev a. profunda femoris. V okolí zákolenní jámy přechází v a. poplitea (Naňka a Elišková, 2009, s. 116).

Arteria poplitea

Arteria poplitea živí kolenní kloub. Její větve jsou aa. genus superiores dx. et sin., aa. genus inferiores dx. et sin. a a. genus media. Tyto tepny jsou propojené sítí anastomóz. Pod kolenem se arteria poplitea dělí na větve a. tibialis anterior, a. peronea a a. tibialis posterior (Naňka a Elišková, 2009, s. 117).

Arteria tibialis anterior a arteria tibialis posterior

Arteria tibialis anterior se dostává na hřbet nohy, kde pokračuje jako a. dorsalis pedis, která vysílá větve ke kotníkům a vytváří oblouk z odstupující a. arcuata. Oblouk vydává aa. metatarsales dorsales a aa. digitales dorsales (Naňka a Elišková, 2009, s. 117-118).

Arteria tibialis posterior se dostává do oblasti chodidla nohy, kde se dělí na koncové větve a. plantaris medialis a lateralis, které se v chodidle propojují a vytvářejí oblouk arcus plantaris. Oblouk vydává aa. digitales plantares. V první třetině bérce odstupuje a. peronea (Naňka a Elišková, 2009, s. 118).

2.4 Vlasečnice

„Nejmenšími a nejpočetnějšími cévami jsou vlasečnice, spojující tepny a žíly. Typická vlasečnice je 1 mm dlouhá nebo kratší a má asi 0,01 mm v průměru. Je tedy jen o trochu širší než červená krvinka mající v průměru 0,007 mm. Mnoho vlasečnic vstupuje do tkání a tvoří v nich kapilární síť – oblast, kde je uvolňován kyslík a další živiny, zatímco odpadní látky vstupují do krve. Ve vlasečnicích proudí vždy pouze 5 % veškeré krve, v tepnách 20 % a v žilách 75 %“ (Parker, 2008, s. 117).

2.5 Žíly

„Žíly jsou mnohem ohebnější než tepny a mají mnohem tenčí stěnu. Krev v nich proudí pod poměrně nízkým tlakem, tedy pomaleji a klidněji. Mnohé větší žíly, hlavně dlouhé žíly na dolních končetinách, obsahují chlopně, které vypadají jako kapsička vystlané jednovrstevným epitelem (endotelem). Chlopně brání zpětnému toku krve stejně jako okolní svaly stahující se při pohybu. Dvě největší žíly vedoucí krev z horní a z dolní části těla do srdce se nazývají horní a dolní dutá žíla (*vena cava superior et inferior*)“ (Parker, 2008, s. 117).

2.5.1 Žíly hlavy a krku

Vena cava superior

Vena cava superior je tenkostěnná široká žíla o průměru 2 – 3 cm. Je bez chlopní. Vzniká na úrovni připojení chrupavky prvního pravého žebra na sternum soutokem v. brachiocephalica dextra a sinistra. Po prostupu perikardem ústí do pravé srdeční předsíně. Do horní duté žíly ústí silná v. azygos (Naňka a Elišková, 2009, s. 119).

Vena brachiocephalica

Pravá a levá vena brachiocephalica vznikají soutokem v. jugularis interna a v. subclavia na úrovni sternoklavikulárního kloubu. Do v. brachiocephalica ústí ze silnějších žil: v. thyroidea inferior a v. vertebralis (Naňka a Elišková, 2009, s. 119).

Vena jugularis interna

Vena jugularis interna je pokračováním velkých lebečních splavů (sinus durae matris). Hlavní přítoky, které odvádějí krev z jednotlivých částí mozku, jsou sinus sagitalis superior et inferior, sinus transversus, sinus sigmoideus a sinus cavernosus. Do jugulární žíly ještě přitéká v. jugularis externa a v. jugularis anterior (Naňka a Elišková, 2009, s. 119).

Vena subclavia

Podklíčková žíla je pokračováním podpažní žíly (v. axillaris) (Naňka a Elišková, 2009, s. 119).

Vena axillaris

Podpažní žíla obvykle vzniká soutokem dvou vv. brachiales. U zevního okraje prvního žebra přechází ve v. subclavia. Je hlavní žilou horní končetiny (Naňka a Elišková, 2009, s. 120).

2.5.2 Žíly horní končetiny

Na horní končetině jsou povrchové (podkožní) a hluboké žíly. Jsou mezi sebou navzájem propojené. Oba systémy obsahují chlopně, které převažují v hlubokých žilách (Naňka a Elišková, 2009, s. 121).

Povrchové žíly

Jemné sítě žil prstů horní končetiny postupují na hřbet ruky, kde se nazývají vv. digitales dorsales. Vv. digitales na dorsální straně ruky tvoří venózní síť. Na vnější straně předloktí z venózní sítě vzniká v. cephalica. Ta pokračuje do fossa cubitalis a po zevní straně paže přechází pod klavikulu, kde se vlévá do v. axillaris. Na vnitřní straně předloktí z venózní sítě vzniká v. basilica. Ta se po přechodu přes fossa cubiti uprostřed paže zanoří do hloubky a napojí se na v. brachialis. V oblasti fossa cubitalis jsou v. cephalica a v. basilica propojeny žilními spojkami v. intermedia cubiti. Pod kůží jsou žíly v oblasti fossa cubiti viditelné a jsou místem intravenózní aplikace léků (Naňka a Elišková, 2009, s. 121-122).

Hluboké žíly

Hluboké žíly horní končetiny jsou často zdvojené. Jsou svými názvy, průběhem a přítoky shodné s tepnami horní končetiny (Naňka a Elišková, 2009, s. 122).

2.5.3 Srdeční žíly

„Odvádějí odkysličenou krev ze srdeční stěny. Patří sem: a) žíly ústící do sinus coronarius, b) *venae cordis anteriores*, c) *venae cordis minimae*“ (Naňka a Elišková, 2009, s. 101).

2.5.4 Žíly hrudníku a břicha

Vena azygos a vena hemiazygos

Vena azygos a vena hemiazygos jsou navzájem propojené. V. azygos vzniká soutokem v. subcostalis a v. lumbalis ascendens. Ve výši Th₇ v. azygos přijímá v. hemiazygos a vlévá se do v. cava superior. Vena azygos i vena hemiazygos jsou v bederní krajině napojeny na lumbální žíly, které vstupují do dolní duté žíly. Obě žíly propojují systém v. cava superior a v. cava inferior a vytvářejí tak největší kavokavální anastomózu (Naňka a Elišková, 2009, s. 122-123).

Žíly páteře

„Žíly páteře jsou uspořádány do podélných sítí žil (pletení) na přední a zadní straně obratlů. Dělí se na **zevní přední a zevní zadní obratlové plexy** a **vnitřní přední a zadní obratlové plexy** v kanálu páteřním. Všechny pleteně jsou navzájem propojeny a krev z nich odtéká v krajině břišní do povodí v. cava inferior a v krajině hrudní a krční do povodí v. cava superior“ (Naňka a Elišková, 2009, s. 123).

Vena cava inferior

Dolní dutá žíla vzniká před L₄ až L₅ soutokem v. iliaca communis dextra a sinistra. Po průchodu vazivovou částí bránice a přímo nad bránicí prochází perikardem a ústí do pravé srdeční předsíně. Do dolní duté žíly ústí párové žíly: v. renalis dextra et sinistra, v. phrenica dx. et sin., vv. lumbales dx. et sin., v. testicularis (ovarica) dx. et sin. a vv. hepaticae (Naňka a Elišková, 2009, s. 123).

Vena portae

Vena portae je nepárová žíla dlouhá asi 8 cm a má průsvit asi 1,5 cm. Odvádí krev z nepárových orgánů břišní dutiny do jater. Vzniká na úrovni L₂ soutokem v. mesenterica superior a v. lienalis. Do v. lienalis ústí v. mesenterica inferior. Po vstupu do jater se vena

portae dělí na ramus dexter a sinister pro pravý a levý jaterní lalok. Mezi přítoky v. portae a větvemi v. cava superior a inferior jsou vytvořeny portokavální anastomózy (Naňka a Elišková, 2009, s. 129-130).

Žíly pánve

Vena iliaca communis

Společná kyčelní žíla vzniká spojením v. iliaca interna a externa na úrovni sakroiliakálního skloubení. Spojením v. iliaca communis dextra a sinistra vznikne v. cava inferior (Naňka a Elišková, 2009, s. 124-125).

Vena iliaca interna a vena iliaca externa

Vzniká soutokem pánevních žil. Žíly kolem pánevních orgánů vytvářejí žilní pleteně, které vytváří odvodné žíly. V pleteních je zpomalený průtok krve, kvůli tomu je zvýšené riziko vzniku trombu a následné embolie například při chirurgickém výkonu. V. iliaca externa je pokračováním v. femoralis (Naňka a Elišková, 2009, s. 125).

Povrchové žíly přední strany těla

Povrchové žíly přední strany těla jsou součástí různých odvodných systémů žil. Žíly za patologických stavů slouží jako kavokavální anastomózy a při portální hypertenzi se podílejí na vzniku portokaválních anastomóz (Naňka a Elišková, 2009, s. 125).

2.5.5 Žíly dolní končetiny

Žíly dolní končetiny se dělí na povrchové (podkožní) a hluboké žíly. V obou systémech žil jsou přítomny četné chlopně (Naňka a Elišková, 2009, s. 125).

Povrchové žíly dolních končetin

Začínají po stranách prstů dolních končetin jako vv. digitales. Přecházejí do čtyř až pěti vv. metatarsales dorsales. Na dorsum pedis se žíly propojují a vytvářejí žilní síť, do které ústí i žíly z chodidla. Ze sítě žil se utváří na mediálním okraji nohy v. saphena magna a na laterální straně v. saphena parva. V. saphena magna postupuje kraniálním směrem na ventromediální stranu stehna, kde se zanořuje do hloubky a ústí do v. femoralis. V oblasti mediální strany bérce má řadu spojek (perforátorů), které odvádějí krev z podkoží

do hlubokých žil bérce. Kvůli selhávání činnosti spojek dochází k rozšíření podkožních žil a vzniku varixů (Naňka a Elišková, 2009, s. 126-127).

Hluboké žíly dolní končetiny

Hluboké žíly dolní končetiny jsou často zdvojené. Jsou svými názvy shodné s tepnami dolní končetiny (Naňka a Elišková, 2009, s. 127).

3 HISTORIE ZOBRAZOVÁNÍ CÉV

8. listopadu 1895 prof. W. C. Röntgen objevil při pokusech s katodovými paprsky ve Fyzikálním ústavu ve Würzburgu dosud neznámé paprsky X (rentgenové záření). Za tento objev dostal v roce 1901 Nobelovu cenu za fyziku. W. C. Röntgen si objev nenechal patentovat, což umožnilo rozšíření a využití po celém světě (Seidl a kol., 2012, s. 21).

„Současně s prvním použitím rentgenových paprsků k zobrazení skeletu provedli vídeňští lékaři Edward Haschek a Otto Lindenthal první zobrazení tepen předloktí. Tento pokus byl však proveden na mrtvole a cesta k vyšetření živých pacientů byla zdlouhavá. Největší problém byl v aplikaci vhodné kontrastní látky, která by nebyla toxická pro člověka a přinesla žádaný efekt při zobrazení cévního systému. V roce 1923 byla poprvé kontrastní látka aplikována člověku. Jednalo se o olejovou kontrastní látku LIPIODOL. Bylo provedeno první vyšetření stehenní tepny u pacienta před amputací. Dalším pokrokem byla translumbální angiografie, provedená v roce 1930 portugalským profesorem Reynaldem dos Santosem. Převratným objevem v rozvoji AG byla metoda švédského rentgenologa Svena Ivara Seldingera, který poprvé předvedl novou techniku: perkutánní zavedení angiografického katétru. Od klasické diagnostické angiografie byl jen krůček ke zrození intervenční radiologie. S rozvojem používaných materiálů a nástrojů pro intervence, jako jsou vodiče, katétry, dilatační balónky nebo stenty, došlo k masivnímu rozvoji angiografických metod“ (Procházka a kol., 2012, s. 11-12).

V sedmdesátých letech začalo vstupovat do rutinní praxe ultrasonografické vyšetření (Seidl a kol., 2012, s. 17).

Zásadní pro zobrazování bylo vymyšlení principu počítačové tomografie v roce 1971 panem G. N. Hounsfieldem. Nezávisle na sobě učinil tentýž objev A. M. Cormack. Oba dostali v roce 1979 Nobelovu cenu (Seidl a kol., 2012, s. 17-18).

V osmdesátých letech začíná éra magnetické rezonance přinášející další možnosti zobrazování především mozku, páteře, kloubů a dalších anatomických struktur (Seidl a kol., 2012, s. 18).

Vývoj angiografických metod byl závislý na stavu techniky, chemie a fyziologie. Některé cíle byly dosaženy s vědomým podceněním rizika iatrogenních traumat a toxicity použitých látek. Ne vždy byli průkopníci připraveni na zvládnutí komplikací, které se daly očekávat (Krajina a Hlava, 1999, s. 9).

Zobrazování hemodynamiky bylo úspěšné. Slabinou byla invazivita, která stála za ústupem angiografie před neinvazivními zobrazovacími metodami. V posledních desetiletích byla snaha snížit invazivitu a zajistit bezpečnost pacienta. Tento trend zajišťuje pozici angiografiím v současnosti, protože nahrazují větší chirurgickou invazivitu (Krajina a Hlava, 1999, s. 9).

Pojem angiografie znamená zobrazení cévního řečiště. Jedná se o arteriografii, flebografii a lymfografii. Angiografii můžeme rozdělit na invazivní a neinvazivní (minimálně invazivní) metody vyšetření cévního systému. Neinvazivní metody jsou dopplerovská ultrasonografie, angiografie pomocí výpočetní tomografie (CTA) a magnetické rezonance (MRA). Invazivní metodou je aplikace kontrastní látky přímo do lumina cév. Aplikace kontrastní látky se provádí buď přímo katétrem, jehlou nebo Seldingerovou katetrizační technikou (Procházka a kol., 2012, s. 11).

4 ZOBRAZOVACÍ TECHNIKY

4.1 Dopplerovská ultrasonografie

Ultrasonografie (USG) je založena na principu mechanického vlnění, které vzniká v ultrazvukové sondě na základě piezoelektrického efektu rozkmitáním krystalů střídavým napětím o vhodné frekvenci. V lékařské diagnostice se frekvence pohybují od 2 do 15 MHz. Slyšitelný zvuk dosahuje maximálně 20 kHz (Cholt, 2013, s. 19).

Krystaly jsou v ultrazvukové sondě v lineární nebo konvexní řadě a jsou rozkmitány postupně ve velmi krátkém čase. Molekuly si přijatou energii od ultrazvukových vln předávají. Děje se tak při střídání kompresivní fáze, kdy se molekuly zahušťují, a relaxační fáze, kdy se molekuly vracejí do původního stavu. Součet délky obou fází představuje vlnovou délku nepřímo úměrnou frekvenci vlnění (Cholt, 2013, s. 19).

Vlnění prochází prostředím, které mu klade odpor, neboli impedanci, a ta je přímo úměrná hustotě prostředí a rychlosti šíření ultrazvukových vln. Pro ultrazvukové vlnění platí fyzikální zákony: odráží se na makroskopických rozhraních dvou prostředí s různou hustotou, ohýbá se (láme se) do jiných směrů na rozhraní dvou prostředí, pokud na ně nedopadá kolmo, rozptyluje se do okolí na mikroskopických rozhraních struktur, absorbuje se v tkáních a odevzdává tam svoji energii převážně ve formě tepla (Cholt, 2013, s. 19; Vomáčka a kol., 2012, s. 38).

V sonografii se využívá ta část vlnění, která se odráží zpět k sondě, a ta, která se šíří dále a odráží se z hlubších vrstev. Síla odrazu je tím větší, čím větší je rozdíl impedance na obou stranách impedančního rozhraní. V mezičase mezi vysílanými impulzy jsou v ultrazvukové sondě zachycovány odražené vlny. Z celkového času práce sondy připadá 1% na vysílání ultrazvukového vlnění a zbývajících 99% připadá na zachycení odraženého vlnění. Krystaly deformované tlakem odražených vln vytvářejí elektrické impulzy, které jsou v počítačovém systému přístroje zpracovány. Jsou zesíleny a zobrazeny na monitoru přístroje v různých odstínech šedi v závislosti na síle odrazu. Čím je odraz silnější, tím je užito světlejšího odstínu šedi. U odrazů je zjišťován čas, za který se vrátí do sondy, a z toho je vypočteno, z jaké hloubky se odráží. Podle toho jsou odstíny šedi umístěny na obrazovce na svislé ose a odpovídají odrazům. V rychlém sledu vzniká dvourozměrné ultrazvukové zobrazení v reálném čase. Pohyb sondy nebo tkáně vyvolá odpovídající změnu obrazu.

Takové dynamické ultrazvukové vyšetření je rychlé a na obrazovce vzniká okamžitě pohyblivý obraz, který dovoluje souvislý přehled celé vyšetřované oblasti v reálném čase, včetně sledování pohybu orgánů. Takové obrazy jsou dnes zachycovány v lineární nebo konvexní podobě pomocí speciálních ozvučovacích hlavic (Cholt, 2013, s. 20; Vomáčka a kol., 2012, s. 38).

Na obrazovce přístroje můžeme zobrazit až 256 odstínů šedi pomocí drobných pixelů. Díky tomu jsou dvourozměrné obrazy dobře přehledné a rozlišitelné a jsou dostatečně jasné i kontrastní. Některé přístroje umožňují odstíny šedi barevně změnit. To umožňuje ještě detailnější rozlišení tkáňových struktur (Cholt, 2013, s. 20).

Lumen cév má v dvourozměrném zobrazení velmi malou odezvu při ultrazvukovém vyšetření, i když obsahuje veliké množství impedančních rozhraní na povrchu červených krvinek. Červené krvinky jsou však menší, než je vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, a jsou zdrojem bodového rozptylu (Rayleighův-Tyndallův rozptyl), který neumožňuje vzniknout obrazotvorným odrazům (Cholt, 2013, s. 20).

Rakouský fyzik Johann Christian Doppler popsal jev, který se využívá k vyšetření cév ultrazvukovým vlněním. Tento jev je označován jako Dopplerův princip. Přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní frekvenci ke stacionárnímu pozorovateli, je jeho frekvence vnímána jako vyšší, než je skutečně zdrojem vysílána. Pokud se zdroj zvuku pohybuje od pozorovatele, je jeho frekvence vnímána jako nižší. Tento princip platí i tehdy, pokud je zdroj zvuku stacionární a pohybuje se reflektor, který vlnění odráží. Podle Dopplerova principu jakékoliv vlnění mění svoji frekvenci při odrazu od pohybujícího se objektu. Tento princip se využívá ve zdravotnictví pro registraci pohybu krve v cévě, stanovení směru toku a měření jeho rychlosti. Rozdíl mezi přijímanou a vysílanou frekvencí je takzvaný dopplerovský frekvenční posuv a jeho velikost je přímo úměrná rychlosti krevního toku (Cholt, 2013, s. 21; Vomáčka a kol., 2012, s. 38).

Pohybujícím se objektem při vyšetřování cévního systému je suspenze erytrocytů v luminu cév. Protože jsou červené krvinky výrazně menší než vlnová délka ultrazvukového vlnění, uplatňuje se při vzniku dopplerovských obrazů na akustických rozhraních Rayleighův-Tyndallův rozptyl a ne klasický odraz vlnění. Rayleighův-Tyndallův rozptyl vyvolává všemi směry šířící se kruhové vlnoplochy, které se mezi sebou prolínají. Pro dopplerovské měření se využívá ta část energie, která se dostane zpět ke zdroji a umožňuje vznik signálu. Protože je tato energie malá, je nutné používat u dopplerovského vyšetření mnohem vyšší intenzitu

vlnění než u běžných dvourozměrných vyšetření. Vysílané frekvence jsou mezi 2-10 MHz a dopplerovský posuv se pohybuje v pásmu slyšitelného zvuku, což umožňuje sluchovou orientaci při vyšetření. Pokud teče krev k ozvučovací sondě, frekvence vlnění se zvyšuje a naopak (Cholt, 2013, s. 21; Vomáčka a kol., 2012, s. 38-39).

Sondy pro dopplerovská vyšetření obsahují zdroj vlnění pro dvojrozměrné zobrazení i zdroj impulzně modulované nosné vlny pro zjištění dopplerovského posuvu. Oba systémy jsou v ultrazvukové sondě odděleny (Cholt, 2013, s. 21).

Typy zobrazení

Spektrální záznam - graficky znázorněná závislost rychlosti krevního toku v cévě (cm/s) na čase (s). **Barevný záznam** - metoda, která barevně rozlišuje směr toku (červená znamená směr toku k sondě a modrá od sondy) a přibližný rozsah rychlostí i v několika cévách najednou. **Akustický záznam** - jedná se o převod ultrasonografických frekvencí (v MHz, 0-5 m/s) na sluchem dobře hodnotitelné frekvenční rozmezí mluvené řeči (v Hz). Může být dobrým vodítkem pro vyšetřujícího (Procházka a kol., 2012, s. 88; Vomáčka a kol., 2012, s. 39).

Duplexní ultrasonografie znamená znázornění sonogramu společně se spektrálním záznamem toku. Pokud ještě znázorníme barevné mapování toku, jedná se o **triplexní ultrasonografii** (Vomáčka a kol., 2012, s. 39).

Technická realizace dopplerovské ultrasonografie

Kontinuální dopplerovský režim (CW – Continuous Wave). Sonda obsahuje zvlášť vysílač, který nepřetržitě vysílá ultrazvukové vlnění, a zvlášť přijímač, který nepřetržitě přijímá odrazy jednotlivých vln. Výsledkem je kontinuální záznam. Z důvodu nepřítomnosti časového prvku nelze určit hloubku pohybu ultrazvukového reflektoru. **Pulzní režim** (PW – Pulsed Wave). Ultrazvuková sonda pracuje ve střídavém („pulzním“) režimu. Střídavě vysílá a přijímá ultrazvukové vlnění. Doba mezi vysláním a příjmem impulzu je přímo úměrná vzdálenosti cévy od ultrazvukové sondy, lze tedy určovat vzdálenost cévy od sondy. Duplexní režim umožňuje přesně určit velikost a polohu vzorkovacího objemu. **Barevný dopplerovský záznam** (CDI – Colour Doppler Imaging, CFM – Colour Flow Mapping). Do černobílého obrazu je vložena barevná informace o toku v cévách (Procházka a kol., 2012, s. 88; Eliáš a Žižka, 1998, s. 24-25).

Indikací k cévní sonografii je vyšetření karotických tepen, vertebrálních tepen, periferního žilního systému, končetinových tepen, břišní aorty. U onemocnění tepenného

systemu lze zobrazit ischemickou chorobu dolních končetin, aneurysmata abdominální aorty, stenózy ledvinných tepen jako příčinu renovaskulární hypertenze, pooperační stavy, hemangiomy (arteriovenózní malformace) a vyšetření transplantované ledviny. U onemocnění žilního systému lze zobrazit trombózy, žilní insuficienci, portální hypertenzi, pooperační stavy. **Kontraindikace** ultrazvukového vyšetření nejsou známa (Procházka a kol., 2012, s. 87-91).



Obrázek 1 Ultrasonograf (zdroj: autor)

4.2 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

Základem zobrazení je vznik RTG záření v rentgence, které je diferencovaně absorbováno v tkáních a následně snímáno detektorem. Rentgenka je vakuová dioda se dvěma elektrodami: zápornou katodou a kladnou anodou. Katoda je složena ze spirálovitých wolframových drátků. Žhavana je vlastním elektrickým obvodem (10 V, 7-10 A). Okolo katody vznikne po zahřátí (2 000 °C) tzv. elektronový mrak. Po zapojení vysokého napětí (17-150 kV) mezi katodou a anodou se záporně nabitě elektrony z katody rozletí v úzkém svazku ke kladné anodě (disk z wolframu). Po dopadu na anodu se 99 % jejich energie přemění na teplo a 1 % na RTG záření. Princip vzniku RTG záření je stejný u výpočetní tomografie, která je popsána níže (Vomáčka a kol., 2012, s. 15).

Technika zobrazování cévního systému pomocí kontrastní látky se postupně vyvíjela. První metodou byla konvenční angiografie, později ji nahradila digitální subtrakční angiografie a jako nový trend se začíná prosazovat 3D angiografie. Tento vývoj je ovlivněn výpočetní technikou náročnou na hardware a software (Procházka a kol., 2012, s. 99).

Oproti konvenční angiografii, která byla zaznamenávána na klasický RTG film, digitální subtrakční angiografie spočívá v zobrazování informačního svazku pomocí počítače. Existují dva způsoby zobrazování informačního svazku záření. Klasická digitální subtrakční angiografie je složena z prvků, ve kterých dochází ke ztrátě části obrazové informace. Paprsek RTG záření se tvoří v rentgence, dále pokračuje přes kolimátor, pacienta a je snímán zesilovačem obrazu. Vzniká obraz, který je veden optikou (televizní videokamerou) do analogově-digitálního převodníku a až v této fázi je uložen na pracovní obrazové disky. Po tomto procesu se může pracovat s obrazem již v digitální podobě. Novým trendem digitální subtrakční angiografie je snímání RTG záření, které projde přes pacienta, digitálním plochým (flat) detektorem. První vrstva ve flat detektoru přeměňuje informační svazek na viditelné světlo pomocí scintilační vrstvy CsI (TI). Druhá vrstva plní funkci elektronického převodníku převádějící světlo na elektrické impulsy pomocí fotodiod a každá fotodioda reprezentuje jeden pixel. Poslední vrstva slouží jako přenašeč náboje z pixelů do obrazového procesoru a tím je elektrický impuls okamžitě digitalizován. Zobrazovací řetězec je kratší, dochází k menším ztrátám obrazové informace a vzniká kvalitnější obraz. Tento kvalitní obraz umožňuje vznik 3D zobrazení (Procházka a kol., 2012, s. 99-101).

Princip vzniku obrazu při digitální subtrakční angiografii spočívá ve vytvoření nativního snímku (bez aplikace kontrastní látky) dané oblasti, ten je digitálně zpracován a používán jako základní snímek. Jakékoli další snímky pořízené při angiografii jsou odečítány od základního snímku. Výsledkem je pouze obraz, ve kterém je aplikována kontrastní látka. Zbytek obrazu je subtrahován a neruší výsledný obraz cév (Procházka a kol., 2012, s. 100).

Výhodami digitální subtrakční angiografie je použití „road mappingu“, který spočívá ve znázornění vyšetřovací tepny aplikací malého množství kontrastní látky a pomáhá tak lékařům v orientaci při vyšetření. Zobrazení se odehrává dle předem nastavených algoritmů na počítači. Zvláště se nastavuje množství a rychlost kontrastní látky aplikované z dávkovače. Množství kontrastní látky se odvíjí od velikosti cévy a rychlosti průtoku krve v ní. Obecně lze říci, že čím větší céva, tím větší množství krve v ní protéká větší rychlostí. Aplikace

kontrastní látky je v kompetenci lékaře, především určení jejího množství a rychlosti (Procházka a kol., 2012, s. 101).

U přístrojů s C ramenem je možné využít rotační digitální subtrakční angiografii pro zobrazení vyšetřované oblasti z více úhlů a možnost následného přehrání v reálném čase (Procházka a kol., 2012, s. 101).

C rameno je důležité pro 3D zobrazení, které vykonává rotaci kolem pacienta v úhlu 200°. V prvním kroku se provede pomalý kyv C ramene z důvodu kontroly osy kyvu. V druhém kroku proběhne skutečné snímání s aplikací kontrastní látky. Pracovní stanice (počítač) provede 3D rekonstrukci dat a samotné zobrazení 3D pomocí specializovaného softwaru. Množství kontrastní látky je opět odvozené od průměru cévy a rychlosti toku krve v ní. Rekonstrukční parametry jsou předdefinovány a lze je libovolně měnit (Procházka a kol., 2012, s. 101-102).

Postprocessing u 3D angiografie nabízí rozšířené uživatelské funkce pro zkvalitnění 3D zobrazení. Jedná se o možnost přijímání obrazových dat z výpočetní tomografie nebo magnetické rezonance a jejich převod do angiografického modulu, který poskytuje vyšší rozlišení cévní struktury. Jde o takzvaný volume rendering nabízející transparentní, barevný a povrchový mód zobrazení. Další funkce electronic shutter umožňuje vyříznout oblast zájmu a odfiltrovat diagnosticky nezajímavé části (skelet, periferní cévy). Funkce volume rendering colors určí pro každou strukturu s podobnou denzitou konkrétní barvu. Volumetrie rotuje s danou oblastí a měří hodnoty (rozměr, objem). Simulace CT obrazu vytváří obraz v mnoha rovinách (koronární, sagitální, transversální) a lze s ním otáčet. Funkce rekonstrukce cévy dokáže zprostředkovat pohled na vnitřní lumen cévy, díky tomu lékař může virtuálně zhlédnout cévu zevnitř a udělat si představu například o sklerotických plátech či aplikovaných stentech (Procházka a kol., 2012, s. 102-103).

Vzhledem k rychlému vývoji zdravotnické techniky lze předpokládat, že se bude v budoucnu rozvíjet a rozšiřovat vytíženost diagnostických metod vyšetřujících cévní systém. Stále je snaha zjednodušit ovládání softwaru a zprostředkovat práci s obrazem na co nejvyšší úrovni. Výsledkem bude zkvalitnění a urychlení výkonu. Díky tomu je i snižovaná absorbovaná dávka pacientem i zdravotnickým personálem (Procházka a kol., 2012, s. 104).

„V krátké době lze očekávat zavedení nových softwarových aplikací jako 3D roadmapping, Stent Analysis, Perfusion analysis, samotné barevné odlišení arteriální a venózní cirkulace pro postprocessingové zpracování obrazových dat, zavedení nových

technik navigované punkce a zlepšení kvality Carm CT zobrazení na různých angiografických přístrojích, např. Innova CT (GE), Dyna CT (Siemens) apod.“ (Procházka a kol., 2012, s. 104).

DSA a 3D zobrazení je indikováno především pro selektivní zobrazení cévního řečiště. Na angiografických kompletech jsou také prováděny výkony intervenční radiologie. **Kontraindikací** pro vyšetření je alergická reakce na jodové kontrastní látky, selhávání jaterních a ledvinových funkcí, porucha hemokoagulace, terapie radiojodem a těhotenství (Procházka a kol., 2012, s. 40; Nekula a kol., 2005, s. 15-16).



Obrázek 2 Dvouprojekční angiografický komplet, Angio-intervenční oddělení (zdroj: autor)

4.3 CT angiografie (CTA)

Pacient při vyšetření leží na úložné desce pojízdného stolu v kruhovém otvoru (gantry) přístroje a kolem něho obíhá po kružnici proti sobě rentgenka a vějíř detektorů. Rentgenka vysílá fotony RTG záření skrz vyšetřovanou oblast lidského těla. Zachytit prošlé RTG záření má za úkol sada detektorů. Nejčastěji používanými jsou scintilační detektory se scintilačními

krystaly CsI (TI), NaI (TI). Další možností jsou ionizační komory plněné stlačeným plynem - xenonem. Detektory přemění RTG záření na elektrické signály, které jsou počítačem zpracovány. Zároveň s pohybem rentgenky a detektorů se pohybuje stůl s pacientem. Tomuto systému se říká spirální (helikální) výpočetní tomografie.

Multidetektorové CT obsahuje několik řad detektorů, díky nimž dochází při jedné rotaci rentgenky k nasnímání několika datových stop. Doba akvizice se zkracuje s větším počtem detektorů a přitom jsme schopni získat řezy o tloušťce 1 mm a nižší. Doba akvizice je důležitá z hlediska synchronizace s cirkulační fází. Kratší doba vyšetření umožní pacientovi vydržet se zadržným dechem. Doba akvizice lze také ovlivnit úpravou skenovacích parametrů jako úhlná kolimace, rychlost posunu stolu a doba rotace gantry. Získaná axiální data se využívají k dalšímu zpracování (Procházka a kol., 2012, s. 93).

Výpočetní tomografie využívá vlastností RTG záření, zejména jeho schopnost diferencovaně se absorbovat v tkáních s různým složením, umožňuje vyjádřit matematicky v hodnotách denzity (v Hounsfieldových jednotkách, HU) intenzitu absorpce RTG záření. Hounsfieldova škála umožňuje stanovit denzity zobrazovaných tkání v rozmezí od -1 000 HU do +3 096 HU (4 096 HU). Tkáně jsou v konečné fázi v analogové podobě zobrazovány ve stupních šedi. Lidské oko je schopno odlišit 16 až 20 odstínů šedi, je tedy nutné pracovat při vlastním vyšetření s jistou šíří denzit a s jejich středem (vše v HU), což lze dohledat na každém CT obraze. Diagnostická okna se liší podle vyšetřované oblasti, jiné je pro vyšetřování mozku, jiné pro vyšetřování plic nebo pro skelet. Radiologický asistent na základě dohodnutých protokolů v rámci postprocessingu zhotovuje dokumentaci jako pestrou škálu jednotlivých obrazů často v různých denzitních oknech (Vomáčka a kol., 2012, s. 42).

Angiografie pomocí výpočetní tomografie neboli CT angiografie (CTA) je zobrazování určené k posuzování anatomie a funkce kardiovaskulární soustavy. Hodnocení může být zhotoveno ve dvourozměrné (2D) i trojrozměrné (3D) rekonstrukci cévních struktur. První podmínkou je zvýšení kontrastu cévních struktur aplikací kontrastní látky intravenózně, protože kontrast krve a okolních tkání je při nativním CT zobrazení prakticky nulový. Kontrastní látka se na rozdíl od katetrizační angiografie podává intravenózně, vyšetření je tak neinvazivní, správněji řečeno minimálně invazivní. Druhou podmínkou spolehlivého zobrazení anatomie cévních struktur je docílit při akvizici dat dostatečného prostorového rozlišení (Ferda, 2004, s. 3).

Používají se neionické kontrastní látky s vysokou koncentrací jodu o množství 350-400 mg/ml. Kontrastní látku aplikuje obvykle injektor rychlostí okolo 4 ml/s a množství se pohybuje mezi 60 a 150 ml (Procházka a kol., 2012, s. 94).

Cirkulační čas je čas, za který se kontrastní látka dostane do oblasti zájmu. Pro včasnou detekci optimální náplně používáme bolus-timing (podle zjištěné doby maximálního vzestupu denzity se určí cirkulační čas pro akvizici CTA) nebo bolus-tracking (automatické spuštění akvizice pomocí monitorování vývoje denzity ve vyšetřované oblasti) (Procházka a kol., 2012, s. 94; Ferda, 2004, s. 6).

EKG synchronizace slouží pro utlumení či úplné vyrušení komplexního pohybu (pohybových artefaktů), které vykonává srdce svou činností, věnčité tepny, ascendentní aorta, kmen plicnice a větve plicnice uložené parakardiálně, využitím synchronizované akvizice dat s elektrokardiogramem. Pro zobrazení cév, pohybujících se vlivem srdeční akce, je nutno použít synchronizaci u zobrazování věnčitých tepen, cévních rekonstrukcí koronárního řečiště a chlopní. EKG synchronizace je také nezbytná pro funkční vyšetření srdce, aby bylo možné rekonstruovat data v diastolické a systolické fázi. EKG synchronizace se rozděluje podle způsobu akvizice dat na prospektivní hradlování (EKG triggering) a retrospektivní segmentaci dat (EKG gating). Pro EKG synchronizaci je potřeba mít instalovanou speciální hardwarovou i softwarovou modifikaci CT přístroje. EKG synchronizaci je možné efektivně využít u multidetektorových přístrojů s dobou jedné otáčky rotoru gantry 500 ms a méně (Ferda, 2004, s. 14).

Postprocessing (následné zpracování dat):

Multiplanární rekonstrukce (multiplanar reconstruction, MPR)

„Jde o využití primárních řezů nasnímaných v axiální rovině s co nejnižším rekonstrukčním intervalem k zrekonstruování dalších rovin. Kvalita závisí na šíři kolimace a na míře překrývání axiálních zdrojových řezů (overlapping). Čím je překrývání výraznější, tím je rekonstrukce plynulejší. Orientaci multiplanárních rekonstrukcí volíme buď v základních rovinách, tj. sagitálně a koronárně, nebo je orientujeme šikmo podle průběhu cévních struktur, kolmo na ně anebo radiálně kolem stanovené osy. Rekonstrukce zakřivené plochy (CPR) se používá k zobrazení řezu cévou v ploše, která sleduje její proudnici“ (Procházka a kol., 2012, s. 97).

Projekce maximální intenzity (maximum intensity projection, MIP)

„Jsou tvořeny projekcí obrazu s maximální bodovou denzitou. Rekonstrukce vzniká projekcí virtuálního paprsku procházejícího tkání na virtuálním stínítku. Zobrazí se vždy pouze pixel s nejvyšší denzitou v daném směru a je jedno, v jaké vzdálenosti od stínítka leží. Pro kvalitní MIP rekonstrukci je zapotřebí aplikace kontrastní látky, aby byla denzita náplně cévy vyšší než 200-250 HU. Zároveň je nutné získat axiální obrazy s dostatečně nízkou úrovní šumu. Provedeme-li subtrakci kostních struktur, připomínají výsledné obrazy digitální subtrakční angiografii“ (Procházka a kol., 2012, s. 97).

Objemová rekonstrukce (volume rendering technique, VRT)

„Vytváří se prostorový model reálného objektu – cévní struktury. Pomocí intervalu denzitních hodnot jsou definovány voxely, které mají být zobrazeny. Interval může být vymezen bodem, potom se zobrazí denzity vyšší či nižší než stanovená hodnota, nebo je interval vymezený dvěma mezními hodnotami. Jednotlivým intervalům lze přiřadit odlišné barvy. Na výsledném vzhladu rekonstrukcí se podílí také míra průhlednosti (opacita) a virtuální osvětlení (vytvářejí dojem prostoru)“ (Procházka a kol., 2012, s. 98).

Indikací CT angiografie jsou různá cévní onemocnění jako embolie, aneurysmata, uzávěry, stenózy cév, malformace. CT angiografie má diagnostický význam na rozdíl od DSA, která umožňuje provést i cílenou terapii (trombolýza, zavedení stentu nebo embolizace aneurysmatu atd.). CTA může vyšetřovat cévy v různých cirkulačních fázích. Vyšetřovat lze arteriální, kapilární (parenchymovou), žilní a portální fázi. Kontraindikací pro vyšetření počítačovou tomografií je alergická reakce na jodové kontrastní látky, selhávání jaterních a ledvinových funkcí, hypertyreóza, terapie radiojodem, těhotenství (Procházka a kol., 2012, s. 93).

Díky intravenózní aplikaci kontrastní látky je možné sledovat průtok krve cévami a zásobení tkání. Součástí CTA, použijeme-li speciální akvizici dat, je i hodnocení funkce kardiovaskulárního systému. S pomocí EKG synchronizace lze u vyšetření srdce hodnotit funkci komor a kinetiku myokardu (Ferda, 2004, s. 22).

Trojrozměrné zobrazení cévního systému s časovým průběhem se nazývá 4D angiografie (4D CTA).



Obrázek 3 Výpočetní tomografie (zdroj: www.rdgcentrum.webnode.cz)

4.4 MR Angiografie (MRA)

Proton je kladně nabitá částice, která rotuje kolem své osy. Tento pohyb se nazývá spin. Elektrické pole při pohybu vytváří ve svém okolí magnetické pole, které se nazývá magnetický moment. Atomová jádra s lichým počtem protonů vykazují magnetický moment. Nejdůležitějším prvkem pro zobrazování magnetickou rezonancí je vodík, jehož jádro tvoří jeden proton a obsažen ve 2/3 lidských tkání. Při vyšetření magnetickou rezonancí je pacient uložen do velmi silného magnetického pole (statického magnetického pole) o intenzitě

obvykle 1,5 T nebo 3 T. Protony se uspořádají rovnoběžně se siločarami statického magnetického pole, které dále vyvolá rotační pohyb v transverzální rovině (tzv. precesi) po obvodu pomyslného kužele. Otáčí se po stejné kruhové dráze stejnou rychlostí, ale nachází se každý v daném okamžiku na jiném místě kruhu. Znamená to, že protony nerotují synchronně, ale jsou rozfázované. Frekvence tohoto pohybu závisí na velikosti statického magnetického pole a gyromagnetické konstantě. Vyjadřuje to tzv. Larmorova rovnice. Frekvence statického magnetického pole musí odpovídat frekvenci rotujících spinů (rezonance). Většina protonů je v paralelním postavení, menší část je otočena o 180° v antiparalelním postavení. V tomto postavení spinů je velikost magnetického momentu spinů ve srovnání se siločarami statického magnetického pole prakticky nezjistitelná. Změníme-li však uspořádání protonů tím, že dodáme zvnějšku protonu energii pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulzu (radiofrekvenčního impulzu), dojde k excitaci, kdy proton získá větší energii a vychýlí se o 90° nebo 180° . Tím bude mít magnetický moment jiný směr než siločáry statického magnetického pole a můžeme detekovat magnetický signál, který vytváří jádra atomů vodíku v pacientově těle. Frekvence impulzu musí opět odpovídat frekvenci rotujících spinů, jinak by protony vodíku danou energii nepřijaly (rezonance). Vlivem radiofrekvenčního impulzu začnou protony provádět precesi synchronně, tedy ve fázi, a jsou zdrojem zvýšené transverzální magnetizace. Vysokofrekvenční impulz má také rozdílný vliv na jednotlivé rotace, transverzální magnetizace se zvětšuje do maxima a longitudinální magnetizace se podstatně utlumuje. Po vypnutí radiofrekvenčního signálu se excitovaný proton vrací do své původní polohy, dochází k rozfázování (desynchronizaci) precesního pohybu. Tento jev se nazývá relaxace. Doba relaxace je většinou delší než doba excitace, označuje se zkratkou TR (Time to Repeat). Proton vydává energii ve formě elektromagnetického záření, která se pohlcuje v okolních tkáních. Z transverzální magnetizace se energie uvolňuje postupně, intenzita klesá exponenciálně. Elektromagnetická energie se převádí v cívce na povrchu těla na elektrickou energii, ta se měří a využívá k rekonstrukci obrazu. Echo znamená příjem signálu magnetického momentu v relaxaci (Vomáčka a kol., 2012, s. 47-48).

„Magnetizace v longitudinální rovině, která byla při excitaci utlumena, se vrací do normálu. Doba, za kterou se to stane, se nazývá čas T1. Je to čas, za který magnetizace dosáhne 63 % původní hodnoty. Doba T2 je čas, kdy příčná magnetizace dosáhne 37 % původní hodnoty. Velikost magnetizace v transverzální rovině závisí nejen na velikosti rotujících molekul, ale i na chemickém složení tkání. Obecně platí, že struktury s velkým

obsahem tekutin (vody) mají dlouhý relaxační čas, naopak v tukové tkáni, která obsahuje velké makromolekuly, jsou relaxační časy krátké. Diference relaxačních časů v různých normálních a patologických tkáních je základem MR zobrazování“ (Vomáčka a kol., 2012, s. 48).

Nejpoužívanějšími vyšetřovacími technikami je zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Excitační impulzy se opakují mezi jednotlivými relaxacemi. Série impulzů se nazývá sekvence. Základní vyšetření se nazývá spin-echo sekvence. Tkáně mají rozdílné T1 a T2 relaxační časy a tím i rozdíly v intenzitě signálu, které se projeví v rozdílu stupně šedi. Tmavší struktury se označují jako hyposignální, světlejší struktury se označují jako hypersignální a tkáně bez signálu jsou černé, asignální. Obrazy, které získáme, se nazývají T1 a T2 vážené obrazy (Vomáčka a kol., 2012, s. 49).

„Při praktickém provádění spin-echo sekvencí nejprve použijeme radiofrekvenční impulz vychylující protony o 90°. V době vymizení příčné magnetizace a rozfázování vyšleme další impulz, který vychýlí protony o 180°, tedy do antiparalelního postavení. Vzniklý precesní pohyb bude nyní v opačném směru a lze jej opět změřit. Při použití 90° a 180° používáme poloviční excitační čas, který se sčítá do výsledného TE (time to echo). Echo značí příjem signálu po vyslání 180° signálu. Doba mezi jednotlivými pulzy se označuje jako TR (Time to Repeat)“ (Vomáčka a kol., 2012, s. 49).

Základními sekvencemi jsou T1 vážený obraz, T2 vážený obraz a proton denzitní obraz. **T1 vážený obraz** má při zkrácení relaxační doby silnější signál. Kontrastní látky zkracují relaxační dobu, jsou tedy hypersignální. T1 vážený obraz se používá k přesnému anatomickému zobrazení. Proudící krev se na T1 váženém obraze zobrazuje jako asignální. T2 vážený obraz má delší dobu excitace a relaxace. Čím je delší doba relaxace, tím je intenzita signálu větší. **T2 vážený obraz** je citlivý na počínající patologické léze spojené s větším obsahem vody. Proudící krev se na T2 vážených obrazech zobrazuje jako asignální. **Proton denzitní obraz (PD)** má dlouhou dobu relaxace, ale doba mezi jednotlivými pulzy je relativně krátká. Kvalita obrazu závisí na hustotě protonů vodíku v tkáních. Speciálními sekvencemi jsou **inversion recovery (IR)**. Jedná se o variantu silně vážené T1. Používá se obrácený postup, nejprve je použit 180° a poté 90° impulz. Nejpoužívanější jsou sekvence **FLAIR** (Fluid Attenuated Inversion Recovery) s potlačením signálu vody a **STIR** (Short Tau Inversion Recovery) s potlačením signálu tuku. Na FLAIR sekvenci je likvor a ostatní tekutiny asignální nebo hyposignální. Patologická ložiska zůstávají hypersignální. Se STIR

sekvencí vyniknou hypersignální patologická ložiska obsahující velké množství vody (Vomáčka a kol., 2012, s. 49, 50, 52).

Při dynamickém zobrazení srdce, při MR angiografii a u 3D sekvencí se používá gradientní technika spojená s excitací malého úhlu nazvaná FLASH (Fast Low Angle Shot) (Seidl a kol., 2012, s. 60).

Přídavná gradientní pole (cívky) slouží k lokalizaci jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru, určují rovinu řezu, šířku vrstvy a pomáhají při tvorbě rychlých sekvencí. Gradientní pole jsou vložena do hlavního statického magnetického pole ve třech na sobě kolmých rovinách x, y, z. Gradientní magnetický systém se skládá ze tří gradientních cívek, které nejsou vidět (Vomáčka a kol., 2012, s. 48, 53).

Cívky

Permanentně zabudované cívky v gantry přístroje nejsou vidět. Volumová cívka slouží jako vysílač stacionárního magnetického pole a zároveň jako přijímač signálu. Slouží jako celotělová cívka, je relativně daleko od povrchu těla. Vyrovnávací cívka vyrovnává nehomogenitu magnetického pole. **Povrchové cívky** slouží jako přijímací cívky. Jsou různě tvarované a přikládají se k vyšetřovaným částem těla. Skládají se z drátěných závitů mědi nebo stříbra, indukuje se v nich proud. Přijímané signály se zesilují, digitalizují se pomocí analogově-digitálního převaděče a přenášejí se do počítače. Povrchové cívky jsou hlavové, krční páteřní, hlavové a krční současně, páteřní pro hrudní nebo bederní páteř, kolenní, ramenní a zápěstní. Univerzální flexibilní cívky můžeme tvarovat pro zobrazení ramene, zápěstí, lokte nebo nohy. Phased array coils je skupina za sebou navázaných povrchových cívek sloužících pro zachycení delšího úseku, používá se hlavně k zobrazení páteře. Vyšetřovanou oblast zájmu musíme uložit do centra prostoru cívky. Cívka má být co nejbližší povrchu těla (Vomáčka a kol., 2012, s. 53-54).

MR angiografie má tři základní metody zobrazení cévního systému. Time of Flight (TOF), Phase Contrast (PC) a Contrast-Enhanced MRA (CE MRA). TOF a PC jsou metody, které zobrazují cévní systém bez použití kontrastní látky. Metoda CE MRA k zobrazení cévního systému využívá intravenózně aplikovanou kontrastní látku. Další metody nejsou přímo angiografické, ale mohou být využity k hodnocení krevního toku. Metody mají svá specifika a od toho se odvíjí jejich použití a indikace (Procházka a kol., 2012, s. 83).

4.4.1 Nekontrastní MR angiografie

TIME OF FLIGHT - TOF

„Tato vyšetřovací sekvence je označována za „zlatý standard“ mezi nativními angiografickými metodami. Je to metoda gradientního echa (GE), která využívá tzv. inflow efektu, kdy krev přitékající do vyšetřované vrstvy není ovlivněna předchozími radiofrekvenčními pulsy (RF) a po vhodně načasovaném následujícím RF pulsu (ten potlačí signál statické tkáně) je tato krev zdrojem silného signálu. Vyšetření je možné provést ve 3D i 2D zobrazení“ (Procházka a kol., 2012, s. 84).

TOF ve 2D je vhodné vyšetření pro zobrazení pomalých žilních toků díky silnému „inflow“ efektu. Používá se u obliterace mozkových žilních splavů a intrakraniálních žil a žil pánve. Výhodou vyšetření je dobré prostorové rozlišení s jednoduchým potlačením signálu nežádoucích cév. Nevýhodou vyšetření je směrově závislé zobrazení, u turbulentních toků může docházet ke ztrátě informací, je omezená velikost vyšetřovaného objemu. Relativní nevýhodou může být i doba vyšetření u nespolupracujících pacientů (cca 3-5 minut) (Procházka a kol., 2012, s. 84).

TOF ve 3D je vhodné vyšetření pro arteriální řečiště. Poskytuje velmi dobré rozlišení (vrstva < 1 mm) s kvalitní MIP (maximum intensity projection) a MPR (multiplanar reconstruction) rekonstrukcí. Používá se u stenóz a uzávěrů v intrakraniálním cévním řečišti, aneurysmat (hodnotí se jen tok, ne morfologie cévy a cévní stěny). V extrakraniálním řečišti se používá k vyšetření magistrálních krčních tepen (Procházka a kol., 2012, s. 84).

PHASE CONTRAST - PC

„Vyšetřovací sekvence je založena na rozdílu fáze stacionárních a pohybujících se spinů, je zobrazován pouze pohyb, např. tok krve, a to nezávisle na jeho směru. Tato technika umožňuje úplné potlačení signálu stacionární tkáně. Pro správné provedení PC MRA je nutné předem nastavit přibližnou rychlost měřeného toku (venc – velocity encoding)“ (Procházka a kol., 2012, s. 84).

Používá se k určení směru toku, k objemové kalkulaci průtoku, jako možnost odlišení subakutního trombu od toku, k odhalení arteriovenózní malformace a trombotických uzávěrů. Výhodou vyšetření je směrově nezávislé zobrazení, umožňuje dobré potlačení signálu pozadí a umožňuje selektivní měření rychlosti. Nevýhodou je, že není přesnou metodou pro určování stupně stenóz, neumožňuje anatomické hodnocení aneurysmat, při pulzaci a turbulenci toku je riziko vzniku artefaktů (Procházka a kol., 2012, s. 84).

4.4.2 Metody nepřímo angiografické

FLOW VOID NA MRI

„Při standardním MR vyšetření sekvencemi s dlouhým repetičním časem (TR) vidíme tzv. flow void efekt – pohybující se spiny (tekoucí krev), které jsou ovlivněny RF pulsem, jsou již mimo vyšetřovanou vrstvu a tato oblast se stává zdrojem „prázdného“ signálu. Tento efekt je patrný u T2 vážených obrazů a obrazů vážených podle protonové hustoty (PD)“ (Procházka a kol., 2012, s. 85).

Používá se necíleně, pro doplnění informací k arteriovenózní malformaci, žilní trombóze, uzávěru tepen a k zobrazení intrakraniálního cévního řečiště. Současně zobrazuje cévy a statické tkáně při každém MR vyšetření. Nejde o angiografii v přesném slova smyslu (Procházka a kol., 2012, s. 85).

TRUEFISP SEKVENCE (FIESTA, BALANCED FFE)

„Sekvence GE s extrémně krátkým TR (time to repeat) i TE (time to echo). Umožňuje statické i kinematické zobrazení, se synchronizací s dechovou křivkou, nebo EKG. Nativní zobrazení aorty a velkých cév hrudníku, břicha, končetinových tepen“ (Procházka a kol., 2012, s. 85).

4.4.3 Kontrastní MR angiografie

TECHNIKA CE MRA (CONTRAST-ENHANCED)

„Vyšetření, při kterém se používá paramagnetická kontrastní látka (cheláty gadolinia), která výrazně zkracuje T1 relaxaci protékající krve. Takto ovlivněná krev je zdrojem silného signálu. K měření se používá rychlá T1 vážená sekvence ve 3D zobrazení“ (Procházka a kol., 2012, s. 85).

Nejdůležitější je načasování (timing) začátku skenování při vstupu kontrastní látky aortou do oblasti zájmu. Postup kontrastní látky sledujeme na monitoru ovládacího panelu (Nekula a Chmelová, 2009, s. 29).

Používá se k zobrazení periferního řečiště dolních končetin (od břišní aorty ve třech etážích s užitím automatického posunu vyšetřovacího stolu), extrakraniálního karotického řečiště se zachycením aortálního oblouku, renálních tepen, portálního řečiště, plicních žil. Indikací jsou stenózy, uzávěry tepen a arteriovenózní malformace. Výhodou je, že kontrastní látka je velmi dobře tolerována (vhodná i pro alergické pacienty). Nevýhodou je,

že v klasickém zobrazení nelze zobrazit dynamiku toku, vyšetření není opakovatelné, z toho důvodu musí být přesně načasované (úspěch závisí na zkušenostech radiologického asistenta) (Procházka a kol., 2012, s. 86).

Díky magnetické rezonanci je možné sledovat průtok krve kardiovaskulárním systémem a zásobení tkání.



Obrázek 4 Magnetická rezonance (zdroj: www.rdgcentrum.webnode.cz)

4.5 Kontrastní látky

4.5.1 Kontrastní látky pro USG

Pozitivní kontrastní látky se při vyšetření ultrasonografií nepoužívají, negativní kontrastní látky, které pomocí mikrobublinek vzduchu zesilují ultrazvukový signál v cévním řečišti, lze rozdělit do dvou generací. Do první generace kontrastních látek patří Alunex a Levovist, do druhé generace kontrastních látek patří Optison a Echogen. Druhá generace přišla v 90. letech 20. století a přinesla s sebou stabilnější přípravky, kromě již zmíněných

i SonoVue, Definity, Imagen atd. Tyto kontrastní látky mají v praxi velmi široké využití, kromě jiných lze s nimi vyšetřovat choroby srdce a cév (Procházka a kol., 2012, s. 46-47).

4.5.2 Kontrastní látky pro DSA a CTA

Nejpoužívanější jsou jodové (neionické, nefrotropní) kontrastní látky v koncentraci jodu 300-400 mg/ml. Při zvýšené opatrnosti a s vědomím zvýšeného rizika výskytu nežádoucích alergických reakcí je možné použití ionických jodových kontrastních látek. Množství a rychlost podání kontrastní látky závisí na vyšetřované oblasti, věku a hmotnosti pacienta, na přístrojovém vybavení a v neposlední řadě i na zvycích oddělení. Postupy by měla mít jednotlivá pracoviště zakotvena ve svých místních radiologických standardech. Při DSA mají kontrastní látky koncentraci jodu 300, 320, 350 a 370 mg/ml. Při normální funkci ledvin se aplikují u DSA až 4 ml kontrastní látky na 1 kg tělesné hmotnosti pacienta a u CT angiografií 1 ml kontrastní látky na 1 kg tělesné hmotnosti pacienta (Procházka a kol., 2012, s. 40; Seidl a kol., 2012, s. 219-221).

Aplikace kontrastní látky do periferní žíly se obvykle provádí intravenózní kanylou 18-20 G, rychlost aplikace 3-5 ml/s. Do centrálního žilního katétru lze aplikovat kontrastní látku pouze nízkými rychlostmi (1,5-2,5 ml/s). Dialyzační katétry umožňují rychlost aplikace až 4 ml/s. Nové typy portů označované jako „CT porty“ nebo „power port catheters“ umožňují aplikaci kontrastní látky do portu rychlostí 4-5 ml/s bez rizika poškození portu. Mají RTG „radioopakní“ značku, která umožňuje identifikovat konec portu při CT nebo DSA vyšetření. U angiografií se na jeden nástřik aplikuje 5-55 ml dle vyšetřované oblasti, při opakování maximálně 200-250 ml. U CTA se aplikuje celkový objem kontrastní látky 50-120 ml, opět záleží na vyšetřované oblasti (Procházka a kol., 2012, s. 40-41).

4.5.3 Kontrastní látky pro MRA

Po podání kontrastní látky se používá T1 vážená sekvence. Aplikovány jsou paramagnetické kontrastní látky s účinnou složkou dimeglumingadopentát. Po intravenózní aplikaci se sloučenina rychle rozděluje v extracelulárním prostoru a je vylučována ledvinami v nezměněné podobě, jde tedy o nefrotropní kontrastní látku. Aplikovaná dávka je 0,1-0,2 ml/kg hmotnosti pacienta. Kontrastní látky používané při vyšetření magnetickou rezonancí jsou lépe tolerovány. Jsou sice rovněž neurotoxické, ale používají se v malém objemu, takže riziko je nižší (Procházka a kol., 2012, s. 44).

4.6 Výsledky vyšetření

Data jsou ukládána do nemocniční sítě, nejčastěji do sítě PACS (picture archiving and communication system). Obrazy mohou být zobrazeny kdekoliv v nemocničním zařízení a také posílány do jiných zdravotnických zařízení. Data se dají ukládat na digitální média (CD, DVD, flash disk).

4.7 Radiační ochrana

Cílem radiační ochrany je zabránění vzniku deterministických účinků (prahových) a omezení stochastických účinků (bezprahových, pravděpodobnostních) na přijatelné minimum. Uznávanou a vyžadovanou filozofií radiační ochrany je tzv. princip ALARA (as low as reasonably achievable). O mírovém využití jaderné energie a ionizujícího záření pojednává zákon číslo 18/1997 Sb. (tzv. Atomový zákon). O radiační ochraně pojednává vyhláška číslo 307/2002 Sb. ve znění vyhlášky číslo 499/2005 Sb. (Procházka a kol., 2012, s. 107).

Program monitorování musí být zpracován na každém pracovišti, skládá se z monitorování pracoviště a osobního monitorování. V osobní dozimetrii se používá nejčastěji osobní filmový dozimetr, který zaměstnanec nosí na levé přední stěně hrudní. Po uplynutí stanoveného kontrolního období (v současnosti jeden měsíc) se dozimetr odesílá k vyhodnocení. O naměřených dávkách je informováno dané pracoviště a Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) (Vomáčka a kol., 2012, s. 14).

Čím větší napětí na rentgence, tím roste pronikavost záření. Snížení radiační zátěže lze tedy dosáhnout zvýšením napětí na rentgence. S rostoucím napětím se zvyšuje i množství fotonů rentgenového záření. Zvýšení napětí musí být kompenzováno snížením elektrického množství. Se stoupajícím elektrickým množstvím se zvyšuje množství rentgenového záření a tedy i dávka, kterou pacient dostane (Hušák a kol., 2009, s. 86).

Kromě radiační ochrany pacientů z nadměrného ozáření by také lékaři, radiologičtí asistenti a další členové zdravotnického týmu měli být chráněni před rozptýleným zářením. Toto záření nepochází přímo z rentgenky, ale spíše je rozptýleno od pacienta, stolu nebo jiného zařízení v cestě rentgenového záření. Většina rozptýleného záření je generována z těla pacienta. K odstínění záření slouží: olověná zástěra, olověné brýle, mobilní olověná stěna. Základní ochranou před ionizujícím zářením je se stíněním i vzdálenost (dávka rentgenového

záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření) a co nejkratší skiaskopický čas (radiální zátěž roste s dobou u zapnutého zdroje ionizujícího záření) (Siemens, 2014).

Moderní přístroje jsou konstruovány tak, aby dávka ionizujícího záření byla při vyšetření co nejnižší, ale zároveň byl zachován kvalitní obraz vyšetřované oblasti. Přesto při CT angiografii a digitální subtrakční angiografii dochází k významné radiální zátěži pacienta. Za indikaci zodpovídá indikující lékař a aplikující odborník. Indikace k vyšetření musí být uvážlivá, musí odpovídat diagnóze a musí být medicínsky zdůvodněna. Je velmi důležitá příprava pacienta, jeho poučení a informovaný souhlas. S tím souvisí příprava farmakologická, psychická a fyzická. Pacient dobře poučený a spolupracující znamená nižší radiální zátěž. Zkušenosti lékaře nebo radiologického asistenta, provádějícího vyšetření, také ovlivňuje množství ionizujícího záření (Procházka a kol., 2012, s. 106-107).

4.8 Příprava pacienta k vyšetřením

V praktické části nastává kontakt s pacientem. K vyšetření přinese pacient vyplněnou žádanku od indikujícího lékaře, která musí obsahovat údaje o pacientovi a cíl vyšetření (stanovení konkrétní otázky, kterou má vyšetření zodpovědět). Popřípadě indikující lékař telefonicky pacienta objedná na určité datum. Je potřeba znát anamnézu pacienta, obtíže, přidružená onemocnění, případně i hodnoty laboratorních vyšetření. K dispozici odbornému lékaři provádějícímu vyšetření by měly být předchozí výsledky zobrazovacích vyšetření.

Všechny zobrazovací metody vypovídají o stavu cévní soustavy lidského těla. Indikujícím lékařem je indikována zobrazovací metoda, kterou uzná za vhodnou a která mu poskytne informace o zdravotním stavu pacienta. Vyskytne-li se kontraindikace u jedné ze zobrazovacích metod, indikuje se jiný způsob vyšetření.

Každá metoda zobrazení je specifická a pacienta je k tomu zapotřebí dostatečně připravit. Jako informační zdroj je pacientovi k dispozici v tiskové nebo internetové podobě vysvětlení a příprava na výkon s dostatečným informačním obsahem. Pacientovi před vyšetřením vysvětlíme průběh vyšetření a dáme možnost se zeptat na případné dotazy. Před vyšetřením potřebujeme, aby pacient podepsal dotazník nebo poučení a souhlas s diagnostickým výkonem, aby se předešlo komplikacím.

Pokud pacienta posílá nemocniční oddělení, konzultuje s námi postup přípravy na vyšetření. Pokud jde pacient z domu, informujeme ho při objednání na vyšetření buď osobně, nebo to udělá indikující lékař.

K ultrasonografickému vyšetření není potřeba pacienta žádným způsobem připravovat. Pokud budeme vyšetřovat portální systém nebo renální cévy, informujeme pacienta, aby přišel na vyšetření nalačno.

Při vyšetření DSA vyžadujeme výsledky laboratorních vyšetření, lačnění alespoň 6 hodin před výkonem, tekutiny nepřijímat 4 hodiny před angiografií. Pacient by měl mít vyholená třísla. Pacientovi s arteriální hypertenzí podáváme před výkonem jeho běžnou medikaci. Pacienty s diabetes mellitus většinou zařazujeme do dopoledního programu, nesnídají, dostanou poloviční dávku inzulínu a 5% infuzi glukózy. Když jde na vyšetření později, tak se normálně nasnídá, podá se mu plná dávka inzulínu a výkon se provede před obědem. V případě předchozí alergické reakce nebo za předpokladu jejího vzniku se podává premedikace (Prednison 20 mg), 3 dávky po 6 hodinách, poslední ráno před výkonem. Pacientovi před výkonem celý postup vysvětlíme a necháme mu podepsat souhlas s diagnostickým a léčebným výkonem. Jako přístup do cévního systému se využívá femorální tepna u tepenného systému. Do žilního systému volíme přístup dle plánovaného zákroku nejčastěji do femorální, jugulární a podklíčkové žíly. Po výkonu se místo vpichu kompresivně obvážeme, pacient zaujme polohu vleže na zádech s nataženou dolní končetinou 12 – 24 hodin. Kontroluje se krevní tlak a tepová frekvence. Poučíme pacienta, aby dbal na dostatečnou hydrataci.

K přípravě pacienta na CT angiografii vyžadujeme lačnění 4 hodiny před vyšetřením, tekutiny může přijímat stále. Podání medikací před vyšetřením je shodné jako při DSA. Premedikace se podává v případě předchozí alergické reakce nebo při předpokladu jejího vzniku. Jako premedikace se používá Prednison 20 mg (záleží na zvyklosti oddělení). Podává se 18, 12 a 6 hodin před podáním kontrastní látky. Vyšetření pacientovi vysvětlíme a on podepíše informovaný souhlas s CT vyšetřením. V případě podání kontrastní látky nalačno pacienta informujeme, aby měl po vyšetření doprovod z důvodu výskytu možných pozdních komplikací. K aplikaci kontrastní látky použijeme kanylu zavedenou do povrchové žíly na horní končetině nebo centrální žilní katétr.

K přípravě pacienta k zobrazení magnetickou rezonancí nevyžadujeme žádnou přípravu. Pacient nemusí být lačný. Nesmíme zapomenout na vyloučení kontraindikací před MR

vyšetřením. S pacientem před vyšetřením vyplníme dotazník, jehož cílem je absolutní vyloučení kontraindikací, který nakonec podepíše. Mezi absolutní kontraindikace patří zavedený kardiostimulátor, elektronicky řízené implantáty, cévní svorky z feromagnetického nebo neznámého materiálu a kovová tělesa v oku. Relativní kontraindikací je kloubní náhrada, stenty, kavální filtry nebo cévní svorky, které byly implantovány před méně než 6 týdny, klaustrofobie, první trimestr těhotenství, kovová cizí tělesa. V případě klaustrofobie doporučujeme konzultaci s indikujícím lékařem o možnosti podání lehkého sedativa před vyšetřením. Při podání sedativa bychom měli informovat pacienta, aby po vyšetření měl doprovod. Informujeme ho také, že by neměl řídit motorová vozidla a nevykonávat činnost vyžadující soustředění.

Při vyšetřeních musíme udržovat stálý kontakt s pacientem. U ultrazvukového vyšetření a digitální subtrakční angiografie jsme v přímém kontraktu s pacientem. Při vyšetření výpočetní tomografií a magnetickou rezonancí musíme být v jiné místnosti, kde se nachází počítačové vybavení pro ovládání. Můžeme tedy udržovat kontakt prostřednictvím komunikačního zařízení, které je součástí přístrojového vybavení.

Kromě USG vyšetření, které provádí lékař, provádíme práci s počítačovým systémem při vyšetřeních my, tedy radiologičtí asistenti. V případě potřeby konzultujeme postup vyšetření s odborným lékařem (radiologem) na radiodiagnostickém oddělení. Musíme mít dostatek zkušeností, abychom mohli provádět vyšetření správně a co nejrychleji.

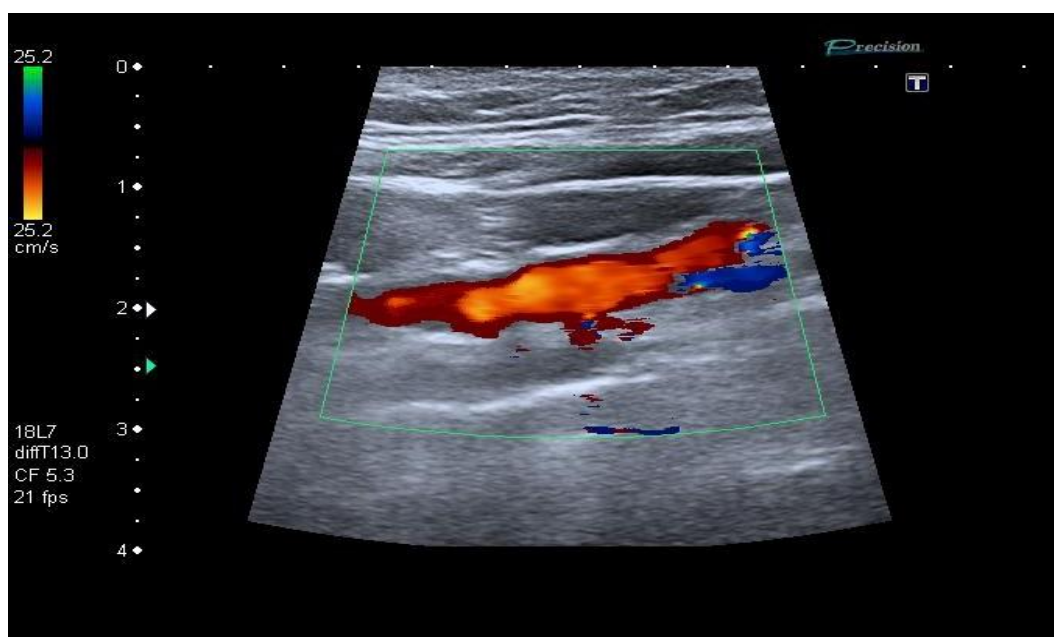
Pokud se při vyšetření použije intravenózní přístup k aplikaci kontrastní látky, je nutné dodržovat všechny zásady aseptické práce. Nežádoucí je infekce způsobená zdravotnickým personálem při zavádění intravenózní kanyly nebo zavádění katétru do cévního systému.

PRAKTICKÁ ČÁST

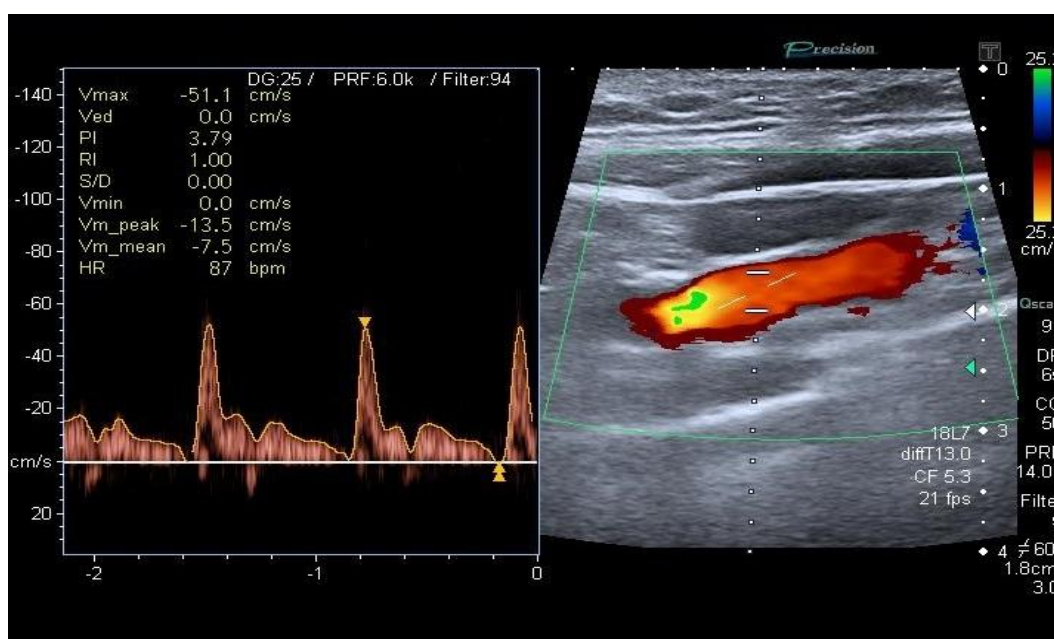
4.9 Zobrazení cévního systému v praxi

Ultrasonografie

Na dvou snímcích je zobrazena karotida vpravo. Lékař konstatoval normální nález. První snímek je proveden v barevném záznamu, druhý v triplexním záznamu.



Obrázek 5 Barevně kódovaná sonografie s normálním nálezem (zdroj: FN Hradec Králové)

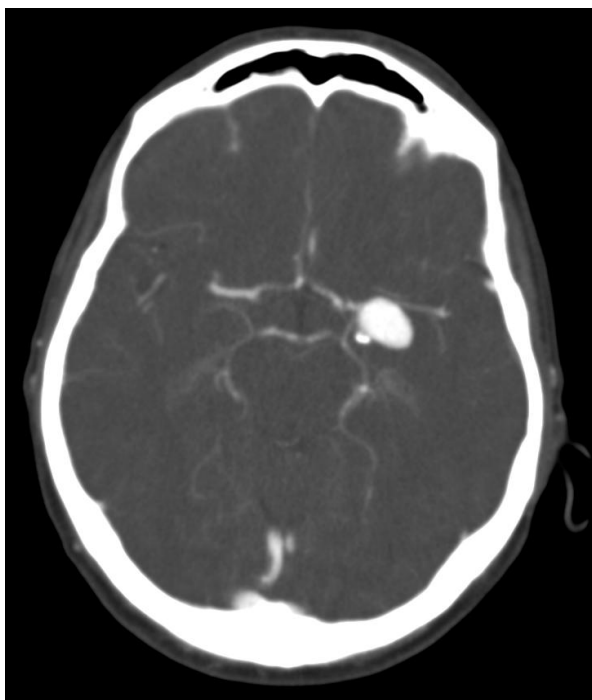


Obrázek 6 Triplexní sonografie s normálním nálezem (zdroj: FN Hradec Králové)

Digitální subtrakční angiografie

Kazuistika 1

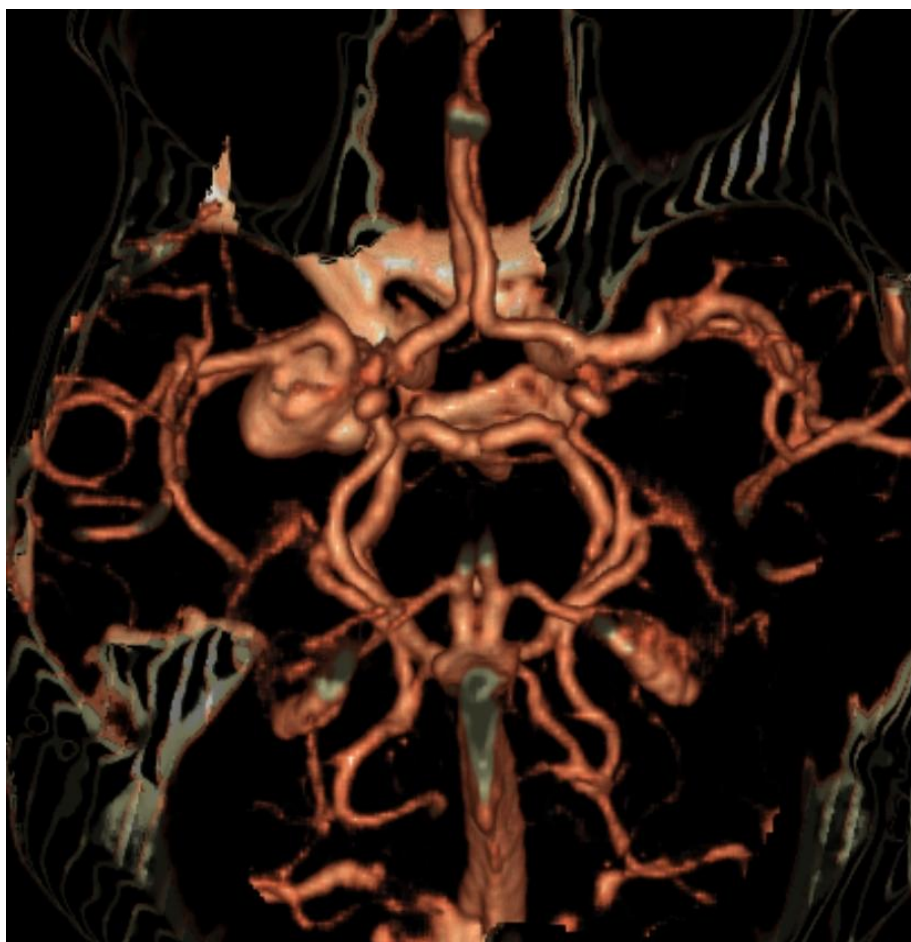
U dvašedesátileté ženy, kuřačky s dlouhodobými bolestmi hlavy, bylo náhodně nalezeno aneurysma v bifurkaci ACM (arteria cerebri media) vlevo o maximální velikosti 20 mm při CT angiografii mozku (Obr. 7 - 9). Dle provedené DSA (Obr. 10 - 13) byla doporučena operační léčba (clipping výdutě). Po operaci se rozvinuly neurologické příznaky charakteristické pro ischemické postižení mozku - afázie a pravostranná hemiplegie. Byla provedena kontrolní DSA (Obr. 14 - 15) a ta prokázala úplné vyřazení vaku výdutě z cirkulace a naopak neprokázala přítomnost stenózy větví ACM v klipované oblasti. Kontrolní CT vyšetření mozku neprokázalo ischemické změny. V dalším období došlo k regresi neurologických příznaků.



Obrázek 7 CTA mozkových tepen v transverzální rovině – je patrné aneurysma v bifurkaci ACM vlevo velikosti 20 mm (zdroj: FN Hradec Králové)



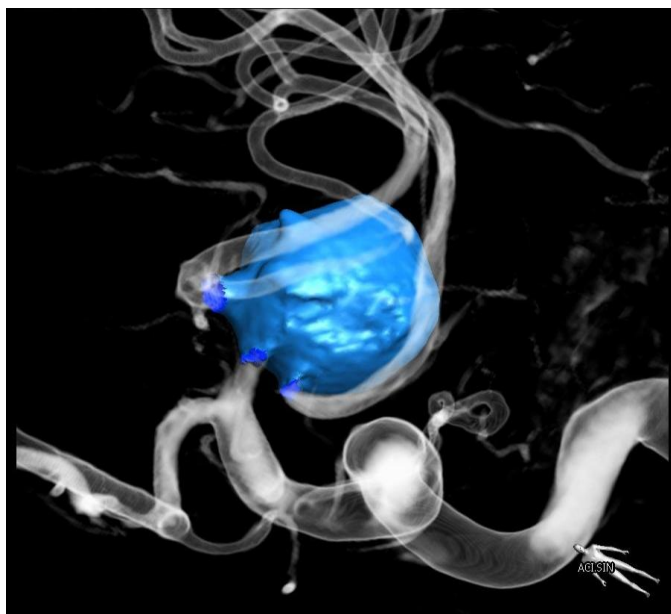
Obrázek 8 CTA mozkových tepen – rekonstrukce nálezu v koronární rovině (zdroj: FN Hradec Králové)



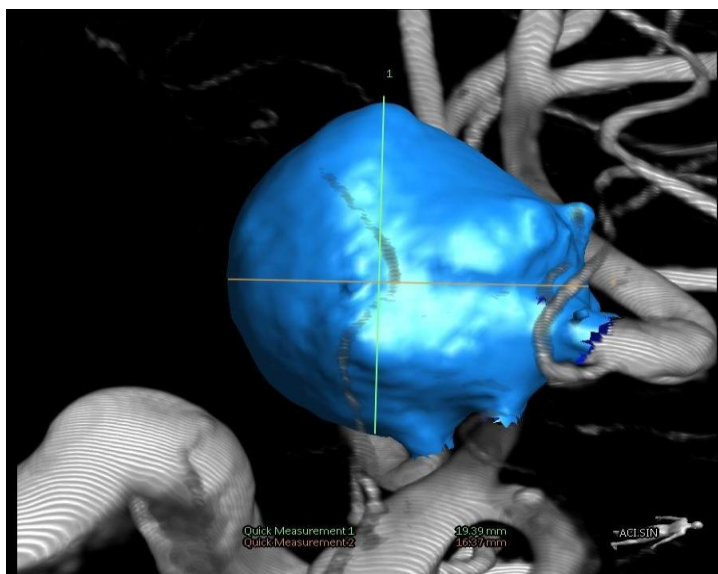
Obrázek 9 CTA mozkových tepen – VRT rekonstrukce tepen Willisova okruhu, pohled shora zezadu (zdroj: FN Hradec Králové)



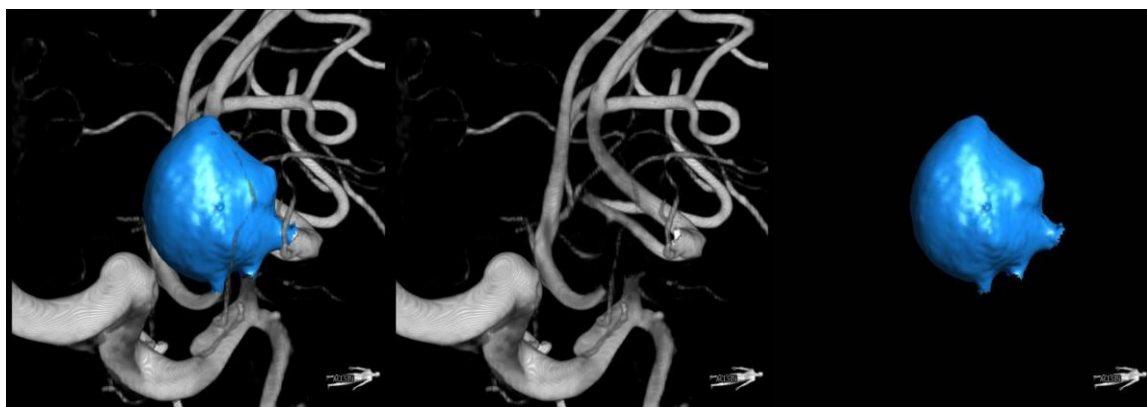
Obrázek 10 DSA mozkových tepen v předozadní projekci – je patrné aneurysma v bifurkaci ACM vlevo o velikosti 20 mm (zdroj: FN Hradec Králové)



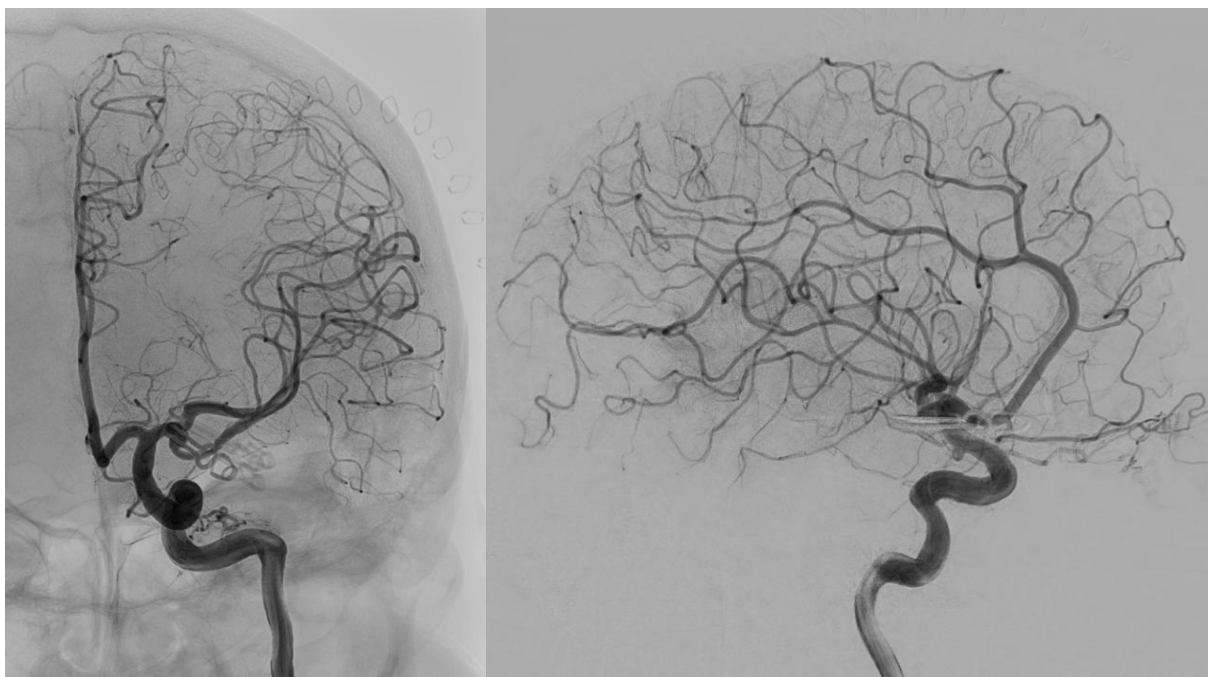
Obrázek 11 3D DSA - zobrazení výdutě ve větvení levé ACM (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 12 Postprocessing dat z 3D DSA (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 13 Postprocessing dat z 3D DSA (zdroj: FN Hradec Králové)



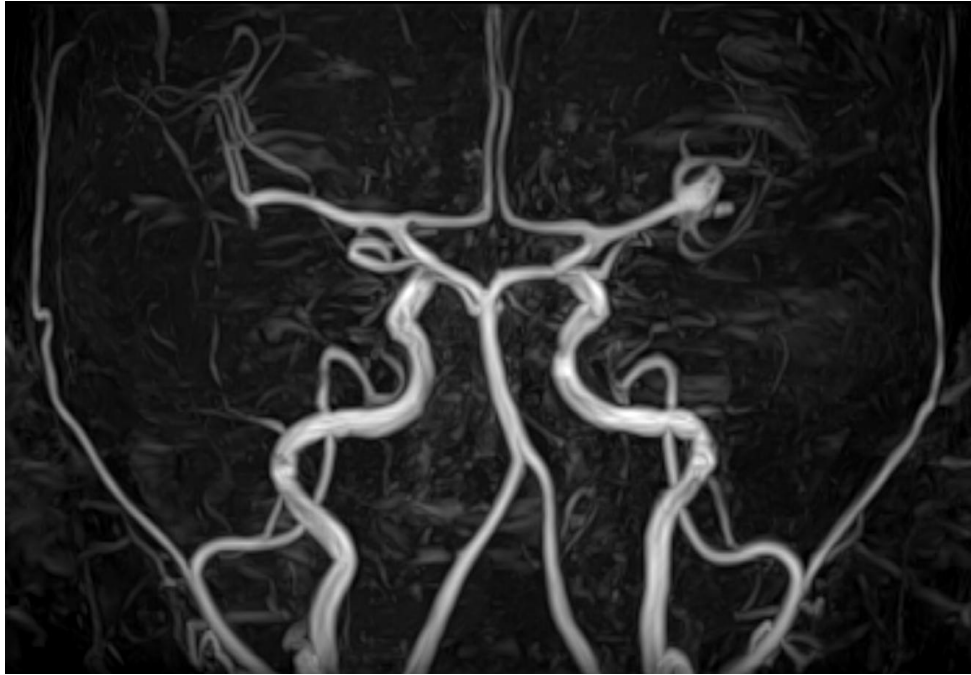
Obrázek 14 Kontrolní DSA mozkových tepen po neurologické operaci v předozadní a boční projekci. Jsou patrné klipy naložené na krček výdutě, vak výdutě je vyřazen z cirkulace (zdroj: FN Hradec Králové)



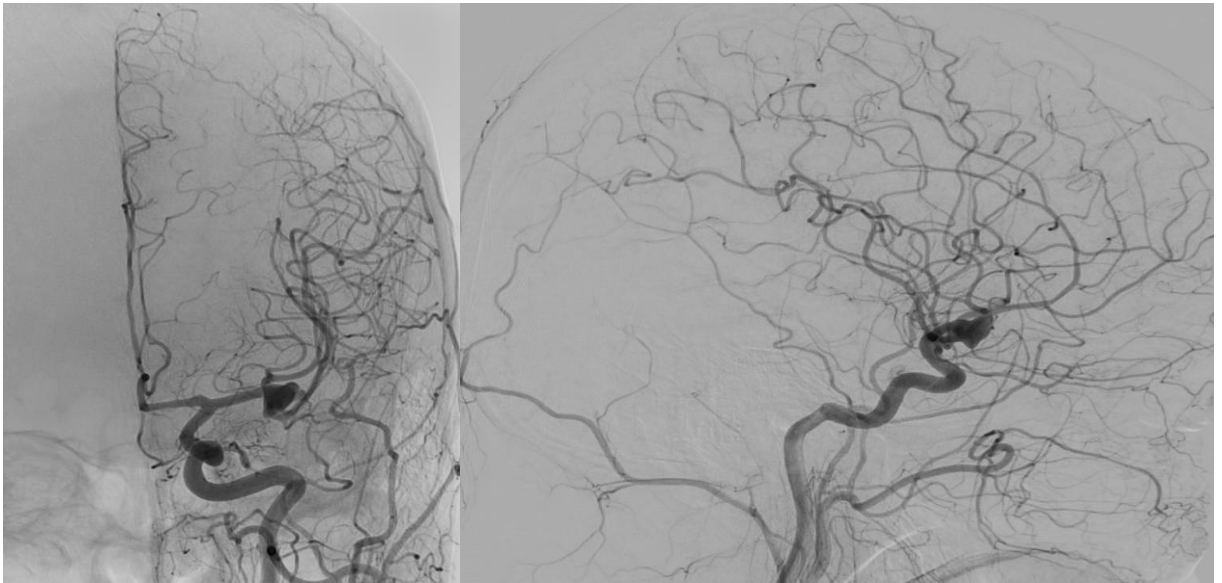
Obrázek 15 3D DSA levostranných mozkových tepen prokazuje vyřazení vaku výdutě z cirkulace, není patrná stenóza tepen v okolí naložených klipů (zdroj: FN Hradec Králové)

Kazuistika 2

U jednapadesátiletého muže, diabetika léčeného inzulinem, bylo náhodně nalezeno aneurysma ACM vlevo při MR vyšetření mozku (Obr. 16). Aneurysma bylo asymptomatické bez známek intrakraniálního krvácení. Dle DSA (Obr. 17 - 18) bylo aneurysma indikováno k operační léčbě pomocí klipů. Při operaci bylo naloženo celkem 5 klipů na široký krček výduťě. Po provedené operaci byly problémy s probuzením pacienta, došlo k rozvoji expresivní fatické poruchy a k rozvoji pravostranné hemiparézy jako známek rozvíjející se mozkové ischemie. Kontrolní CT (Obr. 19) prokázalo ischemické ložisko v povodí ACM vlevo. Kontrolní DSA (Obr. 20 - 21) prokázala těsnou stenózu parietookcipitální větve ACM vlevo způsobenou jedním z pěti klipů. Byla provedena reoperace s odstraněním nejspodnějšího klipu způsobujícího stenózu. Po reoperaci byla provedena další kontrolní DSA (Obr. 22), která prokázala regresi stenózy parietookcipitální větve ACM.



Obrázek 16 MRA mozkových tepen metodou TOF, MIP rekonstrukce – je patrné aneurysma velikosti 15 mm ve větvení levé ACM (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 17 DSA mozkových tepen v předozadní a boční projekci – potvrzení vaku výdutě ACM vlevo (zdroj: FN Hradec Králové)



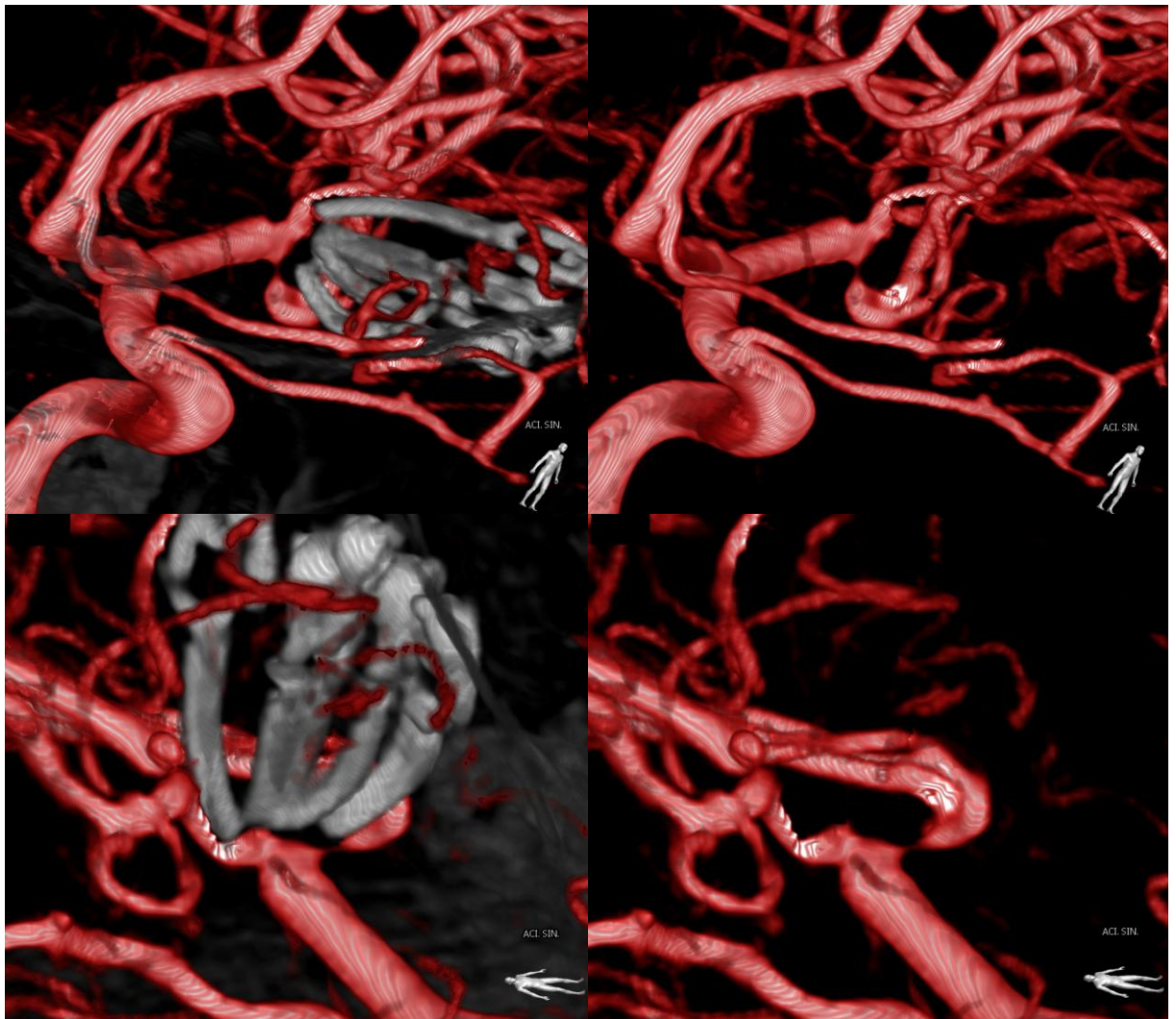
Obrázek 18 3D DSA ACM vlevo znázorňuje složitou anatomii aneurysmatu se širokým krčkem a odstupujícími (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 19 Kontrolní CT mozku znázorňuje pooperační pneumocefalus a hypodenzní ischemické ložisko v oblasti bazálních ganglií vlevo laterokapsulárně (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 20 Kontrolní DSA mozkových tepen v předozadní a boční projekci po klippingu aneurysmatu s průkazem těsné stenózy parietookcipitální větve ACM vlevo podmíněné jedním z klipů (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 21 3D DSA ACM vlevo objasňují vzájemný vztah klipů a probíhajících větví ACM (zdroj: FN Hradec Králové)



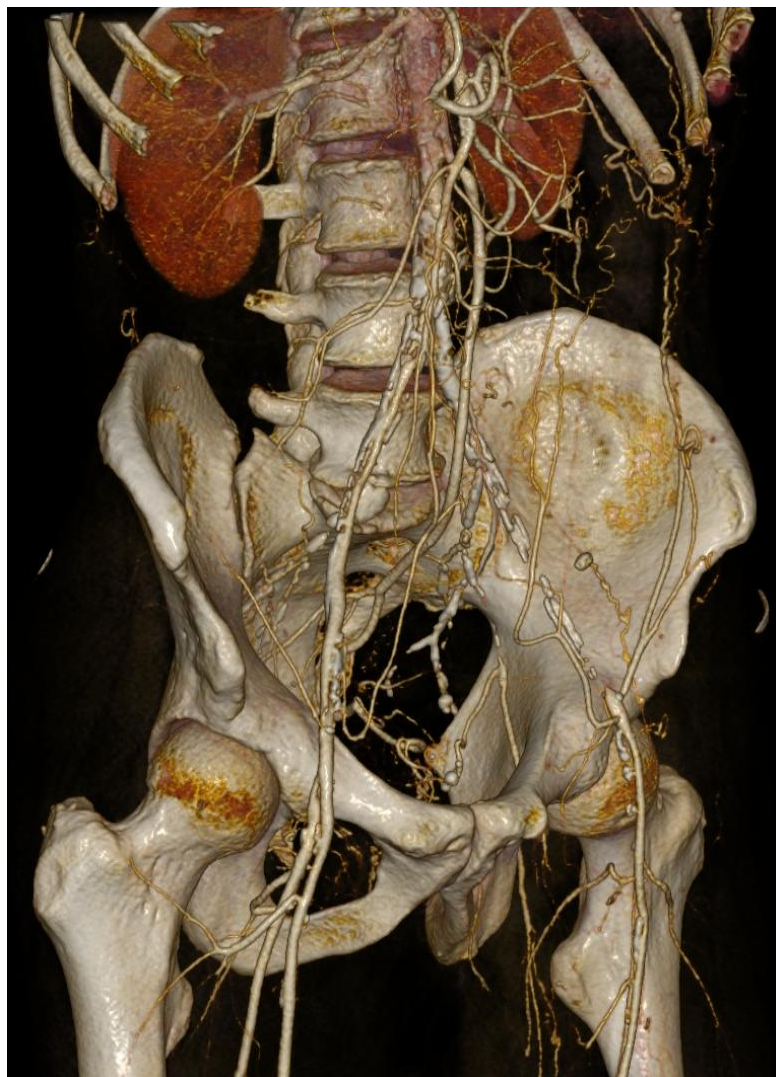
Obrázek 22 Kontrolní DSA mozkových tepen po odstranění jednoho z klipů ukazuje regresí stenózy parietookcipitální větve ACM vlevo (zdroj: FN Hradec Králové)

CT Angiografie

Dva snímky objemové rekonstrukce (VRT) dat. Na prvním snímku je lékařem diagnostikována disekce aorty. Na druhém snímku byl diagnostikován a je viditelný uzávěr pánevních tepen vlevo.



Obrázek 23 CTA – disekce hrudní a břišní aorty (zdroj: FN Hradec Králové)



Obrázek 24 CTA – uzávěr pánevních tepen vlevo (zdroj: FN Hradec Králové)

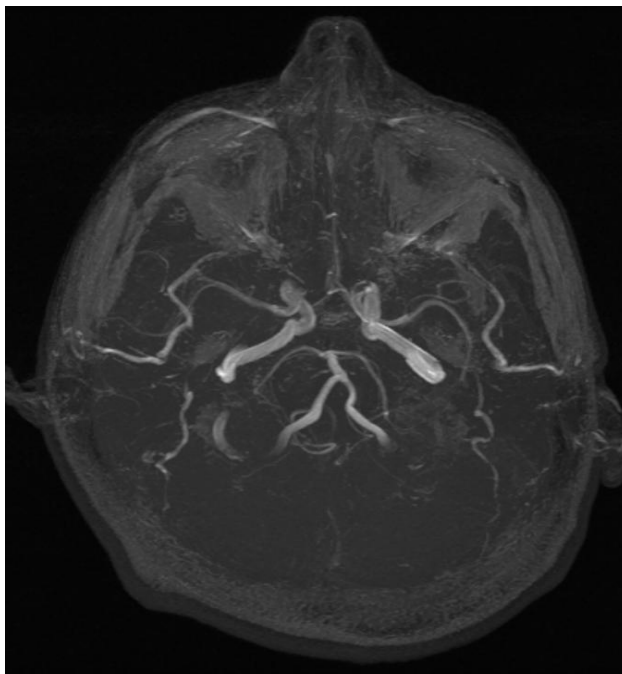
Na třech snímcích objemové rekonstrukce (VRT) od břišní aorty po tepny dolní končetiny jsou lékařem diagnostikovány významné stenózy levostranných pánevních tepen a difúzní oboustranné aterosklerotické postižení bércevého řečiště.



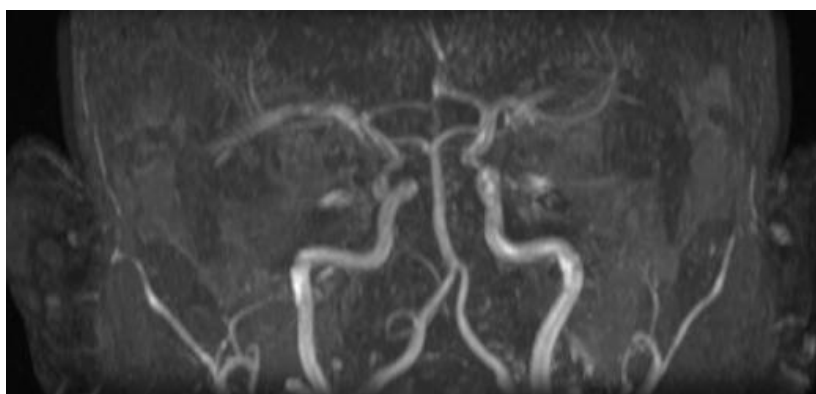
Obrázek 25 CTA tepen dolních končetin (zdroj: FN Hradec Králové)

MR angiografie

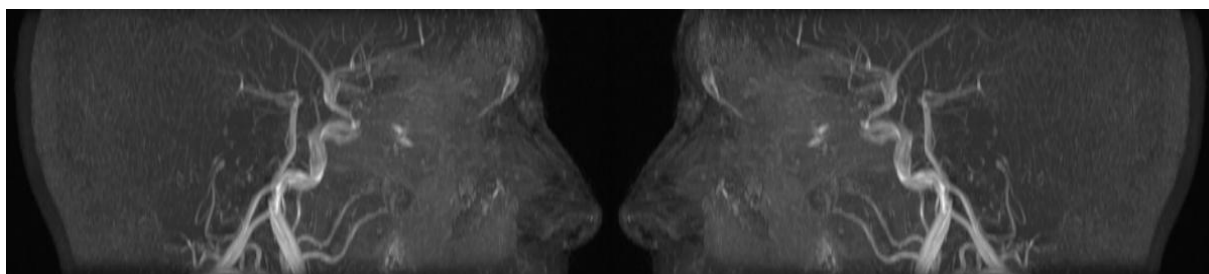
3D TOF MRA bez použití kontrastní látky. Normální nález v intrakraniálním řečišti, pouze lehce voluminóznější A1 úsek ACA (arteria cerebri anterior) vlevo.



Obrázek 26 Intrakraniální TOF MRA – normální nález (zdroj: RDG centrum, Rychnov n. Kn.)



Obrázek 27 Intrakraniální TOF MRA – koronární rovina (zdroj: RDG centrum, Rychnov n. Kn.)



Obrázek 28 Intrakraniální TOF MRA – sagitální zobrazení (zdroj: RDG centrum, Rychnov n. Kn.)

CE MRA s použitím kontrastní látky. Břišní aorta je volně průchodná, normálního kalibru. Odstupová stenóza renální arterie vlevo. Bifurkace volně průchodná.



Obrázek 29 CE MRA břišní aorty – stenóza levé renální tepny (zdroj: RDG centrum, Rychnov n. Kn.)



Obrázek 30 CE MRA břišní aorty – bližší pohled na stenózu levé renální tepny (zdroj: RDG centrum, Rychnov n. Kn.)

5 DISKUZE

Četnost výskytu diagnostických přístrojů umožňujících vyšetření cévního systému v ČR stoupá. Ultrazvukový přístroj je standardem radiodiagnostických oddělení. Nemocnice, která má angio-intervenční oddělení, může provádět angiografické vyšetření s intervenčním zákrokem v rámci intervenční radiologie. Ve většině nemocnic se nachází alespoň výpočetní tomografie, případně magnetická rezonance.

S ohledem na technický vývoj lze usuzovat další rozvoj vyšetřování cévního systému. I přes všechny technické možnosti zatím není možné eliminovat rentgenové záření, které se využívá při angiografii a CT angiografii. Tyto metody přinášejí užitečné informace o zdravotním stavu pacienta. Je snaha snížit dávky ionizujícího záření na minimum a přitom zachovat nejlepší zobrazení vyšetřované oblasti. Vystavení ionizujícímu záření je možné předejít jinou metodou vyšetření. Ultrasonografické vyšetření využívá dopplerovského jevu a dalším typem vyšetření je magnetická rezonance.

V dnešní době, kdy narůstají kardiovaskulární onemocnění, jsou nové trendy v zobrazení cévního systému nedílnou součástí jejich diagnostiky a následné léčby. Včasná diagnostika umožňuje udržet kvalitu života pacientů a uspořit finanční náklady za léčbu nemoci v pokročilém stádiu. Příkladem může být cévní mozková příhoda, při které pacient může mít doživotní následky.

Rychlost vzniku diagnózy a návaznost léčby diagnostikovaného onemocnění záleží na tom, do jakého zdravotnického zařízení se pacient dostane. V akutních případech, kdy pacienta převáží rychlá záchranná služba, je nejlepší volbou nemocnice s oddělením intervenční radiologie.

6 ZÁVĚR

Teoretickou část práce jsem napsal na základě vytyčených cílů. Jednalo se o anatomii cévního systému, historii zobrazování cévního systému, obecné shrnutí nových trendů, které se postupem času dostaly do rutinní praxe a používají se pro zobrazení cévního systému. Každý z vyšetřovacích postupů pracuje na odlišných principech, proto jsem se v práci věnoval i jejich technickému způsobu zobrazení. Každá z metod dovoluje zobrazit cévní systém více možnostmi. Metody se mohou navzájem doplňovat, protože každá z nich má kladné stránky pro zobrazení určité části cévního systému. Existují i kontraindikace, které je potřeba znát. Na základě potvrzení či vyvrácení kontraindikací se můžeme rozhodnout pro danou metodu vyšetření. Popsal jsem i kontrastní látky, které se používají pro zobrazení části cévního systému a pomohou tak kvalitně zobrazit danou oblast. Z důvodu práce s ionizujícím zářením je část textu věnována radiační ochraně. Na konci teoretické části je popsána příprava pacienta k vyšetření USG, DSA, CT angiografií a MR angiografií.

V praktické části jsem uvedl příklady výsledných zobrazení cévního systému u USG, DSA, CT angiografie a MR angiografie. Dvě popsané kazuistiky ukazují užitečnost 3D DSA v bližší diagnostice postižení cévního systému.

Práce může sloužit pro zopakování anatomie cévního systému a pro shrnutí zobrazovacích metod cévního systému, které se používají na začátku 21. století. Studujícím radiologickým asistentům poslouží jako učební pomůcka a odbornému personálu na radiodiagnostických pracovištích nabídne přehled nových metod v zobrazení cévního systému.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ELIÁŠ, Pavel a Jan ŽIŽKA, 1998. *Dopplerovská ultrasonografie*. Hradec Králové: NUCLEUS HK. 251 s. ISBN 80-901753-5-X.

FERDA, Jiří, 2004. *CT angiografie*. Praha: Galén. 408 s. ISBN 80-7262-281-1.

FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ, 2008. *Anatomie pro bakalářské studium zdravotnických oborů*. Praha: Karolinum. 173 s. ISBN 978-80-246-1491-5.

HUŠÁK, Václav a kol., 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.

CHOLT, Milan, 2013. *Cévní sonografie: repetitorium ultrazvukové cévní diagnostiky a atlas nálezů na DVD*. Praha: Grada. 327 s. + 1 DVD. ISBN 978-80-247-3974-8.

KRAJINA, Antonín a Antonín HLAVA, 1999. *Angiografie*. Hradec Králové: NUCLEUS HK. 550 s. ISBN 80-901753-6-8.

NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ, 2009. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Karolinum. 416 s. ISBN 978-80-246-1717-6.

NEKULA, Josef a kol., 2005. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 205 s. ISBN 80-244-1011-7.

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ, 2009. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě. 67 s. ISBN 978-80-7368-335-1.

PARKER, Steve, 2008. *Lidské tělo*. Praha: Euromedia Group. 256 s + 1 DVD. ISBN 978-80-242-2211-0.

PROCHÁZKA, Václav, Vladimír ČÍŽEK a kol., 2012. *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. Praha: Maxdorf. 217 s. ISBN 978-80-7345-284-1.

SEIDL, Zdeněk a kol., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.

SIEMENS, 2014. *Angiography approaches to dose reduction* [online]. Erlangen: Siemens AG, ©2010-2014 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://www.healthcare.siemens.com/medical-imaging/low-dose/low-dose-information-by-modality/low-dose-in-angiography/angiography-approaches-to-dose-reduction/radiation-protection>

VOKURKA, Martin, Jan HUGO a kol., 2008. *Praktický slovník medicíny*. 9., aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf. 518 s. ISBN 978-80-7345-159-2.

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK, 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého. 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.