

JIHOČESKÁ UNIVERSITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH

Zdravotně sociální fakulta



Diagnostika a endovaskulární léčba mozkových výdutí

Bakalářská práce

autor: Igor Svačina, DiS.

vedoucí práce: MUDr. Ladislava Janoušková, CSc.

V Českých Budějovicích 15. 5. 2007

Summary

Diagnosis and endovascular therapy of cerebral aneurysm

The first part of this bachelor work is aimed at the key examination methods such as CT, MR, DSA etc., leading to the determination of diagnosis of subarachnoidal haemorrhage caused by brain aneurysms. It describes both etiology, pathogenesis, incidence of brain aneurysms and also anatomy and physiology of vessel wall and brain vessel supply – circle of Willis. It explicates parameters of adjusting examination modalities for each individual procedure.

Next part deals with the endovascular therapy of cerebral aneurysms. It is engaged in the embolization by coils. Detailed information was acquired from special medical literature and also by the observation of routine working procedures in radiology departments and interventional radiology departments in hospitals during scholarships.

The target of the bachelors work is also to assess the role of radiographers in the process of determination of subarachnoidal haemorrhage (SAH), which is caused by brain aneurysms, and also during the endovascular therapy of brain aneurysms. The assumption, that radiographers are really necessary and important during examination and that they are useful members of operating team, came true.

The further part is focused on the detection and comparison of levels of the patient's radiation stress during the endovascular therapy of brain aneurysms. It compares total skin doses of these interventions and searches for differences in the amount of applied iodine contrastive solutions.

The compared data come from two angio units, Siemens Multistar (2000) and new Siemens Axiom Artis (2006), that are used in the department of interventional radiology in Homolka hospital. The data of 26 patients necessary for calculation of the effective dose were obtained from the operating diaries of both angio units. Effective and organ doses were subsequently calculated by the software programme called Effdose.

It was found that effective doses from both angio units are relatively low. The entrance surface doses and organ doses (thyroid, eye lens etc.) cannot cause any skin

injuries and any deterministic effects. Radiation stress in Siemens Axiom Artis is almost half lower than in Siemens Multistar. The hypothesis that effective doses in the new angio unit Axiom will be lower proved true.

Differences between total skiascopy times and amounts of applied contrastive solutions were slight. The hypothesis that total skiascopy times and amounts of applied iodine contrastive solutions in the new angio unit Axiom will be lower did not prove true.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Diagnostika a endovaskulární léčba mozkových výdutí vypracoval samostatně s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 15. 5. 2007

.....

Igor Svačina

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce paní MUDr. Ladislavě Janouškové, CSc., paní Ing. Marcele Žákové a pracovníkům radiodiagnostického oddělení Nemocnice Na Homolce, s jejichž pomocí jsem získal informace nezbytné k vypracování své bakalářské práce.

OBSAH

| | |
|---|-----------|
| Úvod..... | 8 |
| 1. Současný stav..... | 9 |
| 1.1 Epidemiologie CMP..... | 9 |
| 1.2 Etiopatogeneze CMP..... | 9 |
| 1.3 Hemoragické CMP..... | 10 |
| 1.3.1 Mozkové hemoragie..... | 10 |
| 1.3.1.1 <i>Etiopatogeneze.....</i> | <i>10</i> |
| 1.3.1.2 <i>Klinický obraz mozkové hemoragie.....</i> | <i>11</i> |
| 1.3.2 Subarachnoidální krvácení (SAK)..... | 12 |
| 1.3.2.1 <i>Etiopatogeneze.....</i> | <i>12</i> |
| 1.3.2.2 <i>Klinický obraz SAK.....</i> | <i>12</i> |
| 1.4 Stavba cévní stěny..... | 14 |
| 1.5 Cévní zásobení mozku..... | 14 |
| 1.6 Perfúze mozku..... | 15 |
| 1.7 Cévní výduti – aneuryzmata..... | 17 |
| 2. Diagnostika SAK..... | 19 |
| 2.1 Fyzikální popis rentgenové diagnostiky..... | 19 |
| 2.2 Vyšetření pomocí výpočetní tomografie..... | 20 |
| 2.2.1 Princip CT..... | 21 |
| 2.2.2 Stavba CT..... | 24 |
| 2.2.3 Postup CT vyšetření..... | 25 |
| 2.2.4 Skenovací (akviziční) parametry konvenčního CT..... | 26 |
| 2.2.5 Skenovací (akviziční) parametry spirálního CT..... | 27 |
| 2.2.6 Obrazové parametry..... | 27 |
| 2.2.7 Následné zpracování obrazů – postprocessing..... | 28 |
| 2.2.8 Aplikace kontrastní látky při CT vyšetření..... | 29 |
| 2.2.9 CT angiografie..... | 31 |
| 2.2.10 Protokol vyšetření CT..... | 32 |

| | |
|--|----|
| 2.3 Digitální subtrakční angiografie (DSA) | 33 |
| 2.3.1 Stavba angiografického kompletu..... | 34 |
| 2.3.1.1 3D DSA | 36 |
| 2.3.2 Instrumentárium..... | 37 |
| 2.3.2.1 Vodiče (Guide Wires)..... | 37 |
| 2.3.2.2 Katétrý (cévky)..... | 37 |
| 2.3.2.3 Požadované vlastnosti diagnostických katétrů..... | 39 |
| 2.3.2.4 Dilatátory..... | 40 |
| 2.3.2.5 Zaváděcí pouzdra (Sheath)..... | 40 |
| 2.3.3 Příprava pacienta před angiografií..... | 41 |
| 2.3.4 Katetrizace Seldingerovou technikou..... | 41 |
| 2.3.5 Ambulantní angiografie..... | 42 |
| 2.4 Vyšetření pomocí magnetické rezonance | 42 |
| 2.4.1 Princip MR..... | 43 |
| 2.4.2. Stavební prvky MR tomografu..... | 45 |
| 2.4.3 Akviziční parametry MR..... | 47 |
| 2.4.4 3D MR zobrazení..... | 51 |
| 2.4.5 MR angiografie (MRA)..... | 52 |
| 2.4.6 Postup MR vyšetření..... | 53 |
| 2.4.7 Protokoly vyšetření MR..... | 54 |
| 2.4.8. Příprava pacienta před vyšetřením MR..... | 55 |
| 2.5 Kontrastní látky | 56 |
| 2.5.1 Kontrastní látky pro angiografii a CT..... | 56 |
| 2.5.2 Kontrastní látky pro MR..... | 56 |
| 2.5.3 Zásady intravaskulárního podávání jodových kontrastních látek..... | 57 |
| 2.6 Ultrasonografie | 58 |
| 2.6.1 Stavba ultrasonografu..... | 59 |
| 2.6.2 Vyšetření pomocí ultrasonografie..... | 59 |
| 2.6.3 Dopplerovské zobrazení..... | 60 |
| 2.6.4 Duplexní a triplexní ultrasonografie..... | 60 |

| | | |
|------------|---|-----------|
| 2.6.5 | Transkraniální ultrasonografie..... | 60 |
| 2.6.6 | Příprava pacienta před ultrasonografií..... | 61 |
| 2.6.7 | Kontrastní látky pro ultrasonografii..... | 61 |
| 2.6.8 | Rizika spojená s vyšetřením..... | 61 |
| 2.7 | Lumbální punkce..... | 62 |
| 3. | Léčba mozkových výdutí..... | 63 |
| 3.1 | Postup léčby..... | 63 |
| 3.2 | Endovaskulární léčba aneurysmat mozkových tepen..... | 63 |
| 3.2.1 | Vlastní postup endovaskulární léčby..... | 64 |
| 3.2.2 | Komplikace endovaskulární léčby..... | 68 |
| 3.2.3 | Sledování pacientů po EV léčbě..... | 69 |
| 4. | Účinky ionizujícího záření..... | 70 |
| 4.1 | Radiační ochrana při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice..... | 72 |
| 4.1.1 | Dozimetrie..... | 73 |
| 4.1.2 | Radiační ochrana..... | 74 |
| 4.1.3 | Ochrana před zevním ozářením..... | 76 |
| 4.1.3.1. | <i>Možnost snížení radiační zátěže.....</i> | <i>77</i> |
| 4.2 | Hodnocení zevního ozáření..... | 78 |
| 5. | Cíle práce a hypotézy..... | 80 |
| 6. | Metodika..... | 81 |
| 6.1 | Metodika I..... | 81 |
| 6.2 | Metodika II..... | 81 |
| 7. | Výsledky..... | 83 |
| 7.1 | Výsledky hypotézy I..... | 83 |
| 7.2 | Výsledky hypotézy II..... | 84 |
| 8. | Diskuse..... | 86 |
| 8.1 | Diskuse I..... | 86 |
| 8.2 | Diskuse II..... | 86 |
| 9. | Závěr..... | 93 |
| 10. | Použité prameny..... | 94 |

11. Klíčová slova.....99

12. Přílohy

Úvod

Cévní mozkové příhody (CMP), ikty, patří v současné době ve vyspělých zemích mezi nejčastější příčiny smrti. Významně se podílí na morbiditě populace starší 55 let. Jsou podle WHO definovány jako rychle se rozvíjející ložiskové, někdy i celkové příznaky poruchy mozkové funkce trvající déle než 24 hodin nebo končící smrtí nemocného bez přítomnosti jiné zjevné příčiny než cévního původu. Pro postižené jsou často dlouhodobým hendikepem a ve svém důsledku pak pro celou společnost velmi ekonomicky i sociálně zatěžující.

V současnosti zažívá léčba cévních onemocnění mozku, v souvislosti s rozvojem nové lékařské techniky, svůj boom, stejně jako v 80. letech léčba infarktu myokardu. Je to způsobeno mimo jiné i neustálým zdokonalováním diagnostického zobrazování a jeho digitalizací. V řadě medicínských oborů pak již hovoříme o novém odvětví zobrazování - digitální radiografii.

Velmi se zajímám o použití nových technologií a postupů v medicíně. Myslím si, že problematika léčby cévních onemocnění mozku je velmi obsáhlá, zajímavá a stále aktuální. Použití endovaskulární léčby ve vhodných indikacích je velmi elegantní metodou. Není při ní zapotřebí rozsáhlý chirurgický zákrok. Pro pacienta je výhodná svou šetrností. V souvislosti s neustálým vývojem nových materiálů a instrumentária má endovaskulární léčba před sebou jistě velmi optimistickou budoucnost. Svoji bakalářskou práci jsem se proto rozhodl zaměřit na diagnostiku a endovaskulární léčbu mozkových výdutí.

1. Současný stav

1.1 Epidemiologie CMP

CMP jsou velmi častá a závažná onemocnění. Ve vyspělých státech jsou jednou z nejčastějších příčin náhlých úmrtí. Zaujímají třetí místo, hned po onemocněních kardiovaskulárního aparátu a zhoubných nádorech. V rámci oboru neurologie jsou pak nejzávažnější příčinou mortality a invalidity postižených. Incidence CMP v České republice je okolo 400 onemocnění na 100 000 obyvatel za rok. Je vyšší v porovnání s ostatními vyspělými státy. Uvažujeme-li naši desetimilionovou populaci, je u nás ročně CMP postiženo okolo 40 000 osob (23). Mortalita na CMP je u nás též velmi vysoká. Více než 1/3 postižených umírá do jednoho roku, z přeživších je polovina významně hendikepována. Tito postižení jsou pak závislí na péči rodiny nebo, v horším případě, sociálních ústavů. CMP jsou tedy nejen významným medicínským a sociálním, ale též ekonomickým i celospolečenským etickým problémem.

Předpokládáme-li v budoucnu postupný nárůst počtu seniorů v populaci, musíme nutně v následujících letech počítat s dalším zvýšením výskytu tohoto onemocnění, neboť incidence CMP se zvyšuje právě se stoupajícím věkem.

1.2 Etiopatogeneze CMP

CMP vznikají z 80 % následkem poruchy prokrvení části nebo celého mozku (ischémie), krvácením do mozkové tkáně (hemoragie) v 15 % případů, či v 5 % krvácením do subarachnoidálního prostoru (subarachnoidální krvácení - SAK). Vzácnou příčinou je postižení žilního systému (intrakraniální tromboflebitidy a trombózy splavů).

V dalším textu se zabývám pouze hemoragickými CMP, neboť mohou být způsobena mimo jiné aneuryzmaty, jejichž diagnostika a endovaskulární léčba je tématem této bakalářské práce.

1.3 Hemoragické CMP

1.3.1 Mozkové hemoragie

1.3.1.1 Etiopatogeneze

Krvácení do mozkové tkáně vzniká na podkladu ruptury cévní stěny mozkových artérií. Je tomu tak asi v 15% všech cévních onemocnění mozku. Má větší mortalitu než ischemické CMP. Klinický stav postiženého progreduje rozvojem mozkového edému, stlačením okolních cév s následným postižením příslušné oblasti hypoxií a následně těžkým toxickým působením koagula.

Tříštivá, tzv. typická krvácení tvoří 80 % všech parenchymových hemoragií. Úmrtnost je vysoká díky destrukci mozkové tkáně způsobené krevním proudem. Způsobují je zejména ruptury cévní stěny při chronické arteriální hypertenzi. Predilekčním místem je oblast centrálních perforujících artérií. Krvácení postihuje bazální ganglia, *thalamus*, *capsula interna*, méně často mozkový kmen a mozeček. Závažnost stavu je závislá na objemu hematomu a jeho lokalizaci (čím blíže střední čáře je krvácení lokalizováno, tím menší jeho objem vyvolá těžký klinický stav).

Globózní, tzv. atypická krvácení tvoří 20 % parenchymových hemoragií. Nejčastěji jsou způsobena rupturou cévní anomálie, nejčastěji kavernózního angiomu. Prognóza je příznivější, nedochází zde totiž k destrukci mozkové tkáně, pouze k jejímu roztlačení.

Arteriovenózní malformace (AVM) jsou vrozené vývojové cévní abnormality, kde je zachována komunikace arteriálního a venózního povodí. Nejčastěji jsou lokalizované v povrchových oblastech mozkových hemisfér, vzácně též v hlubších centrálních strukturách či v zadní jámě lebeční. Mohou dosahovat velkých rozměrů

s cévním zásobením z několika artérií. Paradoxně však malé AV malformace krvácejí častěji. K jejich klinické manifestaci dochází nejčastěji okolo věku třiceti let jako drobné cévní příhody nebo až fatální perakutní krvácení. Mohou opakovaně krváct, přičemž mortalita vzrůstá. Mechanismem steal syndromu mohou způsobovat ischemii okolní mozkové tkáně.

Častou příčinou intracerebrálního krvácení jsou též komplikace medikamentózní léčby. Jde zejména o léčbu antikoagulační a trombolytickou. Příčinami mozkového krvácení mohou být i nejrůznější angiopatie, koagulopatie (amyloidní angiopatie ve vyšším věku) a akutní arteriální hypertenze. Nežádoucí efekt užívání drog (amfetamin, efedrin, kokain) může být příčinou intracerebrálního krvácení u mladých lidí.

1.3.1.2 Klinický obraz mozkové hemoragie

Krvácení v hlubokých strukturách hemisfér a v zadní jámě lebeční jsou podstatně závažnější než krvácení v podkorové bílé hmotě mozku. Dalším hlediskem je příčina krvácení, jeho lokalizace, rozsah, rychlost vzniku, kompenzační mechanismy mozkové tkáně a též celkový stav postiženého.

Centrální tříštivé hemoragie jsou charakteristické kombinací ložiskových projevů (syndrom capsulae internaе) a příznaků akutně vzniklé nitrolební hypertenze. Obvyklé jsou poruchy vědomí (kóma ve 42 %). Postižený udává bolesti hlavy, často je přítomna nauzea nebo zvracení, inkontinence, zarudlý obličej, častý je vzestup tělesné teploty. Došlo-li k provalení hematomu do komorového systému, může být patrný meningeální syndrom. Díky postupnému edému mozku dochází k rozvinutí obrazu rostrokaudální deteriorace z narůstajícího mozkového edému. Prognóza je nepříznivá s vysokou mortalitou.

Subkortikální globózní hemoragie jsou méně dramatické. Jejich prognóza je poměrně příznivá, mortalita je nízká. Připomínají ischemické CMP stejné lokalizace. Poruchy vědomí jsou vyjímečné, typickým příznakem je náhle vzniklá ložisková symptomatologie. Téměř u 1/3 postižených se objeví fokální epileptický záchvat.

Mozečková krvácení jsou obvykle závažná. Často nejsou včas diagnostikována. U postiženého je přítomna náhlá bolest hlavy, nauzea, zvracení, porucha stoje a chůze.

Krvácení do mozkového kmene je provázeno symptomy dle jeho lokalizace. Prognóza je ve většině případů infaustní.

1.3.2 Subarachnoidální krvácení (SAK)

1.3.2.1 Etiopatogeneze

Jde o závažné neurologické onemocnění s vysokou mortalitou. Tvoří přibližně 5 % z celkového počtu CMP. Nejčastější výskyt je mezi 45 až 60 rokem věku. V 60 % je to způsobeno rupturou aneuryzmatu, zvláště tepen Willisova okruhu, a v místě odstupů hlavních mozkových tepen. Ve 40 % je SAK jiného původu (úraz hlavy, krvácení z AVM, koagulopatie). Masivní hemoragie pak může vést k smrti mozku jeho destrukcí či tamponádou. Krev může být též přítomna v komorovém systému, někdy i izolovaně, jindy i v přítomnosti krvácení parenchymového. Literatura udává dle různých statistik úmrtnost po prvním krvácení téměř 40 %. V 10 – 20 % případů prokazaného SAK se nezjistí jeho příčina (25).

Cévní spasmy v kombinaci s opakovaným krvácením (50 % opakovaně krvácí do 6 měsíců) jsou nejzávažnější komplikací SAK. Vyskytují se v 40 – 70 % případů. Jsou příčinou závažného klinického stavu a nepříznivého průběhu onemocnění.

1.3.2.2 Klinický obraz SAK

Nejčastější příčinou SAK jsou úrazy hlavy a ruptura aneuryzmatu. K prasknutí dochází v klidu u 1/3 pacientů, při běžných denních aktivitách v 1/3, při činnosti spojené se zvýšením krevního tlaku (zvýšená tělesná námaha, koitus, tlačení na stolicí) u další třetiny pacientů. Přibližně 20 % pacientů s prasklým aneuryzmatem zemře ještě před přijetím do nemocnice, dalších 20 % zemře pro opakované krvácení (*rebleeding*) a kvůli cévním spazmům (23, 24, 25).

Zdravotní stav přeživších závisí na mnoha faktorech. Klinický obraz je závislý zejména na rychlosti a rozsahu krvácení. Většinou jde o náhlou, dramatickou změnu zdravotního stavu, obvykle z plného zdraví. Přítomna je zejména velmi náhlá a prudká bolest hlavy, před prasknutím výduti ji udává 40 % pacientů. Postižený může následně

trpět nauzeou, zvracením, fotofobií. V závažných případech dochází i k psychické alteraci, neklidu, zmatenosti a následně k poruše vigility s rychlým nástupem komatu.

Hypoxický otok mozku a rozvoj hydrocefalu (při krvácení do komorového systému často velmi akutní) působí rozvoj syndromu nitrolební hypertenze. Typický je nálezn postupného rozvoje meningeálního syndromu. Do několika hodin po krvácení začne být patrná opozice šíje, ostatní meningeální příznaky se plně vyvinou do 24 hodin. Dojde-li k průniku krve do komorového systému, meningeální syndrom se vyvíjí rychleji. Naproti tomu u lehkého krvácení může být meningeální syndrom nevýrazný, u postižených v komatu nejsou meningeální příznaky patrné.

Léčebná strategie a následně i prognóza onemocnění je značně závislá na stavu pacienta. Objektivní nálezn tedy slouží jako podklad pro klinickou klasifikaci. Používá se stupnice dle Hunta a Hesse - tzv. grading systém (tabulka č. 1).

Tabulka č. 1 - grading systém dle Hunta a Hesse

| | | |
|-------------|--|-----------------|
| stupeň I. | bez klinických příznaků, minimální bolest hlavy | mortalita 11 % |
| stupeň II. | mírná až prudká bolest hlavy, žádné ložiskové příznaky, parézy hlavových nervů | mortalita 26 % |
| stupeň II.I | somnolence, lehké ložiskové příznaky | mortalita 37 % |
| stupeň IV. | sopor, významné ložiskové příznaky (hemiparéza) | mortalita 71 % |
| stupeň V. | koma, decerabrační rigidita | mortalita 100 % |

Velká aneuryzmata se mohou svými expanzivními příznaky projevit ještě před obdobím vlastního krvácení. Výduť může tlačit na blízké mozkové nervy, mozková jádra a dráhy a působit tak neurologické příznaky. Tlakem vakovitého aneuryzmatu při *a. communicans posterior* (ACP) na *n. oculomotorius* vzniká náhlá jednostranná porucha reakce zornice na osvit. Gigantická aneuryzmata často působí svým expanzivním růstem ztrátu zraku, lokální mozkovou ischemii nebo další poruchy.

Mezi predispoziční faktory vedoucí k SAK patří vysoký krevní tlak a kouření. Nikotin prokazatelně blokuje enzym odpovídající za regeneraci cévní tkáně.

1.4 Stavba cévní stěny

Stěna tepen se skládá ze tří vrstev. Vnitřní vrstva (*tunica intima*) je tvořena jednou vrstvou plochých endotelových buněk, které tvoří spolu se sítí elastických vláken *membrana elastica interna*. Na velkých tepnách jsou tyto dvě vrstvy ještě oddělené vazivem s jemnými kolagenními a elastickými vlákny.

Střední vrstva (*tunica media*) je tvořena cirkulární vrstvou hladkých svalových buněk spolu s elastickými a kolagenními vlákny.

Vnější vrstva (*tunica externa - adventitia*) tvoří obal z fibrilárního vaziva doplněného o vlákna kolagenní a elastická, která jsou šikmo uložená a vzájemně se kříží. Tato vrstva plynule přechází do okolního vmezeřeného vaziva. U mozkových tepen není adventitia vytvořena (3).

1.5 Cévní zásobení mozku

Mozek je zásoben čtyřmi magistrálními přívodnými tepnami (3). Jsou to párové vnitřní krkavice (*a. carotis interna - ACI*) (příloha č. 1) a vertebrální artérie (*a. vertebralis - AV*) (příloha č. 2), jež se spojují v bazilární artérii (*a. basilaris - AB*). Prostřednictvím nepárových komunikujících artérií (*a. communicans anterior - ACCA*, *a. communicans posterior - ACCP*) vytvářejí tyto tepny na spodině mozku tzv. Willisův okruh (příloha č. 3). Pomocí něj je propojeno karotické a vertebrobazilární povodí a pravá a levá stana mozkové cirkulace. Takové uspořádání umožňuje redistribuci krve ve všech povodích a kompenzuje tak nebezpečí vzniku lokální ischemie. Willisův okruh je však kompletní jen asi u 20 % populace (23, 24). Z ACI odstupuje párová oční tepna (*a. ophthalmica - AOP*). Z Willisova okruhu vycházejí dva systémy artérií. Velké párové tepny (*a. cerebri anterior - ACA*; *a. cerebri media - ACM*; *a. cerebri posterior - ACP*) probíhají po povrchu mozku a zásobují kortikální a subkortikální oblasti mozkové tkáně. Drobné perforující artérie odstupují z přední (karotické) i zadní (vertebrobazilární) části Willisova okruhu a zásobují centrální struktury mozku - bazální

ganglia, thalamus, hypothalamus a dráhy capsula interna. Mozkový kmen je zásoben větvemi z vertebrobazilárního povodí (*aa. pontinae*), mozeček třemi párovými mozečkovými tepnami (*a. cerebelli inferior posterior* - PICA; *a. cerebelli anterior inferior* - ACAI; *a. cerebelli superior* - ACBS) (24).

Každá oblast mozku je zásobena příslušnou artérií, každá artérie má své cévní teritorium. Mezi jednotlivými sousedními povodími a také mezi povrchními a hlubokými arteriálními systémy existují velmi variabilní spojky. Většinou mají malý funkční význam. Důležité jsou spojky mezi větvemi zevní a vnitřní karotidy (*a. ophthalmica*), které se mohou příznivě uplatnit při uzávěru tepen.

Žilní systém je tvořen hlubokým systémem *vv. cerebri internae* spojujícím se v nepárovou *v. cerebri magna*, která odvádí krev z centrálních struktur mozku. Dále je tvořen povrchovým systémem odvádějícím krev z mozkové kůry a podkorových oblastí. Tyto ústí do žilních splavů tvrdé pleny (*sinus durae matris*). Hlavní odvodné žíly jsou jugulární žíly (*vv. jugulares internae*) (3).

1.6 Perfúze mozku

Mozek obsahuje životně důležitá regulační centra. Má velkou spotřebu energie a kyslíku. Mozková tkáň má jen minimální energetické rezervy, pro zajištění jeho správné funkce je naprosto nezbytná dostatečná a konstantní perfúze adekvátní metabolické spotřebě.

Zásobení mozku krví zajišťují z 85 % vnitřní karotické tepny, zbylých 15 % je zásobeno z tepen vertebrálních (27). Ačkoli mozek tvoří pouze 2 % celkové tělesné hmotnosti, využívá až 17 % minutového srdečního objemu a 20 % celkové spotřeby kyslíku. Průtok krve mozkem je závislý na věku, u mladého člověka je to v klidu kolem 750 ml za minutu, po 50. roku věku mírně klesá. Při intenzivní mozkové činnosti stoupá perfúze až o 50 %. Kromě toho je velmi nerovnoměrně rozložená, šedou hmotou protéká 4 – 5krát více krve než bílou hmotou.

Řízení mozkové cirkulace se odehrává pod kontrolou místních humorálních autoregulačních mechanismů, podobně jako v srdci. Podnětem k vazodilataci je hypoxie a zejména hyperkapnie a acidóza perivaskulárního prostoru. Oxid dusnatý působí vazodilataci, vdechování čistého kyslíku vyvolá u mozkových cév vazokonstrikci.

Průtok krve mozkem je dán tlakovým gradientem a periferním odporem cév. Periferní cévní rezistence je dána odporem, který klade céva krevnímu proudu. Je závislá na délce cévy, jejím průsvitu a krevní viskozitě. Se zvyšující se délkou cévy, jejím užším průsvitem a vyšší krevní viskozitou se zvyšuje i periferní cévní rezistence. V mozku je však, oproti jiným oblastem, díky autoregulačnímu myogennímu mechanismu průtok krve neměnný i při velkých změnách tlaku krve. Průtok zůstává téměř konstantní v rozsahu středního arteriálního tlaku 70 - 160 mmHg (8). Průsvit malých arteriol je řízen pomocí baroreceptorů principem pozitivní zpětné vazby. Při vzestupu tlaku dochází k reflexní vazokonstrikci, a tedy ke zvýšení periferního odporu a naopak. Reakce je rychlá, probíhá v rozmezí 15 - 30 sekund.

Průtok krve začíná být nedostatečný při poklesu středního tlaku krve pod 70 mmHg. Poté se již mohou projevit příznaky nedokrvění mozku označované jako kolapsový stav, mdloba (synkopa) známá u hypotoniků. Naproti tomu při vzestupu středního krevního tlaku nad 160 mmHg začíná růst též průtok krve mozkem, což může vést až ke vzniku edému mozku (hypertenzní encefalopatie). U hypertoniků se autoregulační limit posouvá k vyšším hodnotám, proto takto postižení lidé lépe tolerují vyšší krevní tlak, naopak jeho pokles je pro ně nebezpečnější než u normotoniků. U nemocných s arteriální hypotenzí je tomu naopak. Tyto mechanismy se za fyziologických podmínek příliš neprojevují, svou ochrannou funkci však mohou uplatnit např. při hypertenzní krizi.

Mozková perfúze se musí též adekvátně přizpůsobovat aktuálním metabolickým nárokům jednotlivých mozkových struktur. Tuto funkci zajišťuje tzv. metabolická regulace. Jde o vazomotorickou reakci na změny metabolismu. Zvýšenou aktivitou buněk některé oblasti mozku dochází k lokální acidóze v důsledku hyperkapnie. Dochází k vazodilataci a tím ke zvýšení lokální mozkové perfúze v metabolicky aktivních oblastech (8, 23, 27).

1.7 Cévní výduti - aneuryzmata

Jde o abnormální vyklenutí cévní (nebo srdeční) stěny postižené patologickým procesem. Příčinou vzniku aneuryzmat je vrozená nebo získaná odchylka. Cévní stěna může být postižena i zánětlivým procesem v okolí cévy (absces, tuberkulózní zánět), nebo nádorem, traumatem, vaskulitidou, aterosklerózou. Má tvar váčku vystupujícího z cévy různě širokým krčkem. Oslabená cévní stěna se tlakem krve vydouvá, vzniklá výdut' praská nejčastěji na svém vrcholu (kupule), v místech kde je nejtenčí. Aneuryzmata dělíme do několika typů.

Aneurysma pravé je vyklenutí cévní stěny tvořené patologicky změněnou stěnou cévy.

Aneurysma nepravé (pseudoaneurysma) vznikne v případě perforace cévní stěny a následného krvácení do okolí. Dochází k vazivovému ohraničení krevního výronu, jež zamezí dalšímu rozsáhlému krvácení. Toto ohraničení může v některých případech připomínat aneurysma pravé.

Mykotické aneurysma vzniká v případě zánětlivého procesu vyvolaného patogenními houbami nebo mikroby, které poškodí stěnu cévy, jež se následně vyklene. Toto nastává v případě infikovaných trombembolů (u akutní endokarditidy), při zánětlivých procesech v okolí cévy a při krevních infekcích.

Vakovité aneurysma je tvořeno sférickým vyklenutím cévní stěny. Nachází se na různých cévách, nejčastěji postihuje tepny Willisova okruhu a *a. basillaris*, často v oblasti větvení mozkových artérií. Jde o kongenitální odchylku. Velikost těchto aneuryzmat je variabilní, od jednoho milimetru až do několika centimetrů. Mohou být pravidelně či nepravidelně oválná. Cévní stěna je v místě vyklenutí vrozeně patologicky pozměněná, zeslabená a hrozí její ruptura. Ve větších aneuryzmatech dochází často k trombózám a celý útvar je pak tuhé konzistence. Je-li aneurysma uloženo například na *a. basilaris*, může dojít k útlaku pontu a prodloužené míchy s poruchou činnosti životně důležitých center. Aneurysma též může výše uvedené struktury odtlačovat a vést k zúžení, nebo až k uzávěru mokovodu.

Fuziformní (vřetenovité) aneurysma postihuje celý průřez cévy. Takto postižena bývá vzestupná část aorty (např. u syfilis), oblast břišní aorty a velké artérie, které odstupují z aorty (např. u aterosklerózy).

Aterosklerotické aneurysma je poměrně časté, nejvíce u mužů nad 60 let, hypertoniků a kuřáků. Vyskytuje se nejčastěji v břišním úseku aorty, může přecházet i na ilické tepny. Méně často bývá u lidí s těžkou aterosklerózou v hrudní oblasti. Výduť může mít fuziformní tvar, ale objevují se i vakovitá aneuryzmata. V místě vyklenutí bývají splývající aterosklerotické pláty s kalcifikací *tunica media*. Často se zde nachází vrstvený smíšený trombus, který do značné míry výduť vyplňuje. Pevnost stěny aorty je výrazně snižena a hrozí rupturou a vykrvácením. Tato náhlá příhoda břišní je poměrně častou komplikací.

Disekující aneurysma je tvořeno hematodem, který se nachází ve stěně aorty nebo velkých cév. U některých onemocnění jako u cystické medionekrózy (Erdheimovy), Marfanova syndromu a Ehlersova - Danlosova syndromu je stěna cévní a zvláště pak medie aorty patologicky pozměněná. Stěna aorty může být narušená např. drobnou trhlinkou v intimě nebo aterosklerotickým plátem. Tyto změny umožní krevnímu proudu, aby vnikl do cévní stěny. Stěna patologicky změněné aorty se tlakem krevního proudu rozestupuje poměrně snadno a krev stěnou cévní postupuje stále dál. Může se tak dostat z hrudní oblasti až do břišní aorty. V některých případech si krev najde cestu zpět do původního lumina. Jsou tak vytvořeny dva prostory, kterými proudí krev - původní lumen cévy a nově vytvořené aneurysma. Disekující aneurysma se může stěnou aorty šířit i retrográdně (proti proudu krevnímu). Oslabení cévní stěny často vede k ruptuře aneuryzmatu a zakrvácení (2, 12, 15, 19, 25).

Výskyt aneuryzmat mozku je v 85 % v oblasti přední cirkulace. Dle jednotlivých tepen je výskyt v 30 – 35 % na ACA, ACP. Druhou nejčastější lokalizací je ve 20 % ACM a její trifurkace a AB v 5 % (příloha č. 4) (2).

2 Diagnostika SAK

Následující text se zabývá procesem stanovení diagnózy SAK a diagnostickými modalitami k tomu používanými.

Přestože je klinický obraz pro určitý typ CMP dosti specifický, nelze na jeho podkladu jednoznačně stanovit diagnózu. Základ diagnostiky CMP tvoří podrobný rozbor odebrané anamnézy, klinický obraz onemocnění doplněný o urgentně provedená laboratorní a instrumentální vyšetření. V současné době hrají v tomto procesu nezastupitelnou roli především zobrazovací metody.

2.1 Fyzikální popis rentgenové diagnostiky

Rentgenová diagnostika je založena na principu různé míry absorpce fotonů rentgenového záření (RTG záření) při průchodu prostředím. Míra absorpce je vyjádřena absorpčním zákonem:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

I - intenzita záření v hloubce x

I_0 - intenzita záření dopadajícího

μ - koeficient absorpce (u živých organismů závislý na průměrném protonovém čísle absorbujícího prostředí a na frekvenci RTG záření)

x - tloušťka materiálu

RTG záření je záření ionizující. Má duální povahu, jeho jednotlivé elektromagnetické vlny jsou označovány jako fotony. Jejich vlnová délka leží přibližně v intervalu $5 - 10^{-3}$ nm a frekvence 10^{18} Hz. Je emitováno elektrony při přechodu atomu do nižší energetické hladiny. Ionizace probíhá mechanismem absorpce fotonu fotoelektrickým a Comptonovým rozptylem.

Při fotoelektrickém efektu foton RTG záření předá veškerou svoji energii elektronu z vnitřních valenčních vrstev obalu atomu. Tento elektron je z obalu atomu

vyražen a jeho místo zaplní elektron z vyšší valenční vrstvy. Přebytek energie je pak vyzařen jako charakteristické RTG záření. Tento děj se projevuje zejména u fotonů s nižší energií a u látek s vysokým atomovým číslem.

Comptonův rozptyl je interakce záření se slabě vázanými elektrony na vnějších valenčních vrstvách obalu atomu. Foton RTG záření předá část své energie volnému elektronu. Elektron je z valenční vrstvy vyražen. Rozptýlený foton RTG s nižší energií pak pokračuje v pohybu odlišným směrem. Podíl Comptonova jevu roste s frekvencí RTG záření (22, 31).

Rentgenky jsou umělé zdroje ionizujícího záření. Elektrony emitované z katody žhavené na teplotu okolo 2000°C jsou urychlovány vysokým napětím k terčíku na anodě. Materiálem terčíku bývá nejčastěji wolfram či molybden. Zde po dopadu urychlených elektronů vzniká rentgenové záření. Toto záření dělíme do dvou skupin. Brzdné záření vzniká při prudké změně rychlosti pohybu elektronu (zabrzdnění) v elektromagnetickém poli atomů materiálu anody. Jeho spektrum je spojité. V lékařství se používá k urychlení elektronů napětí několika desítek keV až 500 keV a proudu 50 mA až 1A. Charakteristické záření vzniká při přechodu excitovaného elektronu obalu atomu na nižší energetickou hladinu. Má čárové spektrum. Energie fotonů je rovna energetickému rozdílu mezi energetickými hladinami. V radiodiagnostice se využívá zejména záření brzdného. Charakteristické záření je využíváno při mamografii.

2.2 Vyšetření pomocí výpočetní tomografie

Ke stanovení klinické diagnózy SAK je jako první dnes běžně indikováno vyšetření CT (*Computed Tomography*). V diagnostice CMP se užívá jako metoda volby pro svou diagnostickou výtěžnost, rychlost a v dnešní době snadnou dostupnost.

Téměř ve všech případech spolehlivě prokáže krev v likvorových prostorech, její množství, subarachnoidální eventuálně intracerebrální hematom. Lokalizace krve krátce po SAK může mít velký význam pro určení umístění aneuryzmatu. Toto vyšetření by mělo být provedeno co nejdříve, jinak dojde k rozptýlení hematomu v cisternách. Získané informace jsou zcela rozhodující pro následnou intervenci.

Sražená krev se zobrazí jako hyperdenzní tkáň (příloha č. 5). Pokud jde o ischemickou CMP, její diagnostika je poměrně komplikovanější. CT vyšetření je schopno zobrazit strukturální změny ložiska malacie. Toto se zobrazí jako hypodenzní tkáň (příloha č. 6). Tento nález se však vyvíjí až v průběhu několika hodin či dní, proto je nález v prvních hodinách po proběhlé ischemické CMP většinou negativní.

V současnosti je již většina radiodiagnostických pracovišť vybavena moderními spirálními (helikálními) CT přístroji. Tyto umožňují po intravenózním podání kontrastní látky zobrazit cévní řečiště téměř tak dobře jako při angiografickém vyšetření.

Aneuryzma se zobrazí jako hladce ohraničená expanze. Po aplikaci kontrastní látky se zvýrazní intenzivněji. Pokud je přítomen nástěnný trombus, je izodenzní a po podání kontrastní látky se nedosycuje.

2.2.1 Princip CT

Jde o rentgenovou metodu, která poskytuje obraz transverzálních vrstev lidského těla. Využívá se při ní snímání prošlého RTG záření pomocí detektorů. Detektory registrují oslabení záření prošlého strukturami lidského těla. Jde tedy o denzitometrickou metodu. Registruje se záření prošlé v různých polohách rentgenky ve zvolené axiální rovině. Počítačovým zpracováním získaných sumárních dat se rekonstruuje číselná síť (matice), jejíž jednotlivé body odpovídají prošlému záření zachycenému detektory. Číselné údaje jednotlivých bodů matice pak odpovídají intenzitě záření, jež prošlo a bylo detektory zachyceno. Nazývají se Hounsfieldovy absorpční koeficienty (tabulka č. 2). Je jim přiřazen různý odstín šedi, absorbující materiály jsou světlé, málo absorbující jsou tmavé. Výsledný CT obraz je složen z dvojrozměrné (2D) sítě – matice (*Matrix*). V příslušné zvolené matici je plocha CT řezu rozdělena na čtvercové prvky (*Pixel – Picture Matrix Element*). Velikost matice udává počet pixelů, z nichž je obraz složen. Nejčastěji se používá matic 512 x 512 a 1024 x 1024, pro rychlé rekonstrukce v reálném čase se používá matic 256 x 256. Při vyšší matici má výsledný rekonstruovaný obraz vyšší prostorové rozlišení a je celkově jemnější. Plocha jednoho pixelu je zcela homogenní, odpovídá jedné absolutní číselné hodnotě. Získaná tomografická vrstva má však ve skutečnosti určitou tloušťku, proto

se výsledný obraz neskládá ze čtverečků, ale z malých kvádrů označovaných jako *voxel* (*Volume Matrix Element*). Rozměr těchto objemových prvků závisí na velikosti matice a tloušťce vrstvy.

Rozlišovací schopnost CT se pohybuje mezi 0,5 - 1 čar na milimetr, je v porovnání s analogovým obrazem (5 - 8 čar na milimetr) omezená. Určuje ji velikost zobrazovaného pole FOV (*Field Of View*) a rozměr matice. Diagnostický přínos CT tedy nespočívá v geometrickém rozlišení, ale naopak v rozlišení kontrastu. Umožňuje přesně stanovit denzitu tkání (absorpci) v jednotlivých objemech - voxelch.

U moderních CT je výsledný obraz rekonstruován po expozici a současném měření intenzit záření dané axiální roviny v celém jejím obvodu (360°) v odstupech 1° a méně. Počet primárních měření přímo ovlivňuje rozlišovací schopnost přístroje. Matematickými operacemi jsou následně zpracovány příslušné absorpční profily, z nichž vyplývají konkrétní absorpční hodnoty jednotlivých voxelů (pixelů) vyjádřené denzitními jednotkami HU (*Hounsfield Unit*). Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce RTG záření v příslušných tkáních, vztaženou k absorpci ve vodě.

$$\text{denzita(HU)} = \frac{\mu_{\text{mat}} - \mu_{\text{vody}}}{\mu_{\text{vody}}} \cdot 1000$$

μ_{mat} - absorpční koeficient oslabení tkáně

μ_{vody} - absorpční koeficient oslabení vody

Rozsah škály HU je 4000, používané rozmezí -1000 až +3000 HU. Hodnoty pro tuk a vzduch jsou negativní, hodnota -1000 HU odpovídá vzduchu, hodnota +1000 HU a víc odpovídá kompaktní kosti (tabulka č. 2).

Kvalita získaného obrazu závisí na zobrazení detailu, tedy rozdílu ve zčernání dvou sousedních míst obrazu. Kvalita CT obrazu se zvyšuje se snižujícím měřitelným rozdílem denzit, jež je schopno CT zachytit a zobrazit. Moderní CT od sebe rozliší denzitní rozdíl 5 HU. RTG snímek je schopen zachytit 3 % rozdíly stupňů šedi, CT zachytí i 0,5 % rozdíl (28).

Při hodnocení CT se nepracuje s celou šíří Hounsfieldovy stupnice, neboť lidské oko dokáže rozlišit jen 20 stupňů šedi. Rozsah snímání absorpčních koeficientů a jejich

převod na stupně šedi se nastavuje tzv. okénkem (*Window*). Nastavuje se úroveň okna (*Window Level*), též zvaná střed okna (*Window Center*), a šíře okna (*Window Width*) dle tkání, jež si přejeme zobrazit, a dle denzitního záběru struktur, jež mají být zobrazeny v příslušných odstínech šedi. Struktury s denzitou nad hranicí okna se zobrazí bíle, pod dolní hranicí černě. Úroveň a šíře okna se mění podle příslušného předmětu zájmu. Střed okna se volí odpovídající absorpční hodnotě oblasti vyšetření a jeho šíře dle předpokládaného rozsahu denzit tkání ve vyšetřované oblasti. Zúžením okna se získá obraz kontrastnější, zobrazí se tak i jemné rozdíly v denzitě tkání. Obraz je však zrnitější a zároveň dojde ke snížení informační hodnoty obrazu ztrátou zobrazení struktur mimo oblast okna (28).

Tabulka č. 2 - Hodnoty denzity tkání a produktů patologických procesů v oblasti hlavy

| objekt | denzita (HU) |
|---------------------|-----------------|
| plyn | -1000 |
| tuk | -70 až -120 |
| mozkomíšní mok | +3 až +14 |
| starý hematom | +18 až +40 |
| bílá hmota | +25 až +32 |
| šedá hmota | +30 až + 40 |
| krev v aortě | +31 až +45 |
| zakrvácená tkáň | +50 až +100 |
| čerstvý hematom | +65 až +85 |
| kalcifikace | < +60 |
| kompakta kosti, kov | +1000 až + 2000 |

2.2.2 Stavba CT

Nejpoužívanějším typem jsou v dnešní době přístroje třetí generace s izocentrickým rotačním pohybem systému rentgenka - detektory. I když mají přístroje mnoho konstrukčních rozdílů, základní prvky jsou stejné u většiny z nich.

Vyšetřovací stěna (*Gantry*) obsahuje snímací systém detektorů, zdroj RTG záření či jeho generátor. V základní poloze je gantry kolmá k úložné desce stolu, je ale možno ji v omezeném úhlu sklápět podél horizontální osy (max. $\pm 30^\circ$). Ve středu gantry je otvor o průměru 50 - 70 cm, do něhož se zasouvá úložná deska stolu. Stůl pro uložení pacienta je pohyblivý ve vertikální a horizontální (axiální) rovině. Po vnitřním obvodu gantry je úzká štěrbina pro průchod svazku záření. Pro nastavení linie štěrby, v jejímž průběhu se nachází vyšetřovaná vrstva, slouží optický či laserový zaměřovací kříž. Rentgenka produkuje spektrum záření o různých vlnových délkách, pro přesnost měření je však výhodné použití monochromatického svazku. Protože se měkké RTG záření ve tkáních více absorbuje, je nutno jej co nejvíce odfiltrovat. Rentgenka proto pracuje s napětím 120 - 140 kV a produkuje tvrdé záření. Je dokonale chlazená a pracuje v pulzním režimu. Její konstrukce je navržena tak, aby odolávala tepelně i mechanicky. Produkované záření je následně kolimováno na potřebné rozměry. V současnosti pracují výpočetní tomografy s úhlem svazku záření přes 40° . Je závislý na uspořádání a rozměrech matice detektorů. Jeho šíře (tloušťka) je volitelná v rozsahu 1 - 10 mm. Tyto parametry přímo ovlivňují šíři vyšetřované vrstvy a tedy i geometrickou rozlišovací schopnost. Rentgenka kontinuálně rotuje okolo vyšetřovacího stolu s pacientem, který se postupně zasouvá do gantry. Doba jednoho oběhu se pohybuje podle kvality přístroje mezi 0,5 - 2 s. V současnosti se na pracovištích můžeme setkat s CT přístroji umožňujícími vyšetření konvenční i spirální (helikální) s několika řadami detektorů vedle sebe (nejmodernější až 256 řad) (37). Tato víceřadá CT (*Multi Slides CT*) umožňují získat současně více vrstev v průběhu jednoho oběhu rentgenky, a tím i podstatně zkrátit dobu expozice a snížit dávku záření pro pacienta. Detektory převádějí dopadající intenzitu prošlého záření na elektrický analogový signál. Moderní CT pracují s polovodičovými scintilačními detektory cesium -jodid či vizmut - germanium, které jsou však již pro rychlé skeny pod 1s na hranici funkčních možností.

U velmi rychlých CT (*Ultra Fast CT*) se využívají detektory keramické UFC (*Ultra Fast Ceramic*). Též klasická rentgenka u nich bývá nahrazena urychlovačem - elektronovým dělem (*Electron Beam CT*). Okrajové detektory zachycují paprsky, jež neprošly vyšetřovaným objektem. Slouží ke kontrole stability primárního svazku. Po digitalizaci analogových dat se hrubá (surová) data (*Raw Data*) zpracovávají pomocí počítače. Moderní CT obsahují dva výkonné počítače. Řídící počítač slouží k synchronizaci a koordinaci funkcí celého CT. Zobrazovací počítač zpracovává a koriguje surová data pomocí sofistikovaného softwaru. Všechna zpracovávaná data se dočasně archivují v digitální formě v operační paměti či na pevném disku.

Ovládací konzola CT slouží k zadávání základních podmínek vyšetření pomocí klávesnice, myši či digitálního pera. Dialogové okno je přehledně zobrazeno na obrazovce monitoru. Ovládací konzola též obsahuje signalizační zařízení včetně signalizace poruchy funkce.

2.2.3 Postup CT vyšetření

Pacient je poučen o vyšetření. Je uložen na vyšetřovací stůl a zavezen do otvoru gantry. K zaměření požadovaného místa slouží zaměřovací kříže. Prvním krokem je volba rozsahu vyšetřované oblasti. Nejprve se proto zhotoví přehledný orientační snímek - topogram (toposken, skenogram, *Scout View*). Slouží pro stanovení polohy oblasti zájmu, orientace a počtu tomogramů a jejich sklonu. Při jeho zhotovování je rentgenka nehybná a stůl s pacientem se plynule pohybuje. Následně je rekonstruován sumační rentgenový snímek zachycené oblasti - digitální radiogram. Topogram hrudníku a břicha se zhotovuje v projekci předozadní, lebka a páteř v projekci bočné nebo zřídka i v libovolné šikmé.

Základní vyšetřovací rovina jednotlivých tomogramů je transversální (axiální) a její sklon lze měnit naklopením gantry podél příčné horizontální osy (*Gantry Tilt*). Gantry se sklápí při vyšetřeních mozku podle roviny baze lební a při vyšetřeních páteře do roviny meziobratlových plotének v oblasti zájmu. Vhodným polohováním pacienta v leže na břiše či zádech v kombinaci se sklápěním gantry lze dosáhnout i orientace frontální (koronální).

2.2.4 Skenovací (akviziční) parametry konvenčního CT

Před zahájením vlastního skenování je třeba nastavit celou řadu parametrů, jež nelze již po ukončení vyšetření změnit. U konvenčního způsobu skenování je napětí 120 - 130 kV, u oblastí s vysokou denzitou je vhodné napětí zvýšit až na 140 kV. Velikost proudu v rentgence se přizpůsobuje oblasti zájmu, době jednoho skenu a konstituci pacienta. Obecně se expoziční hodnoty pohybují v rozmezí 50 - 750 mAs. Doba jednoho skenu se nastavuje v rozmezí 1 - 4 s. Krátké časy se nastavují v případě požadavku na omezení pohybových artefaktů, především u neklidných pacientů, a při dynamickém kontrastním vyšetření. U konvenčního CT je významným parametrem též volba časového intervalu mezi jednotlivými skeny. V přestávce mezi skeny se stůl vždy posune o zvolenou vzdálenost na úroveň další vrstvy (inkrementální, sekvenční sken). Interval mezi skeny by měl být dostatečně dlouhý k ochlazení rentgenky. Běžně, u rutinního inkrementálního skenování, je interval nastaven v rozmezí 10 - 25 s (28).

U dynamického inkrementálního (sekvenčního) skenování po podání kontrastní látky se časový interval zkracuje na 4 - 9 s. Počet skenů proveditelných v jedné dynamické sekvenci závisí na tepelné kapacitě rentgenky a je ukazatelem výkonnosti konvenčních skenerů. Moderní konvenční přístroje umožňují skenování tzv. clusterovou technikou, kdy se provádí periodicky ve velmi krátkých časových odstupech skupinky (*Clusters*) inkrementálních skenů.

Dynamické sériové skenování, při němž se snímá opakovaně stejná vrstva bez posunu stolu, využívá též krátkého časového intervalu mezi skeny. Tato technika se používá ke zjištění opacifikace patologického ložiska či lumina cévy. Rozlišovací schopnost je nepřímo úměrná tloušťce vrstvy - kolimaci. Současné přístroje umožňují kolimaci v rozsahu 1 - 10 mm. Vzhledem k radiační zátěži, tepelné zátěži rentgenky, délce vyšetření a maximální rozlišovací schopnosti se proto v praxi provádějí vyšetření rozsáhlých oblastí vrstvami šíře 8 - 10 mm s mezerami až 15 mm mezi jednotlivými vrstvami. Děje se tak v případě necílených vyšetření rozsáhlých anatomických oblastí, například celého břicha. Vzdálenost mezi vrstvami 10 - 20 mm s kolimací jednotlivé vrstvy 1 - 2 mm se používá u vyšetření plicního parenchymu s vysokým rozlišením HRCT (*High Resolution Computed Tomography*). Vrstvy se širší kolimací mají

dostatečný kontrast, dovolují nastavit nižší mA, tedy snížit expoziční dávky, a mají i ve srovnání s tenkými vrstvami méně obrazového šumu. Úzce kolimované vrstvy 1 - 5 mm je výhodné používat při požadovaném vysokém geometrickém rozlišení a při plánovaných 2D nebo 3D rekonstrukcích. V těchto případech se volí též malá vzdálenost mezi vrstvami, vrstvy na sebe dokonce navazují nebo se překrývají (28).

2.2.5 Skenovací (akviziční) parametry spirálního CT

Před zhotovením topogramu je nutné nastavit hodnotu kV a mA, především však tloušťku vrstvy a rychlost posunu stolu (*Table Speed*). Ta je určena vzdáleností, již stůl urazí za jeden oběh rentgenky, u dnešních CT nejběžněji za 1 sekundu. Poměr posunu stolu za jednu rotaci vůči kolimaci se nazývá *Pitch* - anglický výraz pro rozteč závitů, stoupání šroubovice. Je to bezrozměrné číslo nejčastěji nabývající hodnot 1,0 - 2,0. U spirálního vyšetření ovlivňuje podélná prostorová rozlišovací schopnost (*Longitudinal Spatial Resolution*) kvalitu následných 2D a 3D rekonstrukcí obrazu. Zkreslení obrazu v axiální rovině vzniklé při pohybu v průběhu rotačního skenování je potlačeno speciálním výpočetním algoritmem výstavby obrazu - 360° či 180° lineární interpolací (LI). Při výpočtu obrazových dat použitím 180° LI je výhodné volit hodnotu pitch 1,5 - 2 s užší kolimací. Dosahuje se tím daleko lepší podélné rozlišovací schopnosti podél axiální osy z, výhodné pro následné 2D a 3D rekonstrukce. Užší kolimace vrstvy však vyžaduje většinou zvýšení hodnoty mA, jinak mohou mít obrazy nežádoucí šum. Zvýšení mA opět ovlivní tepelnou kapacitu rentgenky vzhledem k rozsahu vyšetřované oblasti, a též zvyšuje dávku záření pro pacienta. Proto i v případě spirálního CT je nastavení kolimace kompromis mezi prostorovou rozlišovací schopností obrazů, aspekty výkonu rentgenky a radiační hygienou.

2.2.6 Obrazové parametry

Před konečným zpracováním surových obrazových dat je nutno stanovit parametry obrazu. Lze je nastavit již před zahájením skenování, ale na rozdíl od skenovacích parametrů je lze měnit i po skončení skenování v případě, že jsou surová obrazová data uložena. Ta však zabírají téměř třikrát více paměti počítače než

definitivní obrazová data. Definitivními obrazová data lze upravovat jen softwarovými možnostmi, tzv. postprocesingem.

Rozlišovací schopnost obrazu lze významně ovlivnit volbou velikosti zobrazovaného pole (FOV). Nejčastěji se velikost pole, jeho střed, nastavuje na zhotoveném topogramu či na prvním zkušebním tomogramu. Zmenšením FOV se docílí zvýšení prostorového rozlišení, dojde totiž ke zmenšení velikosti pixelů obrazu.

Zpracování hrubých obrazových dat vhodným výpočetním algoritmem (*Kernel*), ovlivňuje výslednou kvalitu zobrazení tkání. Obraz lze vyhladit, snížit šum (*Smoothing*) volbou *Low - Spatial Frequency Algorithm*. K zostření, zvýraznění rozhraní a zvýšení prostorového rozlišení se volí *High - Spatial Frequency Algorithm*. Používá se především k zobrazování kostí, zejména kosti spánkové. Kombinace tohoto výpočetního algoritmu spolu s úzkou kolimací 1 – 3 mm se používá u techniky vyšetření s vysokým rozlišením HRCT (*High Resolution Computed Tomography*), jež je vhodná pro vyšetření plicního parenchymu. Nové softwarové aplikace dovolují redukovat i případné pohybové, objemové a utvrzovací artefakty.

Specifickou výhodou spirálního CT vyšetření je nastavení vzdálenosti mezi rekonstruovanými tomogramy (*Reconstruction Interval - Increment*). V případě, že nejsou plánovány následné 2D a 3D rekonstrukce, volí se increment shodný s kolimací. V opačném případě, pro vytvoření kvalitních rekonstrukcí se volí increment nejčastěji odpovídající polovině výchozí kolimace vrstev.

2.2.7 Následné zpracování obrazů - postprocessing

Vliv na kvalitu rozlišení mají především správně zvolené skenovací a obrazové parametry před zpracováním hrubých dat. Následné úpravy se provádí buď přímo na monitoru řídicí konzoly nebo po přenosu dat do pracovní stanice (*Work Station*). Z obrazových dat mohou být zhotoveny dvourozměrné (2D) nebo trojrozměrné (3D) rekonstrukce. Jejich kvalita je závislá na velikosti voxelu, jež je u konvenčního CT ovlivněna především nastavením úzké kolimace a vzdáleností jednotlivých vrstev. U spirálního skenování pak hraje roli nastavení kolimace, pitch a volby rekonstrukčního incrementu.

Multiplanární rekonstrukce - MPR (*Multiplanar Reformatting*) je nejčastější 2D rekonstrukční technikou. Lze tak získat obraz v libovolné rovině, nejčastěji v koronální a sagitální (příloha č. 8). 3D rekonstrukce dovolují modelovat trojrozměrné objekty a umožňují tak plastické zobrazení objektu (příloha č. 9).

Nejvíce se obrazové rekonstrukce využívají při CT angiografických vyšetřeních - 3D CT angiografie. Využívá se MPR s vyrovnáním průběhu cév (*Curved Planar Reconstruction*).

Rekonstrukce povrchového stínování SSD (*Shaded Surface Display*) imituje dopad imaginárního zdroje světla (příloha č. 10). Techniky SSD jsou podkladem 3D endoskopického zobrazení, simulujícího pohled do lumina dutého útvaru - (virtuální angioskopie, endoskopie, bronchoskopie, aj.).

Rekonstrukce MIP (*Maximum Intensity Projection*) zobrazuje v požadovaném objemu a rovině voxely s nejvyšší dosaženou hodnotou denzity (příloha č. 7). Jejím opakem je MinIP (*Minimum Intensity Projection*).

Objemové rekonstrukce VRT (*Volume Rendering Technique*) jsou komplexní 3D zobrazení zachovávající anatomické poměry. Dovolují přiřadit jednotlivým voxelům různé stupně sytosti, od neprůhledné až po transparentní (příloha č. 11).

Při hodnocení složitých anatomických oblastí se využívá prohlížení obrazů na monitoru v pohybu (*Cine Mode*). Různou rychlostí lze procházet řadou tomogramů, což je výhodné při posuzování podélné návaznosti a větvení tubulárních struktur.

2.2.8 Aplikace kontrastní látky při CT vyšetření

Nativní CT vyšetření velmi často neposkytuje dostatečně rozlišení denzit tkání. Rozdíly v denzitě se zvýrazní podáním vhodné kontrastní látky (KL). Rutinně používané jsou intravenózně podávané jodové nefrotropní KL. Po podání kontrastu se zvyšuje denzita cév i cévami zásobených fyziologických a patologických měknotkáňových útvarů. KL proniká cévním řečištěm i do extracelulárního prostoru parenchymatózních orgánů. V oblasti CNS je tomu tak, je-li narušena hematoencefalická bariéra. Nefrotropní KL jsou vylučovány ledvinami do vývodných

cest močových. Ve velmi pozdní fázi mohou být vychytávány tělními buňkami (např. hepatocyty). Těchto jevů se diagnosticky využívá.

Aplikace KL se provádí nejčastěji do povrchové žíly v loketní jamce (*v. mediana cubiti*, *v. basilica*, *v. cephalica*). Krevním proudem je nesena skrze *v. subclavia* do *v. cava superior* a do pravého srdce, plicního řečiště a následně do arteriálního řečiště. Doba od podání KL do opacifikace systémových tepen (cirkulační čas) je obvykle 15 – 24s (28). Následuje sycení orgánů v pořadí artérie, kapiláry (parenchym), vény. Opacifikace cév a parenchymu je vysoká v dynamické fázi podávání KL, tj. v průběhu jejího vlastního podávání. Po skončení aplikace KL se začíná projevovat kompenzační fáze a intravaskulární denzita značně klesá. U pacientů s onemocněním srdce však může být cirkulační čas významně prodloužen.

KL lze podat intravenózně ručně několika stříkačkami nebo pomocí automatické pumpy (injektoru). Velikost dávkování, rychlost podání bolu a začátek skenování po aplikaci se mění v závislosti na požadované diagnostice, rozsahu vyšetřované oblasti a zdravotním stavu pacienta. Závisí též na technických parametrech CT, zejména jeho rychlosti skenování. Manuálně je možno do periferní žíly podat KL rychlostí 1 – 2 ml/s v závislosti na průsvitu plastické kanyly a viskozitě KL. Pro vyšší aplikační rychlosti 2,5 – 8 ml/s je nutno již použít injektor. Před vlastní aplikací je vždy zapotřebí ověřit, zda je kanyla umístěna právě v lumen žíly a nedojde k extravazálnímu podání KL. Ověření probíhá zkušebním rychlým vstříkem malého objemu fyziologického roztoku. Při vlastním podávání KL je nutno nejméně 10 – 20s pečlivě sledovat místo vpichu a jeho okolí, aby bylo možno při paravenózním podání aplikaci rychle přerušit. Tímto postupem lze minimalizovat nežádoucí účinky paravenózního podání zejména iontových KL.

U rutinního (nedynamického) kontrastního vyšetření mozku se běžně podává 60 ml KL (1 ml/kg, 240 – 300 mgJ/ml). Za fyziologického stavu neproniká KL hematoencefalickou bariérou, opacifikace patologických útvarů přetrvává po dlouhou dobu. Podání KL lze provést i z ruky.

Spirální způsob skenování s použitím KL je diagnosticky příznivější. Je velmi výhodný u vyšetření parenchymatózních orgánů a rozsáhlých oblastí těla. Kratší expoziční časy dovolují podat menší množství KL.

2.2.9 CT angiografie

Při použití techniky spirální CT angiografie (CTA) je třeba dbát na optimální načasování spirální expozice. Využívá se časné arteriální fáze, kdy opacifikace tepen je maximální, žilní sycení je nízké a náplň žil nebrání zhotovení 3D rekonstrukcí (3D CTA) (příloha č. 7). Rychlost podání bolu KL je v tomto případě nejčastěji 3 - 4 ml/s. Množství podané KL závisí na rozsahu vyšetřovaných cév, a to tak, že KL by měla být podávána po celou dobu spirální expozice. Objem takto podané KL se pohybuje nejčastěji v rozmezí 80 - 160 ml. Při CTA se doporučuje podávat neiontové KL s vyšší koncentrací (300 ale i 350 až 400 mgJ/ml) (28). Ke správnému nastavení doby spuštění akvizice se využívá principu dynamického sériového kontrastního skenování technikami *Bolus Timing* a *Bolus Tracking*.

Vyšetření pomocí testovacího bolu (*Bolus Timing*) se provádí před CTA. V jediné úrovni se po podání bolu KL (asi 15 ml) provede série nízkodávkových skenů (např. 50 mA). Bolus se podává se zpožděním akvizice 10 – 15s stejnou rychlostí jako u následné CTA. Poté se spustí krátké sériové skeny trvající 0,5 – 1s v časových odstupech

2 – 3s. V oblasti zájmu ROI (*Region Of Interest*) v lumen cévy se následně měří změny denzity a stanoví doba maximální opacifikace. Tato časová hodnota slouží jako doba zpoždění vlastní angiografické expozice.

Bolus Tracking je časově méně náročný. K provedení je však nezbytné speciální softwarové vybavení injektoru a ovládací konzoly. Metoda spočívá v automatickém spuštění expozice v optimálním čase bez použití testovacího bolu. Po spuštění vstříku diagnostického bolu je pomocí sériového nízkodávkového skenování automaticky monitorována denzita v ROI, jež se umístí do lumina vybrané tepny. Jakmile denzita dosáhne nastavené prahové hodnoty, dojde ke spuštění přednastavené spirální akvizice.

2.2.10 Protokol vyšetření CT

U podezření na SAK provádíme CT vyšetření hlavy. Každý CT přístroj má svůj vlastní software, který obsahuje předdefinované všechny příslušné technické parametry nutné k danému vyšetření - tzv. vyšetřovací protokol. Tyto protokoly jsou standardizované.

Nejprve se zhotoví tzv. topogram (*Pilot Scan*). Pacient leží na zádech, hlava spočívá na rovné podložce. Linie snímkování je paralelní s infraorbitomeatální přímkou nebo tvrdým patrem. Používá se kostní i měklotkáňové okno. Příklady vyšetřovacích protokolů pro oblast hlavy jsou uvedeny v tabulce č. 3 a 4. Je třeba je chápat jako orientační, nemusí být pro všechny přístroje úplně stejné. Vhodné jsou pro průměrně výkonné přístroje s dobou jedné rotace rentgenky 1 s. Parametry množství a časování KL stejně jako rozdělení spirálních expozic mohou být velmi variabilní.

Tabulka č. 3 - protokol vyšetření CT mozku – konvenční sken (28)

| | |
|--------------------------------|--|
| typ vyšetření | konvenční nativní eventuálně i postkontrastní sken |
| topogram | bočný |
| oblast | od baze k lební klenbě |
| vyšetřovací rovina | souběžná s bazí lební (supraorbitomeatální čára) |
| kolimace (šíře skenu) | baze 2 - 5 mm, kranium 7 - 10 mm |
| vzdálenost jednotlivých vrstev | navazující skeny bez mezer |
| směr skenování | kaudokraniální |
| kontrastní látka | 60 - 80ml, i.v., před zahájením skenování, stačí i z ruky, neiontová KL nezvyšuje edém mozku |
| rekonstrukční algoritmus | měkké tkáně |
| nastavení okna: šíře/střed | 80 - 120/30 - 40, v zadní jámě 120 - 250/30 - 40, skelet 1200 - 2000/300 - 600 |

Tabulka č. 4 - protokol vyšetření CTA Willisova okruhu (28)

| | |
|------------------------------------|--|
| typ vyšetření | spirální nativní a kontrastní sken |
| oblast | od baze 6 – 8 cm kraniálně |
| vyšetřovací rovina | souběžná s bazí (supraorbitomeatální čára) |
| kolimace (šíře skenu) | 1 mm |
| pitch | (1 mm) 1,5 - 2,0 mm |
| rekonstrukční interval (increment) | 0,5 mm |
| směr skenování | kaudokraniální |
| kontrastní látka | 120 - 160ml neiontové KL; 3 - 3,5 ml/s tlakovým injektorem, pro bolus timing 10-20ml KL, |
| zpoždění skenu | dle bolus timingu, 18 - 20 s (30 - 35s) |
| rekonstrukční algoritmus | měkké tkáně |
| nastavení okna: šíře/střed | 500/50 (upravit tak, aby šla odlišit cévní stěna, kalcifikace a náplň cév) |
| dokumentace | axiální řezy, MIP (SSD, MPR) |

2.3 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

Jde o rentgenologické vyšetření detailně zobrazující cévní řečiště po aplikaci kontrastní látky. Využívá počítačové zpracování angiografického nálezu. Ve většině případů již nahradila konvenční angiografii. Zásadní význam má při angiochirurgických a endovaskulárních intervencích.

Vyšetření DSA je indikováno po průkazu SAK metodou CT nebo lumbální punkcí. Zdroj krvácení určí mozková panangiografie (PAG). Vyšetření je odůvodněno diagnostickým přínosem. Její provedení následuje hned, jakmile to umožní stav pacienta, nejdříve však po 6 - 8 hodinách, neboť hrozí opětovné krvácení (17, 25). Toto nastává téměř v 90 % právě do 6 hodin po krvácení prvotním. DSA by měla být provedena za co nejlepších možných podmínek zkušeným týmem pracovníků, nejlépe v nemocnici, kde je neurochirurgické pracoviště. I za těchto optimálních podmínek

se však nepodaří u 15 – 30 % pacientů se SAK aneuryzma zobrazit ani po opakované angiografii.

V současnosti se v provozu angiografického oddělení, jež se díky nárůstu vyšetření a intervenčních výkonů blíží již režimu chirurgických sálů, standardně používá digitální subtrakční angiografie (DSA). Jde o kombinaci skiaskopického zařízení a zařízení na digitalizaci obrazu. Sestava umožňuje s výhodou zlepšit kontrast zobrazení cév digitální subtrakcí (příloha č. 25).

2.3.1 Stavba angiografického kompletu

Angiografický komplet je nejčastěji konstruován s ramenem tvaru C nebo U. Rentgenka a zesilovač rentgenového obrazu jsou umístěny na protilehlých koncích ramene proti sobě. V prostoru mezi rentgenkou a zesilovačem je stůl, na němž spočívá pacient. Pacient se v průběhu vyšetření nehýbe. C rameno je nastavitelné do libovolných projekcí dle potřeby. Je upevněno k podlaze, ke stropu nebo jinam podle konstrukce přístroje. Nové DSA komplety mohou být vybaveny dvěma C – rameny, které umožňují tzv. biplanární prosvěcování – střídavé prosvěcování ze dvou na sebe kolmých rovin při jednom nástřiku kontrastní látky.

Angiografický stůl je vybaven pohyblivou deskou, je výškově nastavitelný. Umožňuje posun podél dlouhé osy, laterálně. U některých konstrukcí je možno nastavit úhel sklonu stolu.

Zesilovače u starších přístrojů jsou analogové (tzv. televizní řetězec). Nové přístroje jsou vybaveny digitálními snímači – plochými CCD detektory s přímou digitalizací obrazu (*Flat Panel*). Klasický analogový zesilovač má nejčastěji průměr 15 - 40 cm (6 - 16 palců). Umožňuje dvoj až trojnásobné zvětšení pole (tzv. zoom). Použití zvětšení je výhodné, i když při něm dochází ke zhoršení ostrosti obrazu a zvýšení dávky záření. Ploché detektory mají rozměry nejčastěji 20 x 20 či 30 x 38 cm. Umožňují digitální zoom, zhoršení ostrosti není tak výrazné, ke zvýšení dávek záření zde nedochází.

Panel se všemi ovládacími funkcemi je umístěn uvnitř angiografické vyšetřovny a je prostorově nastavitelný dle potřeb operátora. Na podlaze je umístěn pedál pro spouštění skiaskopie.

Digitalizace rentgenového obrazu převádí rentgenogram na obrazové jednotky (pixely). Ty jsou uspořádány do podoby čtvercové matrice o straně 1024 pixelů do souřadného systému os xy . Každému pixelu jsou přiřazeny dvě polohové souřadnice a jedna souřadnice určující sytost šedi. Digitalizace dovoluje následnou úpravu vybraného snímku posunem jeho úrovně a okna (podobně jako u CT). Rozměr matrice se mění na 512 x 512 pixelů v případě, že chceme zrychlit počet snímků za sekundu, zhorší se však kvalita obrazu. Použití matrice a množství sejmutých snímků za sekundu závisí na rychlosti zpracování dat počítačem.

Vlastní subtrakce vzniká odečtením tzv. masky (původní snímek dané oblasti bez kontrastní náplně cév) od libovolného obrazu ze série snímků pořízených od začátku vstříku KL do cév. DSA obraz je charakteristický plně odečteným pozadím, nepohnul-li se pacient mezi zhotovením masky a vstříkem KL. Došlo-li k pohybu, vzniknou při subtrakci pohybové artefakty. Metoda umožňuje též další doladování snímků vzájemným nezávislým odečítáním snímků v sérii (*remasking*) a vzájemným posunem snímků a masky proti sobě. Vzniklé pohybové artefakty lze částečně či úplně odstranit postupným přidáváním pozadí (takto lze zvýšit i prostorovou rozlišovací schopnost), posunem pixelů nebo použitím nové masky.

Součástí angiografického kompletu jsou televizní monitory. Měly by být umístěny dle požadavků operátora, nejčastěji v úrovni očí ve vzdálenosti na předpažení. Monitory jsou většinou dva, hlavní a referenční. Hlavní monitor obvykle slouží k zobrazení posledního skiaskopického obrazu. Referenční monitor slouží k porovnávání předchozích nástříků. Na některých pracovištích je možno se setkat ještě se třetím přídatným monitorem, jež se používá při neobvyklých přístupech nebo je-li hlavní monitor zakryt C ramenem.

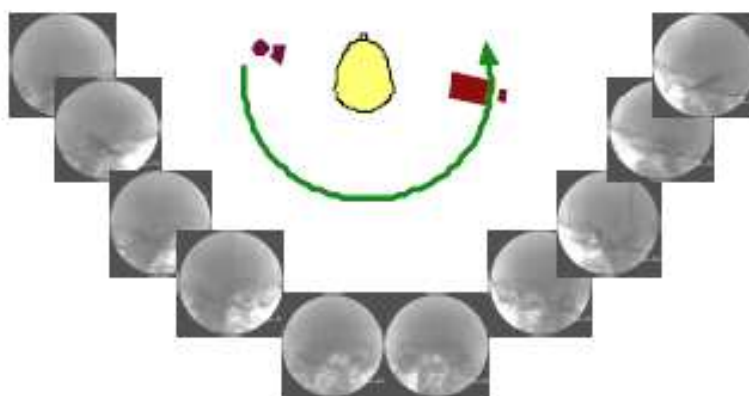
Nezbytnou součástí vybavení angiografického sálku je tlaková stříkačka kompatibilní s AG kompletem. Je velmi výhodné, pokud je stříkačka vybavena programovacím a ovládacím panelem, který lze umístit v ovladovně. Zde je umístěno

i přídatné spouštění angiografie a ovládání skiaskopického kompletu (pohyb C ramena, pohyb stolu, ovládání clon). Není tedy zapotřebí žádná osoba ve vyšetřovací místnosti během angiografické série. Díky tomu se též může obsluhující laborant plně zúčastnit výkonu asistencí lékaři a prováděním příslušných úkonů dle pokynů lékaře.

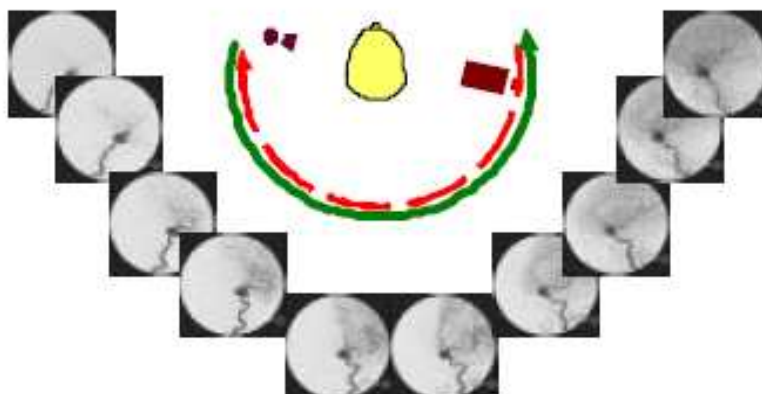
2.3.1.1 3D DSA

Během akvizice se stativ (C – rameno) pohybuje (rotuje) okolo vyšetřované oblasti. Nejprve se nastaví vyšetřovaná oblast do izocentra – bodu okolo něhož dochází k rotaci. Následuje první pomalá zkušební rotace stativu. Je nutno odstranit všechny předměty z okolí stativu, aby nedošlo ke kolizi. Druhá rotace stativu slouží k sejmutí dat masky (obrázek č. 1). Při třetí rotaci se snímá obraz s kontrastní látkou (obrázek č. 2). Získaný soubor dat lze použít k následným 3D rekonstrukcím obrazu. DSA poskytuje ve srovnání s DSA podrobnější informace o anatomických poměrech aneuryzmat, které jsou rozhodující pro volbu terapeutického postupu. 3D obrazy jsou velmi užitečné zejména pro plánování endovaskulární léčby aneuryzmat, ale také pro volbu optimálního operačního přístupu, zvláště u složitějších anatomických vztahů. 3D DSA rozšiřuje diagnostické možnosti o prostorové zobrazení aneuryzmat (příloha č. 27).

Obrázek č. 1 – rotace stativu se snímáním dat masky (33)



Obrázek č. 2 – rotace stavivu se snímáním obrazu kontrastní látky (33)



2.3.2 Instrumentárium

2.3.2.1 Vodiče (*Guidewires*)

Jsou to velmi tenké a dlouhé kovové dráty opředené hustě navinutou spirálou z tenkého drátu. Vzdáleně mohou připomínat tenké, tuhé kytarové struny. Slouží k zavádění katétrů do krevního řečiště. Katétrů se na vodiče navléknou a posunují na požadované místo. Vyrábí se z nitinolu, chirurgické oceli či kombinací materiálů. Mohou mít speciální měkký platinový konec pro snazší prostupnost. Jádro je pohyblivé či pevně fixované s povrchovou spirálou. Vodiče mají různou délku, průměr, tuhost, povrchovou úpravu a tvar zakončení. Nejčastěji se používá vodič dvakrát delší než je délka použitého katétru. Jejich průměr se udává v palcích (*Inch*). Povrchová hydrofilní úprava zaručuje nesmáčivost, netvoří se na nich krevní sraženiny (příloha č. 12 a, b, c).

2.3.2.2. Katétrů (*cévky*)

V současné době existuje velké množství specializovaných katétrů. Při jejich konstrukci se berou v potaz ty vlastnosti, jež jsou vhodné k jejich použití.

Vyrábějí se z polyethylenu, polyvinylu, teflonu, polyamidu, polyuretanu, z kombinací těchto materiálů, existují již i nové materiály. Aby byly rentgenkontrastní, obsahují nerozpustné soli bizmutu, olova, barya či jiných prvků s vysokým atomovým číslem. Materiál cévek musí být trvanlivý, aby časem neměnil své vlastnosti.

Stěna většiny preformovaných cévek obsahuje kovovou, nylonovou či dakronovou síťku. Jde o tzv. opřádané (*Braided*) katétrů. Toto opatření zvyšuje pevnost jejich stěny a zároveň vede k redukci zevního průměru díky zúžení stěny katétru. Opřádané cévky se též vyznačují velmi dobrou ovladatelností ve smyslu rotability a posunovatelnosti. Zkušenému intervenčnímu radiologovi pak již stačí mnohem menší sortiment jednoduchých tvarů cévek, než tomu bylo dříve.

Průměr cévek (poměr mezi jejich vnitřním a zevním průměrem) ovlivňuje vlastnosti cévky. Jde o rotovatelnost, posunlivost, kapacitu průtoku, viditelnost, stabilitu. Speciální cévky pak mají koncovou část ve svém zevním průměru redukovanou, díky čemuž jsou změněny její vlastnosti.

Velmi hladký povrch cévek zaručuje nízké tření v sheatech při posouvání vodiče. Vyznačuje se též nízkou náchylností k tvorbě trombů. Hroty cévek jsou hladce zaoblené, atraumatické, aby nezraňovaly intimu cévy. Některé cévky mají speciálně měkčené hroty, jiné mají ve své stěně zabudované speciální kovové rentgenkontrastní značky sloužící k lepší orientaci.

Cévky mají na svém konci postranní otvory. Mohou být kruhové či oválné. Jejich okraje jsou hladké, i přesto však zvyšují riziko tvorby trombů. Proto se v průběhu katetrizace častěji proplachují. Otvory slouží ke zvýšení průtočnosti a zvýšení koncentrace kontrastní látky, již deponují v podobě bolu v cévě. Při aspiraci brání přisátí terminálního konce k cévní stěně, stabilizují hrot cévky při vstřiku, snižují riziko vzniku disekce cévní stěny vlivem proudu kontrastní látky.

Cévky jsou vybaveny konusy k připojení ke stříkačce. Konusy jsou nejčastěji umělohmotné, někdy kovové typu Luer. Mají též závit pro napojení spojovací hadičky tlakové stříkačky. Cévky pro mozkové angiografie mají konusy průhledné, aby byla vidět přítomnost nežádoucích bublinek vzduchu.

Délka cévek je standardně 60, 90 a 100 cm. Speciální cévky mohou mít délku odlišnou. Zevní průměry se udávají v jednotkách F (*French*) (tabulka č. 5). Vnitřní průměr se udává v milimetrech nebo v palcích (*inch*). Jsou určeny pro vodiče 0,035 a 0,038 inch.

Tabulka č. 5 - převod mezi jednotkami F - mm - inch

| F (French) | mm | inch |
|------------|------|-------|
| 1 | 0,33 | 0,013 |
| 3 | 1,00 | 0,039 |
| 6 | 2,00 | 0,079 |
| 8 | 2,70 | 0,105 |

Cévka má na svém konusu nebo na balení vedle firemního (katalogového) označení a názvu souboru (setu) uvedeny následující informace: rozměr zevního a vnitřního lumina, délku, doporučený průměr vodiče, někdy i vhodný tlak nastavitelný na automatické stříkačce v jednotkách PSI (*Pound-Force per Square Inch* - libra na čtvereční palec; 1 psi = 6 894,757 Pa).

Cévek je v současnosti celá řada v mnoha modifikacích. Lze je v podstatě dělit na cévky vysokoprůtočné, určené pro přehledné angiografie, při nichž je rychle vstříknuto větší množství kontrastní látky. Druhým typem jsou cévky cílené, používané v případech, kdy je třeba zobrazit vzdálenou periferii řečiště. Jiné cévky pomáhají nasměrovat průnik vodiče do obtížně dosažitelných míst. Výhradní použití mají dnes již cévky preformované.(příloha č. 13, 14).

2.3.2.3 Požadované vlastnosti diagnostických katétrů

Katétry musí být bezpečné. Ani při velkém ohybu se nesmí zlomit či nalomit. Musí snést tlak podávané kontrastní látky, na něž jsou dimenzovány, aniž by došlo k jejich roztržení (až 1200 PSI = 84 atm). Nesmí nijak zraňovat vnitřní stěnu cévy. Musí splňovat velké nároky na ovladatelnost. Jde zejména o posunovatelnost - schopnost pronikat ve směru zavádění se zavedeným vodičem i v místech anatomicky nepříznivých. Nezbytná je jejich řiditelnost (*Torque Control*) - rotace hrotu cévky odpovídá co nejvíce rotacím a posunům, které jsou prováděny v místě zavádění. Prostupnost je důležitá pro snadnou manipulaci vodičem v cévce. Stabilita polohy po zavedení hrotu na dané místo se nesmí změnit samovolně ani po podání kontrastní látky.

Antitrombogenity je dosaženo povrchovým zpracováním odolným proti oděru a potažením antitrombogenním filmem. Cévký musí mít tvarovou paměť. Po vytažení vodiče se musí vracet do původního zakřiveného tvaru (příloha č.13, 14). Teplota vnitřního prostředí těla nesmí způsobovat přílišné měknutí cévky. Cévký musí být rentgenkontrastní, aby byly dobře viditelné na obrazovce. Sety pro angiografii musí být sterilně balené. Sterilita balení by měla být časově co nejdelší.

Všechny cévký dnes používané jsou jednorázové. Vysoké výrobní náklady, požadavky na přesnost dané předpisy, omezená životnost, to vše vede k poměrně vysokým cenám za angiografické sety.

2.3.2.4 Dilatátory

Slouží k dilataci (rozšíření) podkoží a místa vpichu před zavedením silnějšího katétru. Po punkci cévního řečiště Seldingerovou jehlou a zavedení vodiče lumenem jehly se jehla vytáhne. Vodič zůstává zaveden a nasune se na něj dilatátor, který rozšíří prostor pro následné zavedení silnějšího katétru.

2.3.2.5 Zaváděcí pouzdra (Sheath)

Jde o 10 – 15 cm (i delší) dlouhé cévký sloužící k atraumatické výměně katétrů. Jejich lumen je stejně široké po celé délce katétru. Šířka sheathu se udává v jednotkách French a odpovídá maximálnímu průměru katétru, který lze přes něj zavést. Jsou vybaveny hemostatickou chlopní. Jejich konus má speciální postranní vývod s hadičkou k podávání proplachu či KL, což umožní orientační angiografii z ruky. Běžné je použití zaváděcích sheathů, dále speciálních sheathů k superselektivním katetrizacím a k intervenčně radiologickým výkonům.

Sheath je zaváděn spolu s dilatátorem, který se po zavedení vytáhne. Bez dilatátoru nebo zavedeného katétru se sheath nikdy v cévě neposunuje. Mohlo by totiž dojít k poranění intimy tepny jeho ostrými okraji.

Používají se pro prvotní zavádění katétrů, jejichž konec není zúžen a pronikal by podkožím a stěnou cévy jen nesnadno. S výhodou se používá v intervenční radiologii, kdy se předpokládá při výkonu výměna několika katétrů. Lze jej použít

v případě, že dochází ke krvácení okolo katétru v místě punkce. Stejně tak je použitelný u obézních pacientů, u nichž bývá céva v třísle hluboko uložená (příloha č. 15).

2.3.3 Příprava pacienta před angiografií

DSA je invazivní vyšetření při němž se podávají kontrastní látky (KL) pro dobré zobrazení cév. Nemocniční zařízení mají své standardy přípravy před vyšetřením, metodické listy k intravenóznímu podání jodových KL (viz kapitola o 2.5.1 a 2.5.3).

2.3.4 Katetrizace Seldingerovou technikou

Nejčastěji se používá přístup cestou *a. femoralis communis*. Lze se setkat i s punkcí *a. axilaris*, *a. brachialis* či *a. radialis*. Pacient leží na zádech na angiografickém stole. Místo vpichu, inguinální rýha (místo průběhu tříselného vazů) se určí vyhatáním. K punkci je vhodné třísla s maximální pulzací tepny. Celá inguinální oblast (obě třísla) se řádně dezinfikuje a zarouškuje. Operátor následně aplikuje do místa vpichu lokální anestetikum (mesocain, trimecain). Po nástupu jeho působení provede vpich skalpelem do hloubky asi 3 mm.

Vlastní punkce se provádí nejčastěji jehlou 18 G s krátkým břitem, ale záleží především na volbě lékaře (např. mikropunkční set s jehlou 22 G a vodičem 0,018 inch). Vždy je snaha o punkci pouze přední stěny tepny. K navedení punkce lze použít ultrazvuk nebo v horším případě skiaskopii. Po vytažení ostrého vnitřního styletu se zavádí vodič skrze lumen kanyly. Nejčastěji se používá rovný vodič typu Bentson (příloha č. 14). Díky svému velmi dlouhému a ohebnému konci prochází snadno do aorty i v případě, kdy jsou pánevní tepny vinuté nebo jsou v nich ateromatózní změny. Při zavádění lékař drží katétr jednou rukou v místě zavádění a druhou rukou u konusu. Současnou rotací v obou místech je zajištěna maximální ovladatelnost katétru.

Alternativou je použití tzv. pátrací cévky. Ta je dlouhá asi 40 cm a 1 cm od konce je zahnutá v úhlu 45°. Jehla se vytáhne a po již zavedeném vodiči se pátrací cévka zavede. S její pomocí lze pak vodič směřovat tak, aby prošel do aorty. Místo pátrací cévky lze použít též dilatátor 5 F (17).

Z ekonomického hlediska je velmi výhodné ihned po punkci použití hydrofilního vodiče. Tento se zavádí přes flexilu, neboť jeho měkký povrch by se o ostrý okraj jehly poškodil. Hydrofilní vodič má dobrou průchodnost téměř ve všech případech. Navíc se ušetří výdaje za prvotní vodič. Vodič se zavádí vždy za kontroly skiaskopie. K orientaci a hodnocení případných překážek se často vstříkuje z ruky malý bolus kontrastní látky a stav se hodnotí skiaskopicky.

Katétr se zavádí následně po vodiči zavedeném nejlépe až do aorty. Po zavedení (obvykle až pod bránici) se proplachuje. Injekční stříkačkou se aspiruje krev z katétru, následuje náplň fyziologickým roztokem s heparinem. Po celou dobu lékař dbá na to, aby se v katétru neobjevovaly bublinky vzduchu. Ty by mohly vést k případné ischémii. Bublinky vzduchu jsou negativně kontrastní, na angiografických snímcích jsou pozorovatelné jako sférické artefakty v luminu cév.

2.3.5 Ambulantní angiografie

Jde o angiografii se snahou o to, aby pacient strávil v nemocnici co nejkratší možný čas. Při dodržení všech opatření je to bezpečná a cenově výhodná metoda. Mohou ji podstoupit pacienti bez rizikových faktorů. Pro případ, že by se přesto projevil komplikace, musí být v dosahu rychlá pomoc.

Výkon je obvykle plánován na dopoledne. Při vyšetření se užívají katétrů 4 – 5 F. Po katetrizaci je pacient sledován na tzv. oddělení jednodenní hospitalizace a po 6 hodinách je zkontrolován lékařem, jenž provedl katetrizaci a případně propuštěn do domácího ošetření.

2.4 Vyšetření pomocí magnetické rezonance

Tomografie magnetickou rezonancí se v klinické praxi objevila v roce 1980. Využila řady technických postupů použitých pro CT, díky nimž se poměrně rychle rozšířila. Možnosti MR se stále vyvíjejí a dosud nedosáhly svého vrcholu. Zobrazení pomocí magnetické rezonance je výhodné, protože nezatěžuje pacienta zářením.

K průkazu SAK se používá technika dynamické MR angiografie, jež je konkurenční neinvazivní metodou angiografie. Aneuryzma je viditelné jako hladce ohraničená expanze. Centrální lumen má signál podle směru toku krve (tabulka č. 7). Případné nástěnné tromby se zobrazí v T₂W obraze. MR též dokáže detekovat rozpadové produkty hemoglobinu, díky čemuž lze též určit stáří hemoragického ložiska. MR spektroskopie dokáže hodnotit celkové i regionální metabolické změny vzniklé díky hypoxii.

Ačkoli je MR mimořádně významná, je v současnosti díky své značné finanční náročnosti zatím stále nesnadno dostupná. Je též pravdou, že pro zobrazení akutních stádií mozkové hemoragie je, díky své rychlosti, vhodnější CT.

2.4.1 Princip MR

Metoda zobrazení pomocí jevu magnetické rezonance (MR) je založena na registraci změn magnetických momentů jader prvků s lichým protonovým číslem vystavených silnému magnetickému poli. V atomových jádrech se nacházejí částice s kladným jednotkovým nábojem - protony. Protony jsou charakteristické zvláštním pohybovým stavem, zvaným spin. Pro jednoduchost si jej představujeme jako kontinuální rotaci kolem vlastní osy. Pohybující se nabitě částice vytvářejí ve svém okolí magnetické pole. Atomová jádra se sudým protonovým (nukleonovým) číslem Z navenek nevykazují magnetický moment. Jednotlivé magnetické momenty protonů se totiž v tomto případě navzájem kompenzují. Naopak u jader s lichým nukleonovým číslem je vždy jeden nukleon nepárový, takže magnetický moment jádra je zachován. Pro zobrazení MR se využívá nejčastěji atom vodíku ¹H. Je přítomen ve tkáních, jež jsou složeny více než z 60 % z vody, a má též poměrně velký magnetický moment. Dále se v MR zobrazování využívají atomy ¹³C, ¹⁹F, ³⁹K, ²³Na, ¹⁷O, ³¹P (11, 14, 29).

Za normálních podmínek je orientace magnetických pólů jednotlivých protonů zcela nahodilá. Jednotlivé magnetické momenty atomových jader se navzájem ruší a tkáň je magneticky neutrální. Je-li však zkoumaná tkáň vystavena silnému magnetickému poli, dochází k uspořádání protonů rotačními osami rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Větší část magnetických momentů se orientuje

souhlasně (tzv. paralelně). Antiparalelní uspořádání je otočené o 180° vůči paralelnímu a je energeticky náročnějším stavem. Díky mírné převaze paralelně orientovaných magnetických momentů (tzv. Boltzmannovo rozdělení) se ve vyšetřované tkáni objeví výsledný magnetický moment, tkáň se navenek začne chovat magneticky. Tato vlastnost je základem principu MR.

Protony vystavené vnějšímu magnetickému poli nejsou statické. Kromě svého rotačního pohybu (spinu) vykonávají ještě další pohyb zvaný precese. Jde o vlastní rotační pohyb rotační osy protonu, jež opisuje plášť pomyslného rotačního kužele. Frekvence precesního pohybu se nazývá Larmorova frekvence. Je závislá na magnetických vlastnostech atomového jádra (tzv. gyromagnetickém poměru) a je přímo úměrná intenzitě vnějšího magnetického pole. Matematickým vyjádřením tohoto vztahu je tzv. Larmorova rovnice (11, 14, 30).

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

ω_0 - Larmorova frekvence precesního pohybu [Hz, MHz]

γ - gyromagnetická konstanta atomu (pro jádra vodíku je 42,577 MHz/T)

B_0 - intenzita magnetického pole (v jednotkách magnetické indukce - Tesla [T])

Ve vnějším statickém magnetickém poli dochází k paralelní a antiparalelní orientaci magnetických momentů protonů. Dodáním energie, kterou jsou schopny protony přijmout, dojde k vychýlení z jejich původní ustálené polohy. K přenosu energie se využívá impulzu elektromagnetického vlnění (radiofrekvenční pulz) o frekvenci shodné s Larmorovou frekvencí precesního pohybu jader. Rozsah používaných frekvencí odpovídá pásmu krátkých až velmi krátkých radiových vln ($10^8 - 10^6$ Hz, vlnová délka $\lambda = 3 - 3 \cdot 10^2$ m) (14). Jsou-li obě frekvence totožné, protony energii absorbují. Tento jev se nazývá rezonance a označuje se podle ní celá metoda MR. Při rezonanci dochází k vychýlení magnetického momentu z původního směru o určitý úhel a k synchronizaci precese všech protonů. Vektor podélné magnetizace v myšlené soustavě os x, y, z probíhající rovinou xz se zmenšuje, naopak vektor magnetizace příčné probíhající v rovině xy nabývá na velikosti. Elektromagnetický pulz otáčející vektor tkáňové magnetizace o 90° se nazývá 90° pulz. Existují i jiné typy pulzů

– 180° , 60° aj. Po skončení pulzu následuje postupný návrat (relaxace) vektorů magnetických momentů do původního stavu. Relaxační časy závisí na chemické struktuře zkoumané látky. Čas, za který dojde k relaxaci vektoru podélné magnetizace se nazývá relaxační čas T_1 . Longitudinální relaxace probíhá postupně předáváním nadbytečné energie do strukturální mřížky zkoumané látky. Jde tedy o relaxaci spin - mřížka. Dochází k nárůstu velikosti vektoru podélné magnetizace. Současně probíhá i relaxace vektoru příčné magnetizace, jejíž relaxační čas se značí T_2 - příčný relaxační čas. Protony se přestávají pohybovat synchronně - ve fázi (defázují). Dochází k úbytku velikosti vektoru příčné magnetizace. Tento děj bývá označován jako relaxace spin - spin. T_1 je též definován jako doba potřebná k tomu, aby vektor podélné magnetizace získal zpět 63 % svojí původní velikosti. T_2 je definován jako čas, za který velikost příčné magnetizace klesne na 37 % původní hodnoty. Relaxační časy T_1 bývají asi dvakrát až desetkrát delší než T_2 . Hodnoty T_1 se v biologických strukturách pohybují v rozmezí 300 - 2000 ms, hodnoty T_2 v rozmezí 30 - 150 ms. Tkáně s vysokým obsahem tekutin (vody) mají dlouhé T_1 i T_2 , tkáně s obsahem tuku mají naopak oba časy krátké. T_1 je na rozdíl od T_2 závislý též na intenzitě vnějšího magnetického pole.

2.4.2. Stavební prvky MR tomografu

Stativ MR tomografu je robustnější než CT. Otvor gantry je delší, aby celý vyšetřovaný objem spočíval v homogenní části magnetického pole základního magnetu. Hlavním prvkem MR tomografu je základní magnet. Vytváří silné statické magnetické pole. Nejčastěji používané jsou v současnosti supravodivé magnety. V laboratorních podmínkách jejich základní magnetické pole dosahuje intenzity až 14 T. V klinické praxi se používá pole do 3 T (nejčastěji 1 a 1,5 T). Měděná vinutí magnetu jsou legovaná niobem a titanem. Supravodivosti je dosaženo chlazením magnetu na teplotu blízkou absolutnímu bodu mrazu 0°K (-273°C). Takto chlazené vodiče mají velmi nízký elektrický odpor. V současnosti se systémy chladí kryostatem na provozní teplotu okolo 4°K (-269°C) tekutým héliem pod vrstvou tekutého dusíku o teplotě řádově 77°K (-196°C). Ztráty hélia se omezují jeho záchytem a opětovným zkapalněním. Supravodivé magnety jsou výhodné díky nízkým nárokům na elektrickou energii.

Vytvářejí homogenní magnetické pole, jehož intenzitu je možno měnit dle potřeb vyšetření. Intenzity 1,5 T a vyšší dovolují též provádět spektroskopii magnetickou rezonancí (MRS). Jejich pořizovací a instalační cena i provozní náklady na doplňování tekutého hélia jsou značné.

Součástí MR tomografu je pohyblivé lože. Spočívá na něm pacient s přiloženými povrchovými cívkami během vyšetření. Lože umožňuje pohyb ve vertikální a horizontální (axiální) rovině.

Radiofrekvenční pulzy jsou generovány speciálními vysokofrekvenčními cívkami (*Volume Coils*) s rovinou kolmou k ose základního magnetického pole. Jsou uloženy kolem otvoru gantry, mají vlastní zdroje proudu a vytvářejí nezávislé ortogonální systémy. Slouží k vysílání elektromagnetických impulzů excitujících protony a mohou též sloužit k přijímání signálů z vyšetřovaných oblastí velkého objemu (tzv. - celotělové cívky - *Whole Body Coils*).

Gradientové cívky (*Gradient Coils*) vytvářejí přídatná (gradientní) magnetická pole orientovaná podle ortogonálních os x, y, z.. Umožňují zvolit polohu a tloušťku transverzálního řezu (z - gradient v axiálním směru = *Slice Selecting Gradient*), sagitální rovinu (y - gradient = *Frequency Encoding Gradient*), frontální (koronální) rovinu (x - gradient = *Phase Encoding Gradient*). Data z rovin řezu jsou zde získána přímo, ne tedy jako u CT druhotně vypočtena rekonstrukcí. Gradientová pole se aplikují vždy jen na dobu několika ms. Gradientní cívky jsou zdrojem typického hluku při vyšetření. Pacientovi je vhodné nasadit na dobu vyšetření ochranná sluchátka. Většina přístrojů je vybavena sluchátky, do nichž je možno na dobu vyšetření pustit hudbu a učinit tak vyšetření pro pacienta příjemnější.

Vyrovňovací cívky (*Shim Coils*) slouží k dokonalému vyrovnávání nehomogenit v magnetickém poli základního magnetu. Dokonalá homogenita magnetického pole je nezbytná ke kvalitnímu zobrazení vyšetřovaných struktur.

Povrchové cívky (*Surface Coils*) slouží k přijímání signálů ze tkání. Příkladají se přímo na povrch těla pacienta. Existuje celá řada speciálních cívek určených k vyšetření různých částí těla. Hlavová cívka (*Head Coil*), cívka pro krční páteř (*Cervical Spine Coil*) a jejich kombinace (*Head And Neck Coil*). Cívky pro ortopedické aplikace

k vyšetření kloubů – např. ramenní cívka (*Shoulder Coil*), kolenní cívka (*Knee Coil*). Univerzální flexibilní cívky (*Flexible Coils*) jsou tvarově přizpůsobitelné. Skupinové cívky (*Phased Array Coils*) mají ve společném pouzdře spojených několik cívek, které lze samostatně zapojovat. Umožňují vyšetřovat rozsáhlé oblasti.

Ovládací pult slouží k ovládní a kontrole celého zařízení. Je spojen s řídicím počítačem, který je u MR tomografu výkonnější než u CT, neboť řídí a zpracovává více informací. Zadávají se zde údaje o pacientovi, akviziční parametry vyšetření. Obsluha tomografu vyhodnocuje obrazové informace a provádí jejich úpravu – postprocessing. Současné moderní řídicí počítače umožňují provádět několik činností současně nezávisle na sobě, bez časových prodlev (*tzv. Multitasking*). Hardwarové vybavení lze rozšířit o instalaci druhé nezávislé vyhodnocovací konzoly či nezávislé pracovní stanice (*Work Station*). Nejmodernější software dovoluje zpracovávat obraz i z jiných modalit např. z CT, PET či 3D DSA a v případě potřeby provádět jejich fúzi (*Fusion*).

Místnost, kde je MR tomograf umístěn, je opatřena vysokofrekvenčním stíněním stěn a dveří. Tato Faradayova klec je tvořena pláty nebo pletivem z nemagnetické oceli či mědi. Odstíní veškeré rozhlasové krátké a velmi krátké vlny, jež by mohly uvnitř rušit snímání dat.

Silné magnetické pole primárního magnetu je stíněno pasivně silnými pláty měkké oceli symetricky umístěnými okolo supravodivých cívek. Aktivní stínění se děje pomocí zvláštních supravodivých cívek umístěných zevně od hlavního vinutí magnetu. Dochází tak k podstatné redukci intenzity magnetického pole v okolí MR tomografu a jeho působení na feromagnetické předměty.

2.4.3 Akviziční parametry MR

Tkáně se navenek projevují různými magnetickými momenty, které podávají informaci o jejich složení a slouží pro vytvoření MR obrazu. Atomová jádra lze nabudit různými druhy a sledy impulzů (sekvencemi). Nastavení sekvencí patří mezi akviziční parametry, jež se nastavují před začátkem vyšetření. Budivé impulzy trvají μs - ms . Odstup mezi jejich aplikací a snímáním signálu či mezi dvěma budivými signály se pohybuje od desítek ms až po více než 1000 ms .

Čas od okamžiku maxima příčné tkáňové magnetizace do jeho poklesu na nulu se nazývá FID signál (*Free Induction Decay*) - sekvence volného úbytku signálu. Je to nejjednodušší vyšetřovací metoda použitelná u MR. Pulzy se aplikují za sebou v různém intervalu označovaném TR (*Time to Repeat*) - opakovací čas sekvence. Zkracování času mezi aplikací jednotlivých pulzů dovoluje vzájemně od sebe odlišit tkáně s rozdílným relaxačním časem T_1 . Takto získaný obraz, kde tkáňový kontrast je závislý na rozdílu hodnot relaxačních časů T_1 , se označuje jako T_1 - vážený (*Weighted*) obraz (T_1W) (příloha č. 16a). Analogický je pak T_2 - vážený obraz (T_2W) porovnávající relaxační časy T_2 (příloha č. 16b).

Vyšetřovací sekvence SE (*Spin - Echo*) začíná 90° pulzem, který je následován pulzem 180° . Druhý pulz způsobí synchronizaci precedujících protonů, což se projevuje příjmem silného signálu FID - tzv. ozvěny (*Echo*). Čas od aplikace pulzu do registrace echa se nazývá TE (*Time to Echo*). 180° pulz lze několikrát po sobě opakovat. Dosahuje se tím několika ozvěn (*Multi - Echo*). Sekvence SE slouží k získávání T_2W obrazů (příloha č. 16b). Používá se velmi často. Signály ze tkání s krátkým T_2 tvoří v obraze tmavší plochy (slabých intenzit). Oblasti se silným signálem se zobrazují světle.

Sekvence SR (*Saturation Recovery Sequence*) je sled několika 90° pulzů s dlouhým TR. Sekvence poskytuje především obrazy vážené podle protonové hustoty - PDW (*Proton Density Weighted*) (příloha č. 16c).

Zkrácením intervalu TR dochází k zeslabení intenzity echa. Tato sekvence se nazývá *Partial Saturation Sequence* a obrazy, jež pomocí ní získáme, jsou T_1W (příloha č. 16a).

Sekvence IR (*Inversion Recovery*) sestává ze dvou 180° pulzů s jedním následným 90° pulzem. Pořadí pulzů je zde opačné, než je tomu u SE sekvence. Časový interval mezi 180° a 90° pulzem se označuje TI (*Inversion Time*). Obrazy získané pomocí této sekvence jsou velmi silně T_1W . Moderní IR sekvencí je FLAIR (*Fluid - Attenuated Inversion Recovery*). Obrazy jsou velmi silně T_2W , velmi silně je potlačena tekutina, která se barví tmavě. Technika je velmi citlivá k mozkovým parenchymálním i k ischemickým lézím. Mezi moderní rychlé sekvence patří FIR (*Fast Inversion Recovery*).

Sekvence IR a SR jsou poměrně časově náročné a jsou v dnešní době již téměř nahrazeny moderními rychlými sekvencemi. Místo 90° pulzu se užívá pulzů otáčejících vektor tkáňové magnetizace v rozsahu voleného úhlu α 10 - 60° . Namísto 180° pulzu se používá přídatný magnetický gradient, který je po krátkou dobu přidán k základnímu magnetickému poli. TR je výrazně zkrácené. Následuje nárůst příčné magnetizace až k určitému maximu nazývanému *Gradient - Echo*, které se registruje jako intenzivní signál. Nazývají se gradient - echo sekvence. Snižuje se u nich riziko pohybového zkreslení a jsou citlivější k průtoku tekutin (krev, mozkomíšní mok). Jsou výhodné zejména pro zobrazení srdce a cév. Těchto rychlých sekvencí je celá řada. Každý výrobce je označuje jiným názvem. Nejužívanější jsou následující: FFE (*Fast Field Echo*), GRE (*Gradient Echo*), FLASH (*Fast Low Angle Shot*) - s vysokým rozlišením tkání (např. šedé a bílé mozkové hmoty), GRASS (*Gradient Recalled Acquisition at Steady State*) a FISP (*Fast Imaging with Steady - State Precession*) - citlivé k hromadění tekutin (edémy, nádory).

Další typ rychlých sekvencí se označuje jako TSE (*Turbo Spin Echo*), FSE (*Fast Spin Echo*), RARE (*Rapid Acquisition using Relaxation Enhancement*) - technika pulzní posloupnosti, rychlá gradientní echa - TGE (*Turbo Gradient Echo*), TFE (*Turbo Field Echo*) a Turbo FLASH.

Sekvence s potlačením tuku FS (*Fat Suppressed*) selektivně snižuje signál z tukové tkáně. Lze pak lépe diferencovat patologické procesy v tukové tkáni (např. orbita).

Velmi výkonné MR tomografy dovolují získat jeden obraz za 30 ms sekvencí EPI (*Echo Planar Imaging*). Jde o excitaci jediným 90° pulzem. Je vhodná především k rychlému screeningu. Sekvence DWI (*Diffusion Weighted Images*) se používá k měření a zobrazení difúze molekul vody. Je vhodná ke zjištění ložisek ischemie. U těchto sekvencí po jedné 90° excitaci následuje série přídatných odlišných fází kódujících gradientů. Jednotlivá spinová echa následují za sebou ve velmi krátkých časových intervalech (20 ms). Během jedné periody měření repetičního času se získává několik řádků výsledného obrazu, což velmi zkracuje celkový čas vyšetření. Zkrátit dobu vyšetření je též možno technikou *Multi - Slice Imaging*. Vhodným řazením

jednotlivých sekvencí za sebou se v časovém intervalu TR získávají zároveň obrazy ze sousedních řezů, které byly excitovány dříve.

Po každé vyšetřovací sekvenci přijímají povrchové cívky elektromagnetické signály z těla pacienta. Ty se vzájemně liší svojí frekvencí a fázovým posunem. Na povrchových cívkách indukují slabý elektrický proud (mV), jenž je zesílen a jeho intenzita a frekvence v závislosti na čase je registrována. Všechna takto získaná neupravená data tvoří tzv. K - prostor. Pomocí Fourierových transformací jsou pak převedena do podoby obrazu řezu, který lze již hodnotit (9)

Při popisu MR obrazu se hovoří o oblastech s jistou intenzitou signálu. Oblasti světlé jsou bohaté na signál (hyperintenzní), oblasti tmavé jsou na signál naopak chudé (hypointenzní). Zobrazení struktur u MR tomografie je závislé především na zvolené vyšetřovací sekvenci a ne tedy jako u CT na manipulaci se systémem okénko - střed.

MR tomogramy se liší podle svého vážení (tabulka č. 6). Pro T₁W se používají krátké TE a TR. Pro T₂W se používají dlouhé TE a TR. U obrazů vážených dle protonové hustoty (PDW) je TR dlouhé (2000 ms) a TE krátké (20 ms). T₁W SE sekvence dávají nízký signál (jsou tmavé) tkáně s dlouhým T₁ (čistá voda). Vysoký signál dávají (jsou světlé) tkáně s krátkým T₁ (tuk), tělesné tekutiny mají signál středně vysoký. T₂W SE sekvence dávají nízký signál (jsou tmavé) tkáně s krátkým T₂ (tuk). Vysoký signál dávají (jsou světlé) tkáně s dlouhým T₂ (čistá voda), tělesné tekutiny mají signál středně vysoký (přílohy 16 a, b, c).

U sekvencí IR je výhodné vážení T₁W. U patologických stavů bývá jen nepatrná změna relaxační doby T₁. Přesto se značně projeví ve stupních šedi.

Patologická ložiska lze zobrazit zejména mají-li změněný obvyklý poměr vody a tuku, což je odlišuje od okolní tkáně. MR obraz akutní hemoragie je dobře patrný na T₂W obraze jako hypointenzní signál způsobený deoxyhemoglobinem. Subakutní a chronická hemoragie dává jasný hyperintenzní signál v T₁W i v T₂W obrazech způsobený methemoglobinem a hemochromy (tabulka č. 7).

Tabulka č. 6 - MR signály obrazu mozkové tkáně (21)

| | | | |
|-----------------------------|----------------------|------------------|-------------------------|
| typ tkáně | | T ₁ W | T ₂ W |
| kost, vzduch | | prázdný | prázdný |
| voda, likvor | | hypointenzní | hyperintenzní |
| tkáň s vysokým obsahem vody | | hypointenzní | hyperintenzní |
| tuk, lipom | | hyperintenzní | mírně hyperintenzní |
| krevní sraženina | | izointenzní | hypointenzní |
| hemoragie | akutní | hypointenzní | hypointenzní až prázdný |
| | subakutní, chronická | hyperintenzní | hypointenzní |

Tabulka č. 7 - MR obraz hemoragie (21)

| forma hemoragie | | doba od vzniku | T ₁ W | T ₂ W | metabolity |
|-----------------|---------|-----------------|------------------|------------------|-----------------|
| hyperakutní | | do 24 hod | střední | střední | oxyhemoglobin |
| akutní | | 1-3 dny | hypointenzní | hypointenzní | deoxyhemoglobin |
| subakutní | | 3-14 dnů | hyperintenzní | hypointenzní | methemoglobin |
| chronická | vnitřek | více než 14 dní | hyper/střední | hyper/střední | hemochromy |
| | okraj | | střední | hypointenzní | hemosiderin |

2.4.4 3D MR zobrazení

Možnost trojrozměrného (objemového) zobrazování značně rozšiřuje možnosti MR. Data potřebná pro rekonstrukci obrazu se získávají přímo z celého vyšetřovaného objemu tkáně a ne jako u CT rekonstrukcí z jednotlivých řezů. Jediná 3D vyšetřovací sekvence získá komplexní obrazová data, ze kterých lze posléze získávat řezy v libovolných rovinách (MPR - *Multipplanar Reformating*) (příloha č. 8). Výhodná je možnost zobrazování i velmi tenkých tkáňových vrstev o tloušťce menší než 1 mm (oproti 2D sekvencím, kde se tloušťka nejtenčích řezů pohybuje okolo 3 mm). Nevýhodou je však značná časová náročnost vzhledem k tomu, že z jedné sekvence je získáno běžně 64 - 128 obrazů.

2.4.5 MR angiografie (MRA)

Tyto metody poskytují komplexní informace o cévách a jejich vztahu k okolním tkáním i o hemodynamice krevního toku a profilu cévní stěny. Lze při nich používat kontrastní látky či využít metody nekontrastní (*Flow Dependent*). Zobrazení je možné ve 2D i 3D rekonstrukci. Intrakraniálně lze zobrazit struktury od průměru 1 mm (21). Délka vyšetření se pohybuje v rozmezí 5 - 7 minut.

Kontrastní MRA (CE - MRA) - je metodou kompetentní DSA v oblasti aorty a periferních tepen. Podání KL vede ke zkrácení T_1 relaxačního času. Záznam probíhá již během prvního průtoku KL artériemi, musí být tedy správně načasováno snímání obrazu. Používá se k tomu metod *Bolus Tracking* a *Test - Bolus* (jako u CT). Nevýhodou je horší zachycení průběhu tepny v porovnání s DSA. Při vinutějších cévách nemusí dojít k zachycení celého průběhu, imitace uzávěru či stenózy. Nefázování uvnitř voxelu vede k nadhodnocení přítomné stenózy (používá se co nejmenší voxel - nejlépe 1 mm^3). K rekonstrukcím obrazu cév se používá MIP.

Nekontrastní MRA - *Flow Dependent*, *Black Blood* MRA - zobrazí proudící krev černě. Po aplikaci 90° pulzu se přijímá spinové echo. Krev proudící uvnitř cév však přináší do zvolené vrstvy nové protony pulzem neovlivněné a nedávající tedy žádný signál. Průřez cévou se pak jeví jako oblast bez signálu zobrazená černou barvou. Tento efekt se nazývá fenomén vymývání (*Wash - Out Phenomenon*, *Flow - Void*). Efekt je patrný na T_2W a PDW obrazech. Indikacemi jsou AV malformace, žilní trombózy, uzávěry tepen – ACI. Metoda nepatří přímo mezi angiografické, ale používá se k hodnocení cév (16, 29).

Toková (*Inflow*) angiografie využívá *Inflow* efekt, jež je opačný než *Wash - Out* fenomén. Krev přitékající do vyšetřované vrstvy není ovlivněna předchozími pulzy. Po novém vhodně načasovaném pulzu dává silný signál, zatímco okolní tkáň dává signál slabý. Sekvence od firmy GE (*General Electric*) používaná pro toto vyšetření má označení TOF (*Time Of Flight*). Při jejím plánování je nutné nastavit požadovanou vrstvu co nejvíce kolmo k vyšetřované cévě. Nežádoucí signál z okolních cév se potlačí prostorovou presaturací. Ztráta signálu v cévě se vyrovnává tzv. flow kompenzací. Vyšetření je možné provádět ve 2D i 3D zobrazení. 3D TOF je vhodný pro vyšetření

artérií. Má velmi dobré rozlišení (vrstvy < 1 mm). Poskytuje kvalitní MIP a MPR. Indikacemi jsou vyšetření intrakraniálních tepen, magistralních krčních tepen, aneuryzmat. 2D TOF má silný inflow efekt. Je vhodný pro zobrazení pomalých žilních toků. Indikací k vyšetření jsou intrakraniální žíly a obliterace žilních splavů.

Angiografie s fázovým kontrastem - PCA využívá sekvence PC (*Phase Contrast*). Dokáže úplně potlačit signál ze stacionární tkáně. Je založena na snímání rozdílů fází stacionárních a pohybujících se spinů. Zobrazuje se pouze pohyb nezávisle na směru. Signál je přímo úměrný rychlosti průtoku. Předem je nutno nastavit přibližnou rychlost toku - venci (*Velocity Encoding*). Indikací jsou AV malformace a trombózy. Metoda je vhodná k určení směru toku a zjištění průtoku krve.

Sekvence True FISP (*Fast Imaging with Steady - State Precession*) firmy GE s extrémně krátkým TR i TE lze použít k statickým i kinematickým zobrazením aorty a velkých cév hrudníku a břicha. Lze synchronizovat s dechovou či EKG křivkou (*Gating*), proto poskytuje kvalitní zobrazení srdce a aorty. Hodnocení cév je však jen rámcové.

Metoda DTI (*Direct Thrombus Imaging*) se používá k zobrazení trombóz. Sekvence TSE T₁W nastavením *Dark Blood* sníží artefakty toku krve a *Fat sat* potlačí signál pozadí. Detekuje se methemoglobin ve venózním trombu, který je na T₁W obrazech hypersignální. Indikací jsou hluboké žilní trombózy pánve a *v. cava superior*, *v. cava inferior*. Umožňuje vyšetřit oblasti nedostupné pro dopplerovskou ultrasonografii. Je však možné vyšetřit jen krátké úseky, jsou přítomny pohybové artefakty (16).

Posledním trendem je metoda *Vessel Wall Imaging*, která zobrazí lumen cévy i její stěnu; nebo TIM (*Total Imaging Matrix*), což je zobrazení celého cévního systému těla v rámci jednoho vyšetření s použitím speciální celotělové cívkou.

2.4.6 Postup MR vyšetření

Vyšetření začíná zadáním evidenčních dat pacienta do operačního systému MR tomografu. Dále se dle požadované oblasti vyšetření zadávají provozní podmínky, jako jsou sledy pulzů, jejich opakování, doby a počty snímání (sekvence). Volí se roviny,

tloušťky a polohy vyšetřovacích vrstev. Pacient je poučen o vyšetření. Jsou mu přiloženy povrchové cívky na vyšetřovanou oblast těla a nasazena sluchátka. Poté je zavezen do gantry MR tomografu na pohyblivém lůžku. K přesnému zaměření vyšetřované oblasti slouží laserové či světelné zaměřovače umístěné na gantry. Poté jsou získány úvodní orientační řezy (*Pilot Scan, Plan Scan*). Zpravidla jsou 3, v každé základní rovině jeden. Na jejich základě jsou naplánovány orientace řezů jednotlivých sekvencí a jejich akviziční parametry zpravidla dle vyšetřovacího protokolu (tabulka č. 8). Po získání obrazových dat jsou provedeny postprocessingové úpravy a data jsou odeslána do systému PACS (*Picture Archiving and Communication System*), kde je dále popisují a hodnotí lékaři.

2.4.7 Protokoly vyšetření MR

Pro zjednodušení a zrychlení vyšetření jsou přístroje vybaveny tzv. protokoly vyšetření. Jde o výběr vhodných skenů s příslušnými akvizičními parametry k vyšetření žádané oblasti. Protokoly jsou přednastavené od výrobce. Je však možno si je upravit podle svých vlastních představ a zvyklostí. Příklad protokolu pro vyšetření hlavy je uveden v tabulce č. 8.

Tabulka č. 8 - protokol vyšetření hlavy pomocí MR (21, 28)

| | vážení | rovina | sekvence | mode | Thk | Sp |
|------------------------|--------|--------|----------|------|-----|----|
| lokalizace | T1 | S | SE | 2D | 5 | 2 |
| T ₁ axiální | T1 | A | SE | 2D | 5 | 2 |
| PD T2 | PD/T2 | A/C | SE | 2D | 5 | 2 |
| PD FSE | PD | A/C | FSE | 2D | 5 | 2 |
| T ₂ FSE | T2 | A/C/S | FSE | 2D | 5 | 2 |
| FIR | FS | A/C/S | FIR | 2D | 5 | 2 |

Vysvětlivky: A - axiální, C - koronální, S - sagitální, FIR - Fast Inversion Recovery, FS - Fat Suppression, mode 2D - dvourozměrné zobrazení, Thk - tloušťka řezu, Sp - posun (vzdálenost jednotlivých řezů)

2.4.8. Příprava pacienta před vyšetřením MR

Vyšetření pomocí MR je specifické svou aplikací statických a proměnných magnetických polí o vysoké intenzitě. Ve většině zemí se používá maximální intenzita pro celotělová MR vyšetření 2 T (29).

Největším rizikem pro pacienta i personál jsou feromagnetické předměty přítomné v blízkosti MR tomografu. Mohou být magnetickým polem urychleny natolik, že mohou způsobit zranění. Riziková je i přítomnost implantátů z feromagnetických materiálů v těle pacienta. Absolutní kontraindikací vyšetření jsou: kardiostimulátor, neurostimulátory, některé cévní svorky, některé stenty, kavální filtry, umělé srdeční chlopně, stomatologické a kochleární implantáty, endoprotézy, střepiny a projektily, kovové úlomky (21, 29). Nejzávažnější z neurochirurgického hlediska jsou svorky po operaci aneurysmat mozkových tepen. V současnosti se většina implantovatelných materiálů vyrábí z materiálů kompatibilních s MR (nízkomagnetické kovy, měď, zlato, stříbro, titan, nitinol). Jejich kompatibilita je uvedena výrobcem, většinou do intenzity magnetického pole 3 T (1).

Gradientní pole mohou negativně ovlivnit nervovou dráždivost (např. patologické zrakové vjemy - jiskření, tzv. fosfény). Jsou limitovány hygienickými normami, aby nezpůsobily poškození pacienta.

Vysokofrekvenční elektromagnetické pulzy se při absorpci ve tkáních částečně mění na energii tepelnou. Masivnější kovové implantáty se mohou zahřívat. Kontrolní systémy regulují hodnoty deponované energie, které pak nepřesahují 1 W/kg.

Vyšetření se nedoporučuje v prvním trimestru gravidity a u kojících matek (nejde-li o vitální indikaci) (20, 29). Též výrazná obezita a klaustrofobie jsou kontraindikací. Pacienti s klaustrofobií mohou být při vyšetření neklidní, což může vést k výrazným pohybovým artefaktům.

Pacienti před vyšetřením vyplní dotazník, zda nemají v těle výše uvedené cizí předměty, že netrpí klaustrofobií, pacientky že nejsou těhotné. Odloží si všechny šperky a kovové věci. Odloží si oblečení, zůstávají jen ve spodním prádle. Oblečou se do nemocničního prádla. Je jim vysvětlen průběh vyšetření. Podepíší souhlas s vyšetřením. Následuje samotné vyšetření.

2.5 Kontrastní látky

2.5.1 Kontrastní látky pro angiografii a CT

Běžně se používají pro zobrazení cév jodové kontrastní látky. Jde o látky tělu cizorodé a mohou tedy v těle vyvolat nežádoucí účinky. I když i u nich dochází k neustálému vývoji a zdokonalování, můžeme stále tvrdit, že patří mezi jedny z nejnebezpečnějších látek parenterálně podávaných.

Mezi nežádoucí vlastnosti KL patří chemotoxicita, pseudoalergická (alergoidní) reakce, osmototoxicita, neurotoxicita, nefrotoxicita, kardiotoxicita (17, 18, 19).

Pro angiografii mozku a míchy se doporučují všeobecně používat nízkoosmolální neiontové KL. Běžně se používají preparáty: Iopamiro, Iopamidol, Omnipaque, Ultravist, Imeron. Jde o nefrotropní KL. Tyto způsobují méně nežádoucích účinků. Jejich vyšší viskozita ve srovnání s iontovými KL se snižuje jejich zahřátím na teplotu těla před vlastním podáním.

Z ekonomického hlediska jsou však neiontové KL několikanásobně dražší než iontové. Kvalita zobrazení je u obou typů KL srovnatelná. 90 % všech nemocných, jimž je aplikována iontová KL, nežádoucí účinky nemají. Podávání iontových KL je proto v dnešní době z finančních důvodů běžné (např. Telebrix). U rizikových pacientů trpících polyvalentní alergií, astmatem, poruchou renálních funkcí, srdečním selháváním, diabetem melitem a předchozími reakcemi na KL podání nízkoosmolárních neiontových KL snižuje riziko závažných reakcí až 5 x (17).

2.5.2 Kontrastní látky pro MR

KL pro MR mají magnetické vlastnosti. Mění proto intenzitu signálů zkrácením relaxace T_1 . Jejich použití zvyšuje rozlišovací schopnost a tím i diagnostiku. Nejčastěji používanou látkou je paramagnetický kov Gadolinium. Ve formě Gd^{3+} je pevně kovalentně navázán na chelát DTPA (*Diethylen Triamin Pentaacetic Acid*) (4). Tvoří ve vodě rozpustné nedisociované komplexy Gd - DTPA. Používané preparáty jsou Magnevist a Omniscan. Jejich aplikace je možná i.v. i p.o. Farmakokinetika gadoliniových KL je podobná jako u jodových nefrotropních KL.

Po podání KL se zvyšuje kontrast vaskularizovaných tkání. Dobře se zobrazí porušená hematoencefalická bariéra. Používá se též u onkologicky nemocných pro předoperační a pooperační vyšetření a detekci recidiv.

Vyvíjejí se KL s oxidy železa pro diagnostiku onemocnění jater, sleziny, kostní dřeně a lymfatických uzlin (22).

Riziko nežádoucích reakcí na KL pro MR je ve srovnání s jodovými KL malé.

2.5.3 Zásady intravaskulárního podávání jodových kontrastních látek

Zásady intravaskulárního podání jodových kontrastních látek upravovala směrnice VZP ČR 5/1993. Z metodických listů intravaskulárního podávání jodových kontrastních látek vyplývají následující skutečnosti (62).

U nerizikových pacientů není potřeba žádná premedikace (dříve byli plošně premedikováni Dithiadenem).

Pro snížení výskytu nežádoucích reakcí je nutno řádně zjistit vedle indikace k vyšetření a symptomů též alergickou anamnézu pacienta. Zjišťují se zejména reakce na podání jodových KL při minulých vyšetřeních, zda pacient trpí koagulopatií (léčba antikoagulancii), jaké má ledvinné funkce (urea, kreatinin), zda je diabetik. Tyto informace jsou nezbytné pro včasnou premedikaci, je-li pacient hypersenzitivní, eventuálně k úpravě antidiabetik a inzulínu.

Riziková pacienta jsou premedikována 3 x 20 mg 12 - 6 - 2 hodiny (minimálně 6 - 12 hodin) před vyšetřením Prednisolem 20 mg tbl. Za premedikaci rizikového pacienta odpovídá indikující lékař. V akutních případech, kdy není možná řádná příprava, se podávají kortikoidy a antihistaminika i.v. (např. methylprednisolonum 40 mg a 1 mg bisuleptinum či hydrokortizon 200 mg i.v 2 hodiny před vyšetřením). Závažné případy alergie je doporučeno premedikovat po dobu 24 - 48 hodin ve spolupráci s anesteziologem.

Pacienti mají být dostatečně hydratováni před a 24 hodin po podání KL. Vzhledem k riziku postkontrastní nefropatie na žádance nesmí chybět hodnota sérového kreatininu jako ukazatele funkce ledvin (hladina < 130 $\mu\text{mol/l}$). 4 hodiny před vyšetřením se omezí perorální příjem jen na čiré tekutiny v malém množství (např. 100

ml/hod) zejména u starých osob a v letních měsících. Nepřijímá žádnou pevnou stravu. Je však nutno dodat, že při podávání nízkoosmolárních KL se ani při nedodržení omezení jídla a pití před vyšetřením statisticky významně nezvýšila incidence akutních nežádoucích reakcí (17).

Za optimálních podmínek je pacient seznámen se svojí diagnózou a dostatečně informován o plánovaném výkonu. Pacient podepíše informovaný souhlas s vyšetřením. Zajistí se periferní cévní přístup pro aplikaci KL a případnou léčbu komplikací. Po aplikaci KL se nejméně 30 minut sleduje stav pacienta, zda nedochází k alergoidním reakcím na KL.

Na tomto místě je vhodné uvést, že v praxi je možno se stále setkat s nedostatečnou premedikací nebo zbytečnou premedikací nerizikových pacientů. Též dostatečná hydratace bývá často opomíjena.

2.6 Ultrasonografie

Metoda je založená na schopnosti ultrazvuku procházet tkáněmi a odrážet se na jejich rozhraních. Tyto odrazy (echa) se registrují a vyhodnocují. Ultrazvuk je zvukové vlnění s frekvencí vyšší než 20 kHz, mimo mez slyšitelnosti lidského ucha. Je produkováno mechanickým kmitáním těles, jež předávají energii částicím okolního prostředí. V pružném prostředí, měkkých tkáních a tekutinách lidského těla se šíří formou podélného vlnění. V kostech se šíří formou vlnění příčného (10, 11).

Zdrojem ultrazvuku jsou látky s piezoelektrickými vlastnostmi. Jde o krystalické látky s krystaly bez středové souměrnosti. Působením krátkých elektrických impulzů se krystal rozkmitá a stává se zdrojem ultrazvukového vlnění. V medicínské diagnostice se využívá frekvencí ultrazvuku 1 - 40 MHz. Pro hluboko uložené tkáně se používá nižších kmitočtů (2,5 - 5 MHz). Povrchové orgány se vyšetřují vyššími kmitočty (7,5 - 12 MHz). Angiologická a oční diagnostika využívá speciálních sond s velmi vysokým kmitočtem (až do 40 MHz) (11).

2.6.1 Stavba ultrasonografu

Ultrasonografy jsou plně digitalizované přístroje řízené mikroprocesory. Součástí ovládacího panelu je klávesnice, ovladače pro manipulaci s parametry obrazu a multifunkční kulový ovladač (*Trackball*). V centru zorného pole je umístěna obrazovka, na níž se zobrazují ultrasonogramy. Přístroje jsou vybaveny softwarem umožňujícím předprogramování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření (*Preset*), následné zpracování a manipulaci s obrazem (*Postprocessing*). Samozřejmostí je ukládání obrazových a textových dat a jejich přímý přenos do nemocničního PACS.

Vyšetřovací sondy mají sektorové či pravouhlé uspořádání. Sektorové sondy využívají mechanické či elektronické konvexní vychylování svazku. Jejich výhodou je schopnost zobrazit celý akustický řez vyšetřovanou oblastí z malé vstupní plochy. Obrazy mají podobu výseče kružnice. Lineární sondy mají měniče uspořádané do souvislé řady. Používají se k vyšetřování povrchových orgánů a dopplerovskému vyšetření cév. Konvexní sondy kombinují výše uvedená uspořádání. Mají pevný konvexní tvar plochy a lineární uspořádání měničů. Existují různé druhy speciálních sond, jako transvaginální, transrektální. Zvláštním typem sond jsou miniaturní sondy endoluminální a endosonografické pro endoskopická ultrazvuková vyšetření.

2.6.2 Vyšetření pomocí ultrasonografie

V současnosti se při zobrazování využívá nejčastěji 2D B - obraz (*Brightness Modulated*) v reálném čase. Jde o tomografický záznam obrazu jehož intenzita závisí na intenzitě odrazu (echogenitě). Umožňuje poměrně dobrou topografickou orientaci. Používá se sonda se sektorovou hlavicí o frekvenci 2,5 - 10 MHz. Metoda se užívá k zobrazení slinných žláz, VDN, očnice a cév krku.

A - obraz (*Amplitude Modulated*) je zobrazení jednorozměrné (1D). Poskytuje jen informaci o sledu rozhraní ležících v ose ultrazvukových vln. Používá se k zobrazení orbity, VDN, echoencefalografie.

2.6.3 Dopplerovské zobrazení

Zobrazení je založeno na Dopplerově jevu, kdy přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj, vnímá kmitočet nižší. Využívá se k zobrazení toku krve zjištěním rychlosti a směru jejího proudu.

Metoda sonografie s nemodulovanou kontinuální vlnou - CW (*Continuous Wave*) umožňuje rychlé vyšetření cév s vysokou rychlostí krevního proudu. Její nevýhodou je však záchyt signálu z většího počtu cév (10).

Sonografie s impulzně modulovanou vlnou - PW (*Pulse Wave*) využívá vysílání impulzů v krátkých časových intervalech. Metoda je vhodná k selektivnímu záznamu jedné vybrané cévy (10).

2.6.4 Duplexní a triplexní ultrasonografie

U duplexní metody jde o kombinaci ultrazvukového vrstevového obrazu s vysokým rozlišením a dopplerovské CW či PW ultrasonografie. V 2D B - modu se zobrazují černobíle morfologické informace a barevná část zobrazuje informace o pohybu ve sledovaném řezu.

Triplexní metoda je pak ještě doplněna o impulzní dopplerovské měření rychlosti toku krve (10).

2.6.5 Transkraniální ultrasonografie

Transkraniální dopplerovská ultrasonografie (TCD) umožňuje vyšetřit cerebrální cirkulaci, vyšetření tepen Willisova okruhu. Do praxe byla zavedena v roce 1982. Umožňuje sledovat perfúzi mozku při spazmech mozkových cév po SAK. Používá se sektorových sond s nízkou frekvencí (2 - 2,5 MHz) s vysokým akustickým výkonem (10).

Hlavním přístupovým místem je transtemporální okno, jímž se zobrazí Willisův okruh v axiální či koronální rovině. Subokcipitální okno skrze *foramen occipitale magnum* zobrazí distální úseky *a. vertebralis*, *a. basilaris* (příloha č. 17, 18).

Pomocí TCD lze diagnostikovat stenotické a okluzivní změny (nejčastěji na proximálním úseku ACM). Je možno posoudit kolaterální oběh Willisovým okruhem

(příloha č. 18a, b). Zobrazitelnost je ovlivněna věkem pacienta díky osifikaci lebečních kostí.

Tato metoda nemůže konkurovat CTA ani MRA. Její výhodou je neinvazivita, relativní jednoduchost provedení, dostupnost, možnost opakování a nízká cena. Má proto své místo v akutních indikacích a ve sledování pacientů po endovaskulárních intervenčních zákrocích.

2.6.6 Příprava pacienta před ultrasonografií

Vyšetření je neinvazivní a nevyžaduje žádnou přípravu pacienta. Vyšetření provádí lékař, může mu asistovat radiologický asistent či zdravotní sestra. Povrch vyšetřované části těla se pokrývá vrstvou vhodného vazebného média k zajištění dobrého akustického kontaktu mezi kůží a vyšetřovací sondou. Nejčastěji se používá bezbarvý hydrofilní gel.

2.6.7 Kontrastní látky pro ultrasonografii

Poměr signál / šum u dopplerovské ultrasonografie lze zvýšit i.v. podáním KL zvyšujících echogenitu proudící krve. Jde o látky obsahující mikrobubliny plynu (nejčastěji vzduchu) o velikosti 2 - 4 μm (22). Mohou být volné či uzavřené do biopolymeru. Podmínkou je jejich stabilita a průchodnost plicními kapilárami. Využívají se nové technologie kontrastního harmonického zobrazení – FEI (*Flash Echo Imaging*) (10). Na českém trhu je dostupná KL Levovist.

2.6.8 Rizika spojená s vyšetřením

Hlavní biologické účinky ultrazvuku lze rozdělit na tepelné a netepelné. Tepelné účinky vznikají absorpcí akustické energie a její přeměnou na teplo. Podle současných doporučení je třeba dbát na opatrnost při použití impulzní dopplerovské metody v porodnictví.

Netepelné účinky vznikají na mechanickém podkladu. Patří sem zejména vznik kavitací - plynových bublin v podtlakové fázi ultrazvukové vlny. Tyto se postupně

zvětšují a po svém kolapsu jsou zdrojem rázových vln. Jejich vliv na biologické struktury je předmětem výzkumu.

Celosvětově je pro diagnostické aplikace ultrazvuku doporučován, stejně jako u ostatních vyšetřovacích metod, princip ALARA. Aby mohl být snadno používán, zavedli výrobci ultrazvukové techniky tepelný (TI) a mechanický index (MI).

Tepelný index (TI) je definován jako poměr celkového akustického výkonu k výkonu zvyšujícímu teplotu tkáně o 1°C. V oblasti hlavy se jedná o index TIC (*Cranial bone Thermal Index*).

Mechanický index (MI) je definován jako poměr negativní amplitudy akustického tlaku a druhé odmocniny použitého ultrazvukového kmitočtu.

2.7 Lumbální punkce

Není-li při typické symptomatologii SAK prokázáno vyšetřením CT, je indikována lumbální (vyjímečně subokcipitální) punkce. Jde o odběr likvoru k vyšetření a stanovení případné neuroinfekce, jejíž příznaky mohou být velmi podobné SAK.

Vyšetření v případě SAK prokáže likvoreu. Po punkci však může dojít k velmi dramatickému zhoršení stavu, proto se od ní upouští. Nejdůležitější metodou pro stanovení SAK zůstává CT a AG.

3. Léčba mozkových výdutí

3.1 Postup léčby

Intervenčnímu výkonu vždy předchází zobrazení výduti. Pokud je přítomno SAK, provádí se nejprve nativní CT mozku. Oblast přítomné krve může signalizovat lokalizaci zdroje krvácení. Krvácení se identifikuje metodou CTA s použitím KL. Klasické vyšetření CT je inkrementální, CTA je spirální, matice 512 x 512, u 3D - 1024 x 1024. Pokud není přítomno SAK a je objeveno aneuryzma, naplánuje se preventivní výkon - embolizace aneuryzmat. Tehdy se provádí i vyšetření MR AG (3D TOF sekvence). Kombinací zobrazovacích modalit se dosahuje přesné lokalizace a zjištění velikosti výduti.

Pokud je na CT objeveno SAK, následuje co nejdříve vyšetření DSA (příloha č. 26) s cílem lokalizovat zdroj krvácení. Přehledného zobrazení velikosti a krčku aneurysma se dosahuje několika projekcemi pod různým sklonem. Jednotlivé scény se snímají povětšinou v režimu 3 snímky/s, ve zvláštních případech vyžadujících lepší orientaci 6 snímků/s. Výhodou je použití 3D DSA (příloha č. 27a, b). Po konzultaci s neurochirurgem se diagnostický výkon může změnit na intervenční s endovaskulární embolizací výduti.

3.2 Endovaskulární léčba aneuryzmat mozkových tepen

Výskyt aneuryzmat mozkových tepen se pohybuje u dospělých okolo 2 - 5%. Aneuryzmata jsou rozdělena na nekrvácející asymptomatická, nekrvácející symptomatická a krvácející. Většina aneuryzmat však během života nezakrvácí (17, 19). V závislosti na celkovém stavu pacienta a anatomie uložení aneuryzmatu je voleno chirurgické či endovaskulární (EV) řešení. Primární indikace EV léčby je u krvácejících aneuryzmat ve vertebrobazilárním povodí, u pacientů s neurologickým deficitem (HH score 3 - 4) (tabulka č. 1) a dále u pacientů, kteří jsou více než 3 dny po vzniku

SAK, trpí dalším závažným onemocněním a jsou vyššího věku (nad 50 let). Výše uvedené platí i pro případ nekrvácejících aneuryzmat s projevy útlaku okolních struktur (např. hlavových nervů). EV léčbu lze provádět u aneuryzmat větších než 3 mm, mají-li anatomický krček a spirály (coily) jsou schopny se v něm udržet. Možnosti embolizace aneuryzmat se rozšiřují remodelačními technikami za použití stentů. Studie ISAT (*International Subarachnoid Aneurysm Trial 2002*) doporučuje provádět u pacientů s akutním SAK primárně endovaskulární léčbu, je-li pravděpodobné že dojde k dobré dlouhodobé embolizaci aneuryzmatu. Léčba nekrvácejících aneuryzmat asymptomatických EV technikou je doporučena dle studie ISUIA (*International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms Investigators 2003*) u pacientů nad 50 let. U pacientů do 50 let je riziko chirurgické léčby ve srovnání s EV léčbou nevýznamné. Úspěch léčby, pooperační komplikace a dlouhodobé výsledky EV léčby závisí především na zkušenostech operátora a počtu těchto intervencí provedených za časové období.

Léčbu aneuryzmatického SAK je výhodné provádět ve zdravotnických centrech s nepřetržitým provozem, kde jsou dostupné modality diagnostické (CT, MR, angiografie) a léčebné (neurochirurgie, intervenční neuroradiologie, neurologie a další). Většina SAK je v praxi diagnostikována pomocí vyšetření CT nebo lumbální punkcí. Diagnostika asymptomatických aneuryzmat probíhá pomocí CTA a MRA. EV léčba je prováděna ve spolupráci s oddělením intenzivní péče. Stavby spojené s rozvojem komplikací SAK (poruchy vědomí, hydrocefalus, rozvoj vazospazmů) vyžadují pobyt na specializovaném neurochirurgickém oddělení.

Před léčebným výkonem proběhne interdisciplinární konzílium. Lékaři prostudují výsledky zobrazovacích vyšetření. Pokud to situace dovolí, je pacient poučen o plánovaném výkonu, podepíše informovaný souhlas s výkonem. Je-li pacient v bezvědomí, podepisují souhlas rodinní příslušníci pacienta.

3.2.1 Vlastní postup endovaskulární léčby

V případě selektivní embolizace intrakraniálních tepen je pacient uveden do celkové anestezie a zaintubován. Tím je minimalizována možnost perforace vaku

aneuryzmatu zavedeným mikrokatétreem při nechtěném pohybu pacienta. K prevenci vzniku trombembolie jsou u nekrvácejících aneurysmat podávána antiagregancia. V případě akutně krvácejících aneurysmat se naopak využívá plné heparinizace teprve až po zavedení prvního coilu.

Rozlišují se EV výkony rekonstrukční, při nichž se zachovává mateřská tepna. Výkony dekonstrukční pak uzavírají mateřskou tepnu s aneurysmaty či obracejí tok krve v tepně, což napomáhá ke zmenšení aneurysmatu.

V případě běžného selektivního uzávěru aneurysmatu se nejprve zavádějí po vodičích pod lební bazi pracovní či vodící katétry 6 – 8 F. Nejčastěji jsou používány měkké cévky Simmons 2, Headhunter 1 a Davis (příloha č. 14). Pokud je potřeba je zpevnit, děje se tak zavedenými vodiči různé tvrdosti (např. Terumo, Amplatz, Bentson). Vodícími katétry se zavádějí mikrovodiče s mikrokatétry do mozkových tepen a nasouduje se jimi vak aneurysmatu. Mikrokatétry v rozměrech 1,8 F, 1,5 F a 1,2 F vyrábí firma Balt. Mikrokatétry pro zavádění coilů jsou na konci předtvarované či teplem tvarovatelné dle vlastní potřeby. Dělí se na plovoucí a říditelné pomocí mikrovodičů. Plovoucí mikrokatétry se skládají z proximální pevné části a měkkého distálního konce zvaného *floppy*. Jsou vybaveny dvěma kontrastními značkami. Jedna je na konci a druhá v přesné vzdálenosti od konce katétru. Tato druhá značka se musí při odpoutávání coilů překrývat s obdobnou značkou umístěnou na nosném drátu coilu. Vnitřkem vodících katetrů 7 - 8F lze paralelně zavádět i dva katétry (např. mikrokatétr pro zavádění coilů a balónkový katétr). K zamezení tvorby trombů v prostoru mezi koaxiálně zavedenými mikrokatétry ve vodícím katétru slouží přetlakový proplach fyziologickým roztokem s heparinem (až 5000 UI heparinu na 500 ml roztoku). Využívá se adaptér Tuohy – Borst, což je dvoucestná chlopeň umožňující provádět nástřik a proplach při zavedeném mikrokatétru (příloha č. 19). Spojovací hadičky ani Tuohy - Borst adaptéry nesmí obsahovat bublinky vzduchu, jež by mohly způsobit embolii.

Coily se vyrábějí z platiny či materiálu NITINOL (*Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*) (34). Jde o ušlechtilou kovovou slitinu obsahující nikl, titan a jiné kovy. Materiál vyniká tvarovou pamětí a superelasticitou. Historie jejich vývoje

sahá do 90. let 20. století. Tehdy vyvinul první odpoutatelné coily pan Guglielmi (*GDC – Guglielmi Detachable Coil*). Coily svým vzhledem mohou připomínat tenké kovové kytarové struny. Mají tvarovou paměť, po vysunutí z vodiče zaujímají předdefinovaný tvar. Klasické 2D coily jsou stočeny do tvaru spirály. Některé typy mají postupně se zužující vrcholovou část zamezující vycestování spirály z vaku na počátku zavádění, jiné mají průměr závitů spirály konstantní. 3D coily mají pravidelnou sférickou prostorovou strukturu. Vyrábí se v mnoha rozměrech lišících se délkou, vnějším a vnitřním průměrem a stoupáním spirály, tuhostí, úpravou povrchu (příloha č. 20). Tuhé coily dobře drží tvar, používají se při zavádění jako první. Měkké coily jsou méně traumatické, mohou však z výduti snadněji vyklouznout. Nejčastěji slouží k dovyplnění zbylých prázdných prostor embolizované výduti. Coily odolné vůči natažení (*Stretch Resistant*) neztrácejí svůj spirálový tvar ani po vytažení a opětovném zavedení. K urychlení fibrotizace aneuryzmatu je povrch speciálních bioaktivních trombogenních coilů opatřen polyesterovými, hedvábnými nebo dakronovými vlákny (příloha č. 21), či pokryt polyglykolkolaktidem nebo polylaktátem. Nejnovější typy coilů jsou vyráběny z materiálů, jež po implantaci zvětší svůj objem (bobtnají) a lépe tak vyplní aneuryzma.

Coily jsou z vodiče vysouvány pomocí *pusherů*. Odpoutání coilů je řešeno elektrolyticky tepelným přetavením propylenového vlákna, hydraulicky zvýšením tlaku v nosném vodiči a též mechanicky odšroubováním rotací nosného vodiče. Volně ložené chlupaté coily (*Fibred Coils*) nelze již po vysunutí vtáhnout zpět. Proto se nejčastěji používají k uzavírání tepen.

Prostá embolizace pomocí coilů je použitelná u aneuryzmat s úzkým krčkem (příloha č. 22). Tehdy je zaručena stabilní poloha coilů uvnitř vaku. Nejdůležitější je zavedení prvního coilu, jehož velikost odpovídá velikosti výduti. Někteří intervenční radiologové volí raději coily o 1 mm menší. První coil by měl být v těsném kontaktu s vnitřním povrchem aneuryzmatu a s jeho ústím. Nejčastěji používaný je 3D coil. U podlouhlých vaků se takto umísťuje dva a více 3D coilů vedle sebe. Výplň se tvoří postupně menšími a měkčími spirálami tak, aby došlo k co nejkompaktnějšímu vyplnění vaku (tzv. technika matřošek). Běžnými coily lze za ideálních podmínek vyplnit

maximálně 30 % vnitřního objemu výduti (19). Případné sekundární vaky se při coilingu vynechávají, neboť mají křehkou stěnu a hrozí zde jejich perforace.

Embolizace pomocí podpůrného balónku též zvaná jako remodelační technika se používá u aneuryzmat s širokým krčkem (příloha č. 23). Po zavedení mikrokatétru se v místě odstupu vaku v mateřské tepně dočasně naplní speciální měkký balónek. Pro vyplnění vaku se používají měkké coily. Jejich stabilita se kontroluje před každým odpoutáním vyprázdněním balónku. Balónek by neměl být vzhledem k možné ischemii naplněný déle než 4 minuty. Tato metoda má ve srovnání s běžnou technikou vyšší riziko perforace vaku aneuryzmatu (18, 19). Její výhoda oproti zavedení stentu je, že nevyžaduje podání antiagregancií k prevenci trombózy.

Embolizace s pomocí stentu se používá u aneuryzmat bez patrného krčku (tzv. tvar hory Říp) (příloha č. 24). Na místo vaku se uloží speciální samoexpandibilní či balónexpandibilní stent určený pro intrakraniální řečiště. Skrze jeho oka se nasazuje mikrokatétre aneuryzma a vyplní nejčastěji měkkými 2D coily. Poté je mikrokatétr vytažen. Stent slouží jako pojistka proti dislokaci coilů do cévy. U větších aneuryzmat lze použít techniky tzv. *Jailed Microcatheter*. Při ní se nejprve zavádí mikrokatétr a až poté samoexpandibilní stent, jež jej fixuje ke stěně mateřské tepny.

Uzávěr mateřské tepny s aneuryzmatem je vhodný v případě dostatečného kolaterálního zásobení. Kolaterálami jsou nejčastěji tepny Willisova okruhu či leptomeningeální kolaterály. Zástava toku krve v tepně se testuje dočasným uzávěrem tepny balónkovým katétre. Doba uzávěru je 15 - 30 minut. Pacient je plně heparinizován. Provádí se nástřik KL a hodnotí se šíře ACA a ACP, jež by měla dosáhnout alespoň 1 mm. Po zavedení druhého diagnostického katétru se hodnotí zpoždění žilní fáze v parietooccipitální oblasti nad uzávěrem oproti druhé straně, jež by nemělo být delší než 1 s. Pacient je při testu při vědomí. Kontroluje se neurologicky oslabení končetin příslušné strany, bolest hlavy, změny nálady a celkový stav jeho vědomí. Použijí-li se při testu odpoutatelné balónky, je možné je po testování přímo odpoutat a uzavřít jimi příslušnou tepnu. Test lze zpřesnit navozením hypotenze snížením systémového krevního tlaku o 15 - 20 %. Objeví-li se při dočasném

balónkovém uzávěru tepny neurologické příznaky, je pacientovi nařít extra - intrakraniální bypass. Po ověření jeho funkčnosti se opakuje balónkový test.

Nové přístupy využívají částečné vyplnění vaku aneuryzmatu, které napomáhá k jeho trombotizaci. Je též možné provést uzávěr mateřské tepny nad a pod aneuryzmatem (tzv. endovaskulární podvaz) pomocí trombogenních coilů s polyesterovými vlákny. Zatím příliš nerozšířenou metodou je dokonalé vyplnění vaku aneuryzma speciálním tekutým polymerem, který ve vaku zatuhne (CAP – *cellulose acetate polymer*, EVAL – *ethylene vinyl alcohol*, DMSO – *dimethyl sulfoxide*) (příloha č. 25).

3.2.2 Komplikace endovaskulární léčby

Vedle možných komplikací po podání KL a celkové intubační anestezie jsou nejvýznamnější stavy hemoragické, trombembolické a ischemické.

Nejzávažnější komplikací je krvácení z aneuryzmatu. Ruptura může vzniknout po angiografickém nástřiku tlakem KL, perforací vaku vodičem, spirálou či mikrokatétre (18). V těchto případech následuje okamžité vyvázání heparinu z krve pacienta podáním protaminsulfátu. Aneuryzma se co nejrychleji vyplní coils. Je doporučeno i použití coilů s polyesterovými vlákny. Pacient je poté umístěn a sledován na jednotce intenzivní péče.

Trombembolické komplikace při endovaskulární léčbě zjištěné pomocí MR jsou poměrně časté. Symptomatické jsou však jen asi v 8 % (19). Tromby mohou vzniknout na katétrech a při výkonu v aneuryzmatu. U akutně uzavíraných malých aneuryzmat je pacient preventivně heparinizován během výkonu. Heparin po výkonu není vyvázán. U nekrvácejících aneuryzmat je doporučeno podávat antiagregancia. Alespoň 3 dny před plánovaným výkonem se podává acetylsalicylová kyselina 200 mg/den. V případě, že je plánováno i zavedení stentu, doporučuje se podávat 3 dny před výkonem kombinace acetylsalicylové kyseliny 200 mg a clopidogrelu 75 mg a v medikaci pokračovat po 6 týdnů po výkonu. Vznikne-li krevní sraženina v místě aneuryzmatu, podávají se intravenózně blokátory destičkových receptorů - eptifibatid, abciximab. Po jejich podání se bílý, destičkový trombus rozpustí.

Ischemické komplikace se projevují zhruba ve 2 % případů (19). Jejich příčinou je embolizace trombů nad uzávěrem nebo místní hypoperfúze. Riziko vývoje se snižuje po našití extraintrakraniálního bypassu.

3.2.3 Sledování pacientů po EV léčbě

Pacienti, kteří prodělali EV léčbu, jsou na rozdíl od pacientů léčených chirurgicky pravidelně sledováni. Literatura uvádí jako vyšetřovací metodu MR. Coily jsou nemagnetické a tudíž kompatibilní s MR s garancí do intenzity magnetického pole 3 T (1). Pacienti po SAK jsou kontrolováni do jednoho měsíce od intervence a dále pak po 6 měsících. U 33,6 - 35,4 % pacientů je i po roce po EV léčbě pozorován zbytek náplně krčku aneuryzmatu (19). Nativní snímek ukáže při trombotizaci zmenšení shluku coilů. U nekrvácejících aneuryzmat postačuje provedení vyšetření až po 1 - 2 letech. U remodelačních technik s použitím nitinolového stentu mohou být na MR snímcích patrné artefakty v podobě pseudostenóz mateřské tepny.

4 Účinky ionizujícího záření

Kvantum ionizujícího záření absorbované v živém organismu vyvolává uspořádaný sled účinků. Fyzikální účinky způsobují interakce spojené s přenosem energie. Fyzikálně - chemické účinky prostřednictvím excitací a ionizací přenášejí energii na úrovni molekulárních struktur. Chemické účinky ovlivňují jednoduché biologické struktury. Biologické účinky mají vliv na buněčné úrovni i na úrovni celého organismu (příloha č. 28).

Účinky ionizujícího záření se projevují poškozením biologických struktur. Jeho škodlivé účinky se dělí na přímé a nepřímé. Přímý účinek vede po absorpci dávky záření k rozpadu buňky. Nepřímý účinek působí tvorbu agresivních volných radikálů radiolýzou vody. Tyto radikály pak následně poškozují důležité molekuly.

Dle doporučení ICRP - 26 se rozlišují formy poškození stochastické a deterministické. Stochastické (pravděpodobnostní) účinky vyvolávají s určitou pravděpodobností patologické změny v organismu. S dávkou zde roste míra účinku. Jsou to změny somatické (nádorová onemocnění) nebo genetické (dědičná postižení projevující se u následujících generací).

Deterministické (prahové) účinky narůstají s velikostí obdržené dávky záření. Neprojeví se do okamžiku překročení určité specifické prahové hodnoty. Účinky deterministické se projevují vznikem různých stádií nemoci z ozáření nebo radiační dermatitidou (tabulka č. 9, 10, 11) (20, 65, 67).

Tabulka č.9 - prahové celotělové dávky obdržené během několika dní, nebo rychleji

| Prahová dávka (Sv) | Následky |
|--------------------|--|
| < 0,25 - 1 | zrudnutí kůže, nevolnost |
| 0,25 - 1 | zrudnutí kůže, nevolnost |
| 1 - 2 | silné zrudnutí kůže, zvracení |
| 2 - 3 | navíc poškození kostní dřeně, a buněk trávicího traktu |
| 3 - 4 | smrt během 1 - 2 měsíců u 50 % případů |
| 5 a více | smrt během několika hodin téměř ve všech případech |

Tabulka č. 10 - typické efektivní dávky z lékařských diagnostických vyšetření v devadesátých letech (66)

| Diagnostický výkon | Typická efektivní dávka (mSv) | Ekvivalent vyjádřený v počtu snímků hrudníku | Přibližná ekvivalentní doba pobytu v přírodním rad. pozadí 1 |
|---------------------------------|-------------------------------|--|--|
| Končetiny a klouby (mimo kyčel) | <0,01 | <0,5 | <1,5 dne |
| Hrudník (jeden PA snímek) | 0,02 | 1 | 3 dny |
| Lebka | 0,07 | 3,5 | 11 dní |
| Hrudní páteř | 0,7 | 35 | 4 měsíce |
| Bederní páteř | 1,3 | 65 | 7 měsíců |
| Kyčel | 0,3 | 15 | 7 týdnů |
| Pánev | 0,7 | 35 | 4 měsíce |
| Břicho | 1,0 | 50 | 6 měsíců |
| IVU | 2,5 | 125 | 14 měsíců |
| Polykací akt | 1,5 | 75 | 8 měsíců |
| Vyšetření žaludku | 3 | 150 | 16 měsíců |
| Střevní pasáž | 3 | 150 | 16 měsíců |
| Irigoskopie | 7 | 350 | 3,2 roku |
| CT hlavy | 2,3 | 115 | 1 rok |
| CT hrudníku | 8 | 400 | 3,6 roku |
| CT břicha a pánve | 10 | 500 | 4,5 roku |

¹ průměr radiačního pozadí ve V., Británii je 2.2 mSv za rok: regionální průměry kolísají od 1,5 do 7,5 mSv za rok. **V ČR je udáváno 3,5 mSv za rok.**

Podle: B Wall, National Radiological Protection Board.

Tabulka č. 11 – prahové dávky pro vznik deterministických účinků (u dospělých) (67)

| orgán | projevy | prahová ekvivalentní dávka (Sv) |
|------------------|------------------|---------------------------------|
| kůže | přechodný erytém | 2,0 |
| | nekróza | >2,0 |
| vlasové folikuly | dočasná epilace | 3,0 -7,0 |
| | trvalá epilace | >7,0 |
| oční čočka | zakalení | 0,5 – 2,0 |
| | Šedý zákal | 5,0 |

4.1 Radiční ochrana při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice

Podmínky použití ionizujícího záření v radiologii v ČR upravuje zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů (tzv. atomový zákon) a jeho prováděcí předpisy (zejména vyhláška 184/1997 Sb.). Z něj vyplývá, že k lékařskému ozáření může dojít jen na základě lékařské indikace. Lékařské ozáření je odůvodněno očekávaným individuálním prospěchem pacienta při uvážení možné volby jiných vyšetřovacích nebo zobrazovacích metod a léčebných postupů.

Optimalizace radiční ochrany při lékařském ozáření se dosahuje volbou radiodiagnostického postupu. Vystavení pacientů ionizujícímu záření jako součást lékařské diagnostiky nebo léčení na nich prováděných nepodléhá limitům – tzn. že je-li uvažované vyšetření odůvodněně indikováno, není stanoven limit dávky, který nesmí být překročen. Očekávaný diagnostický přínos musí mnohonásobně převyšovat radiční rizika.

Omezeny jsou pouze směrné hodnoty povrchových dávek, které nesmějí být při vyšetřeních rutinně překračovány.

4.1.1 Dozimetrie

Dozimetrie se zabývá měřením dávek ionizujícího záření. K popisu se používají následující veličiny (uvádím jen nejdůležitější veličiny použitelné v rámci lékařského ozáření v rentgenové diagnostice). Tato skupina veličin vyjadřuje energii absorbovanou v látce nebo její ionizační projevy.

- (Absorbovaná) dávka D je definována jako poměr střední sdělené energie $d\varepsilon$ absorbované v objemu o hmotnosti dm a hmotnosti tohoto elementu. Popisuje fyzikální efekty v dané látce. ($\Sigma\varepsilon_m$ - součet energií všech přímo i nepřímo ionizujících částic jež vstoupily do daného objemu; $\Sigma\varepsilon_{ex}$ - součet energií všech částic, jež daný objem opustily; ΣQ - součet všech změn klidových energií jader a elementárních částic při jaderných přeměnách, k nimž došlo v daném objemu). Jednotkou absorbované dávky je $[J.kg^{-1}] = [Gy]$ - Gray (absorbuje-li 1 kg hmoty energii 1 J).

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \qquad \varepsilon = \Sigma\varepsilon_m - \Sigma\varepsilon_{ex} + \Sigma Q$$

- Dávkový příkon je poměr přírůstku dávky dD za čas dt . Vyjadřuje okamžitou velikost absorbované dávky za jednotku času. Jednotkou je $[Gy.s^{-1}]$, $[mGy.h^{-1}]$, $[\mu Gy.h^{-1}]$.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

- Kerma (*Kinetic Energy Released in Matter*) K charakterizuje nepřímo ionizující záření (nenabitě částice) jako součet počátečních kinetických energií nabitých částic vzniklých interakcemi částic nepřímo ionizujícího záření dE_k v prostředí o jednotkové hmotnosti dm (je-li energie dopadajícího záření menší než 3 MeV lze veličinu K nahradit absorbovanou dávkou D) (20). Jednotkou kermy je $[J.kg^{-1}] = [Gy]$ - Gray.

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

- Kermový příkon je přírůstek kermy dK za čas dt . Jednotkou je $[\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}]$.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

- Expozice X (definována výhradně jen fotonové záření ve vzduchu) je dána poměrem dQ absolutní hodnoty celkového elektrického náboje iontů jednoho znaménka vzniklých v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti dm (v praxi se používá v metrologii pro etalonáž ionizujícího záření, místo ní se doporučuje používat kermu ve vzduchu či ve tkáni). Jednotkou expozice je coulomb na kilogram $[\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}]$.

$$X = \frac{|dQ|}{dm}$$

- Expoziční příkon je přírůstek expozice dX za časový interval dt . Jednotkou je $[\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}]$.

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

4.1.2 Radiační ochrana

Úkolem radiační ochrany je monitorování zevního ozáření. Využívá se následujících veličin.

- Ekvivalentní dávka H_T sčítá příspěvky absorbovaných dávek jednotlivých druhů záření. Je definována jako součet součinů absorbované dávky ve tkáni D (průměrná dávka absorbovaná v orgánu nebo ve tkáni T vyvolaná ionizujícím zářením typu R) a radiačního váhového faktoru w_R , jehož hodnoty závisí na druhu a energii dopadajícího záření (např. pro fotony RTG všech energií platí $w_R = 1$). Slouží k limitování ozáření. Jednotka ekvivalentní dávky je sievert [Sv], rozměr $[J.kg^{-1}]$.

$$H_T = \sum_R (w_R \cdot D_{T,R})$$

- Efektivní dávka E je dána součtem všech vážených ekvivalentních dávek H_T ve všech orgánech lidského těla. Slouží k posuzování rizika nežádoucích účinků ionizujícího záření. Dle české legislativy slouží jako primární limit (20). Veličinu nelze přímo změřit. Stanovuje se pomocí vhodných konverzních faktorů nebo pomocí vhodného výpočetního programu (35) (H_T - ekvivalentní dávka v orgánu či tkáni T, w_T - tkáňový váhový faktor pro orgán nebo tkáň T) (tabulka č.12). Jednotka efektivní dávky je sievert [Sv], rozměr $[J.kg^{-1}]$.

$$E = \sum_T (w_T \cdot H_T) \quad E = \sum_T w_T \cdot \left(\sum_R (w_R \cdot D_{T,R}) \right)$$

Tabulka č.12 – tkáňové váhové faktory tkání v oblasti hlavy a krku (20)

| tkáňe a orgány | w_t |
|----------------|-------|
| štítná žláza | 0,05 |
| kůže | 0,01 |
| oční čočka | 0,01 |
| mozek | 0,01 |

- Dávkový ekvivalent H je definován jako součin absorbované dávky D v uvažovaném bodě tkáňe a jakostního činitele Q, který charakterizuje různou

kvalitu záření z hlediska jeho biologického účinku; závisí na lineárním přenosu energie (LET). Veličina slouží k měřením a výpočtům (13). Dle české legislativy slouží jako odvozený limit. (D_L - rozdělení dávky v daném bodě dle LET). Jednotkou dávkového ekvivalentu je sievert [Sv], rozměr [$J \cdot kg^{-1}$].

$$H = D \cdot Q \qquad H = \int_L Q(L) D_L dL$$

- Příkon dávkového ekvivalentu je přírůstek dávkového ekvivalentu dH za časový interval dt . Jednotkou je [$Sv \cdot s^{-1}$]

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt}$$

- Osobní dávkový ekvivalent $H_p(d)$ je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce d . Používá se k měření (dozimetrem) při monitorování osob a prostředí a k limitování ozáření (v hloubce 10mm hluboký dávkový ekvivalent - $H_p(10)$ pro pronikavé záření; v hloubce 0,07mm mělký dávkový ekvivalent - $H_p(0,07)$ pro nepronikavé záření β).

4.1.3 Ochrana před zevním ozářením

Ochrana před ionizujícím zářením vychází ze tří jednoduchých základních principů.

- Ochrana časem vychází z faktu, že účinky záření jsou úměrné dávce. Redukuje-li se doba ozáření, redukuje se i dávka.
- Ochrana vzdáleností je založena na poznatku, že u bodových zdrojů ionizujícího záření se dávka snižuje se čtvercem vzdálenosti.

- Stínění vede ke snížení dávek. Ke stínění slouží speciální ochranné pomůcky (záření lze částečně odstínit materiály s vysokým protonovým číslem Z - olovo, baryum).
- Pro redukci kolektivní dávky je snaha o snížení počtu ozářených osob.

4.1.3.1. Možnost snížení radiační zátěže

Kvalita zobrazení nových přístrojů se neustále zvyšuje. Nové lékařské postupy umožňují lékařům provádět stále složitější výkony, o kterých dříve neuvažovali. Vysoká kvalita obrazu a delší skiaskopické časy však stále znamenají radiační zátěž pro pacienty i personál. Cílem celého intervenčního týmu by mělo být zlepšení pacientova zdravotního stavu a zároveň minimalizace jeho radiační zátěže (63).

U DSA je možno snížit dávky zkrácením doby skiaskopie. Vhodné je používat režim pulzní skiaskopie, kontinuální skiaskopii jen na výslovnou žádost vyšetřujícího lékaře a jen na nezbytnou dobu. Proud rentgenky by měl být co nejnižší, napětí co nejvyšší (kompromis dobrého snímku a nízké dávky pro pacienta). Důležité je důsledně používat vhodné clony, dávky jsou úměrné ozařovanému objemu. Vzdálenost zesilovač (detektor) - objekt by měla být co nejkratší (vzdálenost rentgenky co nejdále od pacienta). Poloha rentgenky pod stolem při skiaskopii vede ke snížení množství rozptýleného záření. ZOOM by se měl používat jen po nezbytnou dobu (vede ke zvyšování dávek). U DSA je žádoucí používat krátké scény, nízkou frekvenci snímků, u diagnostických cévních výkonů využívat zpoždění.

U vyšetření CT je možno manipulovat s kV a mA a tak zásadně snížit dávku. Většinou však dojde ke zhoršení kvality výsledných obrazů, což nemusí stačit ke stanovení správné diagnózy. Je vhodné omezit počty skenů na minimum. Nové CT přístroje mají propracovaný systém optimalizace radiační zátěže. Z prvního topogramu se odečte denzitní profil. Dle zvoleného poměru signál / šum dochází následně během akvizice k regulaci (optimalizaci) dávky podle průměru vyšetřované oblasti. Zaručuje to získání kvalitních obrazů s použitím co nejnižší dávky pro pacienta. Pokud má pacient podstoupit několik vyšetření před plánovanou intervencí (např. embolizace aneuryzmatu, implantace stentgraftu), je vhodné co nejvíce vyšetření provést na magnetické rezonanci.

Personál by měl dodržovat nošení zástěr z olovnaté gummy, ochranných krčních límců a ochranných brýlí s olovnatým sklem. Přístroje je možno vybavit ochrannými závěsy z olovnaté gummy. Je-li operatér při skiaskopii blízko u pacienta, měl by též používat ochranné plexisklové štíty se stropním závěsem.

Principem ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) a zaváděním systému jakosti se dosahuje optimalizace radiační ochrany na pracovišti. Velikost individuální dávky a počet osob vystavených záření by měla být tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout.

4.2 Hodnocení zevního ozáření

Zevní ozáření je důležitou expoziční cestou. Na celkové efektivní dávce obyvatel se podílí zhruba z jedné poloviny. Největší příspěvek tvoří přírodní pozadí a zdravotnické expozice. U pracovníků se zdroji ionizujícího záření je podíl zevního ozáření na kolektivní dávce v důsledku jejich pracovní činnosti ještě vyšší. Úkolem radiační ochrany je monitorování zevního ozáření, interpretace měřených veličin a jejich hodnocení. Následně stanoví opatření k odstranění, omezení či regulaci ozáření.

Hlavním cílem radiační ochrany je snížit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na přijatelnou úroveň a zabránit vzniku deterministického poškození.

Stochastické účinky způsobují radiačně indukované rakovinné a genetické následky (příloha č. 28). Předpokládá se, že mohou nastat po jakkoliv malém ozáření. Jejich komplexním měřítkem je efektivní dávka posuzovaná vzhledem k limitům. Pravděpodobnost zdravotní újmy též závisí na věku a celkovém zdravotním stavu postiženého.

Deterministické účinky nastávají po ozáření tkáně dávkou větší než je prahová dávka pro danou tkáň (příloha č. 28). K limitaci a regulaci ozáření a vzniku deterministických účinků se používá ekvivalentní dávka v orgánu či tkáni H_T . Pro zevní ozáření jsou těmito tkáněmi kůže a oční čočka.

Při výpočtu orgánových či tkáňových dávek se využívá matematických reprezentací lidského těla označovaných MIRD fantomy (13). Používají se ve spojení s výpočetními technikami Monte Carlo.

5. Cíle práce a hypotézy

Cíl I.

Cílem mé bakalářské práce bylo zjistit roli radiologického asistenta v procesu diagnostiky a endovaskulární léčby mozkových výdutí.

Hypotéza I.

Předpokládám, že role radiologického asistenta v procesu diagnostiky a endovaskulární léčby je vysoce specifická a nezastupitelná.

Cíl II.

Zjistit a zhodnotit radiační zátěž pacientů, kteří se podrobili endovaskulární léčbě na Radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Na Homolce.

Hypotéza II.

Předpokládám, že při použití přístroje Siemens Axiom Artis dojde, v porovnání s přístrojem Siemens Multistar, ke snížení radiační zátěže pacientů, zkrácení celkových skiaskopických časů, a snížení množství podané kontrastní látky při endovaskulární léčbě mozkových výdutí na Radiodiagnostickém oddělení Nemocnice Na Homolce.

6. Metodika

6.1 Metodika I

Je-li použita kombinace více výzkumných metod, je možno ověřit problém z několika aspektů. Při ověřování hypotézy I. jsem použil jednak metodu teoretického výzkumu pomocí analýzy a syntézy informací z dostupných pramenů (tj. studium literatury, zhotovování výpisků, jejich třídění a registrace). Dále jsem použil metodu empirického výzkumu prostřednictvím pozorování, jež jsem prováděl během praktické výuky na radiodiagnostických odděleních. Nejprve šlo o pozorování nestrukturované, kdy jsem sledoval činnost radiologických asistentů na radiodiagnostickém pracovišti obecně. Později jsem používal pozorování strukturované (5), přímo zaměřené na danou problematiku, kdy jsem se specializoval na postupy radiologických asistentů při endovaskulární léčbě mozkových výdutí. Po získání dostatku informací jsem je analyzoval a interpretoval.

6.2 Metodika II

V lednu 2007 byl na Radiodiagnostickém oddělení nemocnice na Homolce spuštěn nový DSA komplet Axiom Artis firmy Siemens. Je to první přístroj tohoto typu v České republice. Je vybaven dvěma C rameny umožňujícími biplanární zobrazení snímání vybrané oblasti ze dvou rovin současně během jedné aplikace KL. Umožňuje též 3D DSA. Je vybaven digitálními snímači obrazu - plochými detektory (*Flat Panel*).

Do konce roku 2006 se na oddělení využíval při diagnostice a endovaskulární léčbě DSA komplet Siemens Multistar s rokem výroby 2000. Od ledna 2007 se endovaskulární léčba provádí již pouze na novém Axiomu.

Jelikož jsem na tomto pracovišti vykonával svou školní praxi v roce 2006 i 2007, využil jsem možnost porovnat parametry endovaskulární léčby u obou zmíněných angiografických kompletů stejné značky.

Do sledovaného souboru jsem zařadil pacienty, kteří prodělali endovaskulární léčbu mozkových výdutí pomocí coilů (embolizaci) od ledna roku 2006 do

1. května 2007. V provozních denících jsem vyhledal data celkem 26 pacientů, 20 bylo operováno na kompletu Multistar v roce 2006. Od 1. ledna 2007 do 1 května 2007 bylo (již na novém) přístroji Axiom Artis operováno 6 pacientů.

Údaje získané z provozních deníků jsem tabeloval. Dávky ionizujícího záření jsem přepočtl na celkové efektivní dávky a orgánové dávky pomocí počítačového programu Effdose, který mi byl poskytnut paní Ing. Marcelou Žákovou, radiologickou fyzičkou Nemocnice Na Homolce.

7. Výsledky

7.1 Výsledky hypotézy I.

- Činnost radiologického asistenta při diagnostice mozkových výdutí

Radiologický asistent je nedílnou součástí radiologického týmu spolu s lékařem (intervenčním radiologem) a zdravotními sestrami. Při vyšetření pracuje zcela samostatně. Při náročných diagnostických výkonech může asistovat lékaři a do jisté míry nebo úplně nahradit roli sestry. Před vyšetřením spolu s lékařem komunikuje s pacientem, seznámí jej s průběhem celého vyšetření a informuje jej o možných komplikacích. Dobře informovaný a klidný pacient v průběhu vyšetření lépe spolupracuje, což příznivě ovlivňuje celkový průběh vyšetření, zejména náročných intervenčních výkonů. Hlavní činností radiologického asistenta je bezesporu obsluha vyšetřovací techniky, k čemuž je odborně vyškolen. Podle principů radiační ochrany vhodným nastavením parametrů vyšetření snižuje dávku záření pro pacienta i personál na nejnižší možnou míru. Volí vhodné vyšetřovací protokoly tak, aby byly zhotoveny co nejkvalitnější snímky. Zadává osobní údaje pacienta do přístroje, zpracovává a odesílá zhotovené snímky do PACSu. Při podávání kontrastních látek obsluhuje tlakovou pumpu a spouští akvizici dle instrukcí lékaře. Vede záznamy o parametrech vyšetření v provozním deníku přístroje.

- Činnost radiologického asistenta při endovaskulární léčbě mozkových výdutí

Endovaskulární výkony provádí tým vedený invazivním neuroradiologem. Asistenci mu provádí sestra instrumentářka. Oba jsou sterilně oblečeni. Druhá zdravotní sestra pak plní roli tzv. obíhající sestry. Podává potřebné instrumentárium ze skladu na sterilní stolek asistující sestře a lékaři. Radiologický asistent obsluhuje DSA a ovládá tlakovou pumpu. Zpracovává získané snímky a konzultuje je s lékařem. Posílá snímky

požadované lékařem na monitor na intervenčním sálku. Snímky slouží k orientaci lékaře při intervenci.

Velmi důležitým úkolem radiologického asistenta je průběžné a přesné vedení záznamů o parametrech vyšetření do provozního deníku. Údaje zde uvedené slouží ke zpětné kontrole a výpočtům dávek, které pacienti během intervence obdrželi. Slouží též jako úřední doklad, který vyžaduje SURO pro své kontroly.

Nezbytná je vzájemná spolupráce a profesionalita všech členů týmu. Mnohdy se role radiologického asistenta prolíná s funkcí obíhající sestry, či naopak obíhající sestra obsluhuje tlakovou pumpu. Většinou je to přínosné k souhře celého týmu. Dobrá spolupráce a profesionalita vede ke zkrácení skiaskopických časů i celkového času intervence.

7.2 Výsledky hypotézy II.

Získané údaje jsem tabeloval (Příloha č. 30, 31). V tabulkách č. 13, 14 v přílohách jsou uvedeny nejen aritmetické průměry ale i hodnoty mediánů. Medián je vhodný použít ke stanovení úrovně proměnné v souboru chceme-li oddělit vliv extrémních hodnot.

V roce 2006 se podrobilo embolizaci na DSA kompletu Siemens Multistar 20 pacientů (18 žen, 2 muži), nejstarší pacientce bylo 70 let, průměrný věk byl 53 let. V roce 2007 (od ledna do 1. května) se podrobilo na DSA kompletu Siemens Axiom Artis 6 pacientů (4 ženy, 2 muži), nejstarší pacientce bylo 59 let, průměrný věk byl 46 let. Porovnáme-li hodnoty mediánu roků narození obou skupin, je patrné, že v obou skupinách je téměř stejný - 1953.

DAP byl u kompletu Multistar průměrně 206 Gy.cm^2 (medián $182,5 \text{ Gy.cm}^2$), maximum $510,7 \text{ Gy.cm}^2$. U Axiomu Artis asi 100 Gy.cm^2 (medián $90,8 \text{ Gy.cm}^2$), maximum $161,8 \text{ Gy.cm}^2$. U nového přístroje je DAP o polovinu menší.

Hodnota napětí rentgenky je u obou DSA kompletů téměř stejná (medián 80 kV).

Průměrné skiaskopické časy se u obou přístrojů lišily jen málo. U Multistaru to bylo 28 min (medián 23,6), maximální skiaskopický čas byl 86,3 minut.

U Axiom Artis byl průměrný skiaskopický čas 36 min (medián 34,4), maximální skiaskopický čas byl 60,1 minut.

Průměrné množství podané kontrastní látky se též lišilo jen velmi málo. U Multistaru je to 142,5 ml, u Axiom Artis je to 158,3 ml. Mediány jsou u obou přístrojů stejné – 150 ml.

Hodnota průměrné efektivní dávky u Multistaru byla 6,4 mSv a od mediánu se téměř neliší. Maximální efektivní dávka dosáhla 15,4 mSv. U přístroje Axiom Artis je průměrná efektivní dávka 3 mSv (medián 2,6 mSv), maximum 5,05 mSv.

Dávka na kůži v oblasti hlavy u Multistaru byla průměrně 23,6 mGy (medián 22 mGy), maximum 58 mGy. U Axiomu byly hodnoty opět o polovinu menší – 11,39 mGy (medián 10,2 mGy), maximum 18,5 mGy.

Dávka na štítnou žlázu byla u Multistaru průměrně 16,7 mGy (medián 15,8 mGy), maximum 39,4 mGy. Axiom Artis měl průměrnou dávku 7,9 mGy (medián 6,6 mGy), maximum 18,5 mGy.

Dávka na oční čočku byla u Multistaru průměrně 7,6 mGy (medián 7 mGy), maximum 17,4 mGy. Dávky u Axiomu Artis byly průměrně 3,5 mGy (medián 2,9 mGy), maximum 5,9 mGy.

Zastoupení aneuryzmat dle jejich lokalizace je uvedeno v grafu č. 5

8. Diskuse

8.1 Diskuse I.

Meziborové vzdělání radiologického asistenta zahrnuje znalosti z biologie, anatomie, ošetrovatelství, humanitních věd (psychologie, filozofie), fyziky, radiační ochrany a znalost stavby a obsluhy zobrazovací techniky. Je oprávněn vykonávat práci bez odborného dohledu. Je platným členem týmu pracovníků radiodiagnostického oddělení. Používání sofistikované diagnostické techniky v intervenční radiologii a rychlý vývoj moderních technologií klade vysoké nároky na odbornost. Z výsledků uvedených v kapitole 7.1 je patrné, že role radiologického asistenta je v dnešní době nezastupitelná.

8.2 Diskuse II.

Z provozních deníků jsem získal údaje o roce narození pacientů, jejich pohlaví, parametry vyšetření (kV, mAs), celkový skiaskopický čas, DAP (P_{KA}) (Gy/cm^2), množství použité KL tak, jak byly zaznamenány radiologickými asistenty. Bližší informace o lokalizaci aneuryzmat a průběhu intervence jsem získal z lékařských zpráv z nemocniční sítě. Hmotnost pacientů se mi nepodařilo zjistit, v provozních denících se nezaznamenává. Při intervencích v oblasti hlavy však závislost dávky na hmotnosti pacienta nepředpokládám.

Hodnoty DAP (P_{KA}) - (*Dose Area Product* – součin kermy a plochy) měří přístroj sám pomocí zabudovaných měřičů.

Pro posouzení rizika nežádoucích účinků záření (stochastických a deterministických) v rentgenové diagnostice a intervenční radiologii je nutno stanovit hodnoty efektivní dávky (35). U intervenčních výkonů je třeba uvažovat zejména riziko deterministických účinků, proto je zde důležitou veličinou navíc maximální povrchová dávka pro kůži, jež se porovnává s toleranční hodnotou. Pro jejich stanovení (výpočet) se používá vhodných konverzních faktorů nebo vhodný výpočetní program.

Literatura (32, 35) doporučuje pro stanovení efektivní dávky pro rentgenové zobrazovací modality (mimo CT) použít výpočetního programu PCXMC (*PC program for X-ray Monte Carlo*), nebo jiný vhodný program, popřípadě výpočet pomocí tabulek. Program PCXMC (26, 36) vyžaduje zadat velmi podrobně parametry vyšetření (projekce, vzdálenost ohnisko – kůže (SSD), výška a hmotnost pacienta aj.). Všechny tyto hodnoty se mi však u většiny pacientů nepodařilo zjistit, neboť se do provozních deníků nezaznamenávají. Tento program též není uzpůsoben k simulaci složitých skiaskopických vyšetření.

Proto jsem se rozhodl použít program Effdose Version 1.0 NBoH Denmark, který je daleko jednodušší a k mým záměrům se jevil jako naprosto dostačující. Do programu je třeba zadat hodnoty kV, filtrace rentgenky (mm Al), projekce, vyšetřovaná část těla a DAP.

Hodnoty filtrace rentgenky jsem zjistil z protokolů o přejímacích zkouškách. U přístroje Siemens Multistar byla filtrace 3,6 mm Al. Nový přístroj Siemens Axiom Artis má dvě C - ramena, každé s vlastní rentgenkou a tedy i filtrací. Pro DSA se více používá rameno - A s filtrací 3,6 mm Al. Orientace vyšetřovací projekce během skiaskopického vyšetření hlavy se značně mění, z provozních deníků je nelze zpětně dohledat (tento údaj se nezaznamenává). Nejčastěji používanou je však šikmá PA projekce (dle Towna) (rentgenka pod stolem, osa zesilovač - rentgenka orientována šikmo kraniokaudálně). V programu jsem zvolil přednastavenou projekci nejvíce odpovídající použití ve skutečnosti. Tou byla projekce PA 24 x 30 cm.

Po zadání vstupních dat program vypočetl celkové efektivní dávky a dávky v jednotlivých orgánech v oblasti hlavy a krku (kůže, oční čočka, štítná žláza).

Z výsledků vyplývá, že průměrný věk pacientů je řádově stejný – 53 let. Hodnoty DAP a tedy i efektivní dávky, dávky na kůži a štítnou žlázu jsou u DSA kompletu Axiom Artis ve srovnání s Multistarem snižené více než o polovinu. Hypotéza o snížení dávek se tedy potvrdila. Lepší vypovídající hodnotu zde mají mediány, neboť odfiltrují vliv extrémních hodnot (maxima a minima).

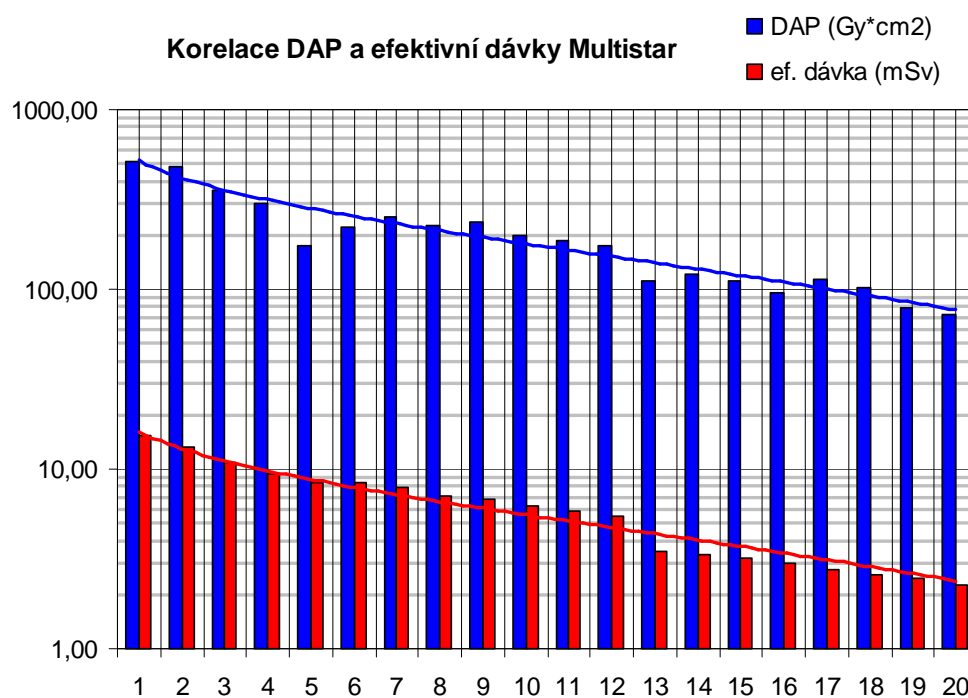
Snížení dávek je způsobeno použitím plochých detektorů (*Flat Panel*) s přímou digitalizací obrazu. U klasických analogových zesilovačů se při zvětšení (zoom) zvyšuje

napětí rentgenky (kV) a dávky záření prudce stoupají. Z provozních deníků není možné zjistit kdy a k jakému použití zoomu dochází, tato data se nezaznamenávají. Axiom Artis je již vybaven softwarem, který automaticky zaznamenává parametry vyšetření (poloha stavu, časy skiaskopie, napětí a proud rentgenky, DAP, dávky aj). Zapisování všech těchto údajů radiologickými asistenty do provozních deníků je v běžné praxi naprosto nemožné. Data zaznamenaná automaticky v elektronické podobě jsou přehlednější, přesnější a zpětně slouží ke sledování a stanovení radiační zátěže pacientů.

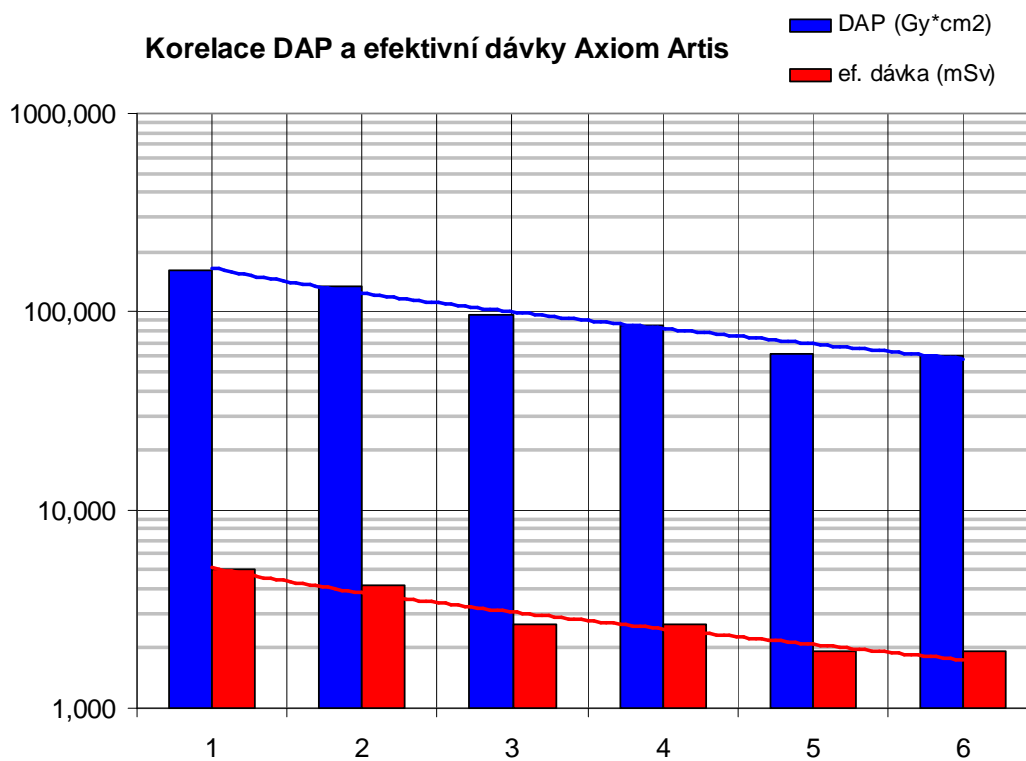
Grafy č. 2 a 3 zobrazují korelaci DAP (součinu kerry a plochy) a vypočtené efektivní dávky. Spojnice trendu ukazují, pokles efektivní dávky s DAP. Grafy č. 4 a 5 srovnávají i skiaskopické časy. V grafu č. 4 je patrné, že skiaskopické časy se značně mění (pokles v případe 2, 3, 4, 16, 20) i když DAP roste stále vysoké. Zde může hrát roli pulzní skiaskopie a zoom, který u přístroje Multistar zvyšuje napětí (kV) rentgenky. Zvyšuje se pak radiační zátěž. V grafu č. 5 je vidět zajímavý jev. DAP i efektivní dávky klesají navzdory téměř dvojnásobnému prodloužení celkového času skiaskopie. Protože Axiom Artis je vybaven plochými detektory (*flat panel*), zoom je zde digitální a nedochází k zvýšení kV v rentgence. Detektory jsou velmi citlivé a poskytují detailní zobrazení i v režimu pulzní skiaskopie s nízkou frekvencí s daleko menšími dávkami záření než je tomu u Multistaru. Je zde jasně patrné, že použití plochých digitálních detektorů vede k značnému snížení radiační zátěže.

Za nízké radiační dávky považuje většina radiologů dávky, které jsou až stonásobně vyšší, než jsou průměrné roční radiační dávky ve světě, tj. kolem 200 - 250 mSv/rok. Ze studií vypracovaných UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) vyplývá, že nelze prokázat riziko vzniku dodatečných případů rakoviny až do radiačních dávek 200 mSv. V rámci výzkumů bylo dále zjištěno, že k prvním příznakům zdravotních potíží dochází při dávkách vyšších než 500 mSv. Průměrné ani maximální efektivní dávky a orgánové dávky z tabulek č. 13, 14 (příloha č. 30, 31) nepřekročily prahové hodnoty dle tabulky č. 9. a 11.

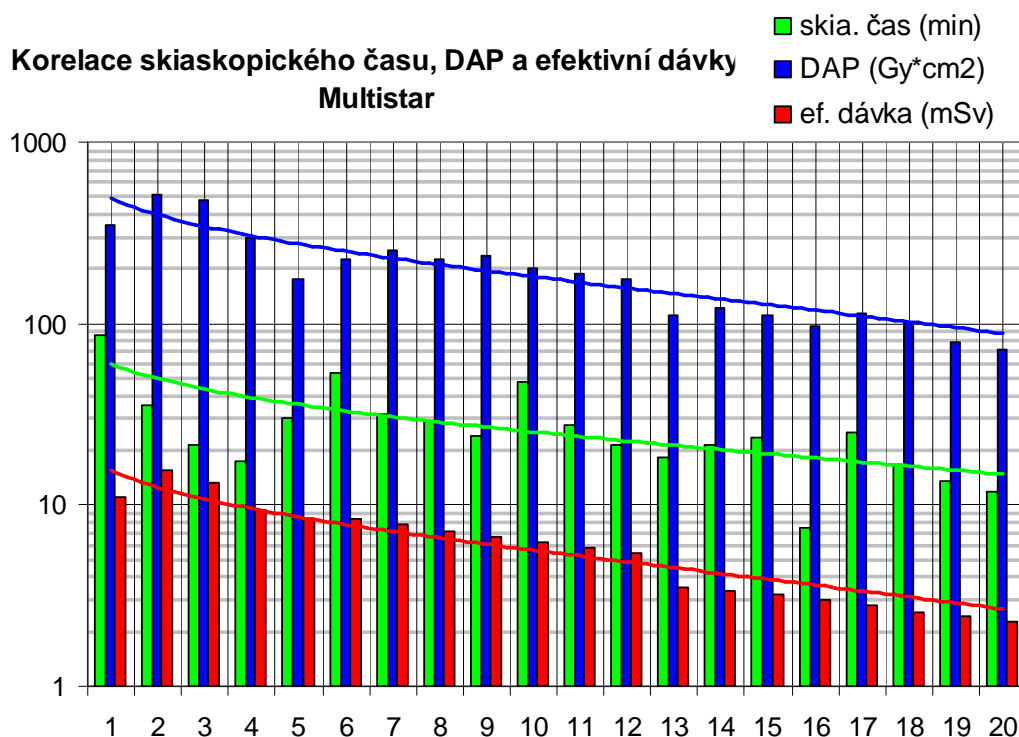
Graf č. 1 – korelace DAP a efektivní dávky Multistar



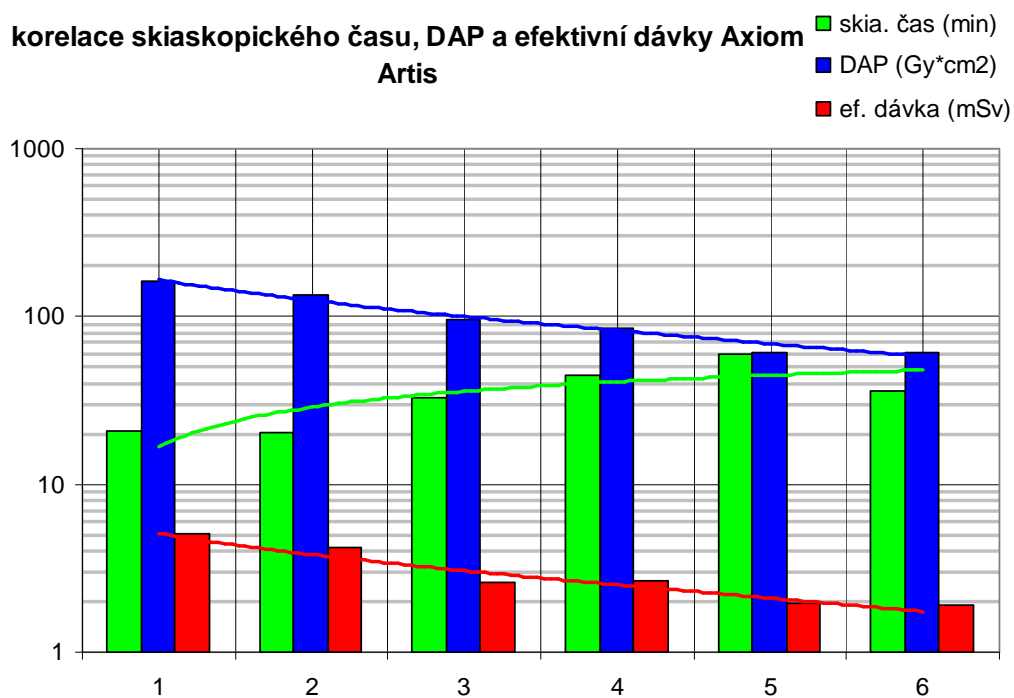
Graf č. 2 – korelace DAP a efektivní dávky Axiom Artis



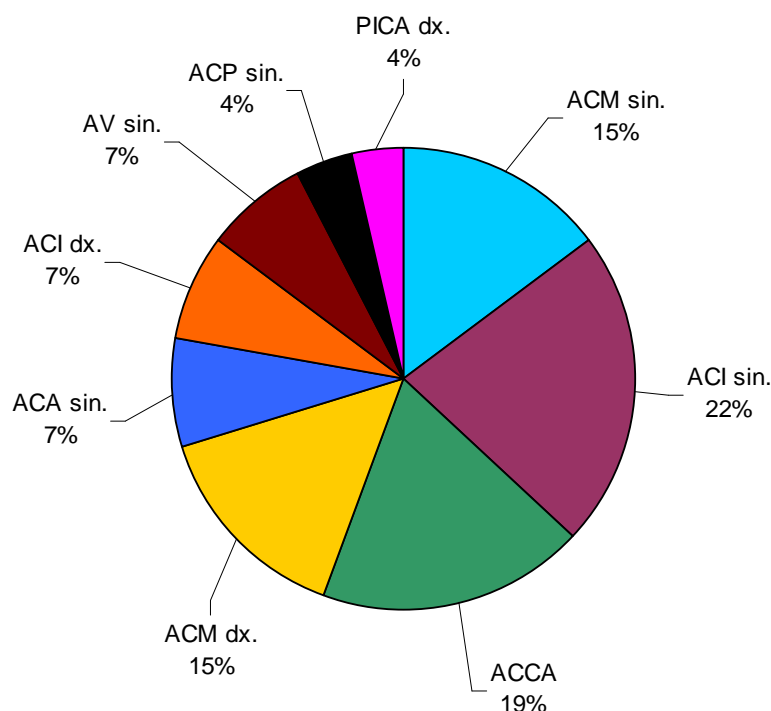
Graf č. 3 - korelace skiaskopického času, DAP a efektivní dávky Multistar



Graf č. 4 – korelace skiaskopického času, DAP a efektivní dávky Axiom Artis



Graf č. 5 – zastoupení aneuryzmat dle lokalizace



Z tabulky č. 14 v přílohách a grafu č. 4 vyplývá, že nedošlo ke snížení celkových skiaskopických časů na Axiom Artis. Opakem byl jeho nárůst o 10 minut. Může to být způsobeno malým souborem pacientů, kteří byli od spuštění doposud embolizováni. Axiom Artis byl v době výzkumu v provozu teprve třetí měsíc. Je též možné, že dosud nedošlo k úplnému seznámení a souhře obsluhy a lékařů s přístrojem, jehož možnosti a obsluha jsou velmi sofistikované. Hypotéza o snížení skiaskopických časů se nepotvrdila. Přesto předpokládám, že po určité době ke zkrácení skiaskopických časů dojde.

Sledování množství podané kontrastní látky se ukázalo být velmi obtížné. Při běžném provozu není možné přesně sledovat množství skutečně podané kontrastní látky. V provozních denících jsou údaje zaznamenány jen přibližně. Nejpoužívanější KL byly Optiray 300 a Iomeron 300. Srovnáním tabelovaných hodnot vyplývá, že došlo k mírnému nárůstu množství podané KL u Axiom Artis o 15 ml. Hodnoty mediánů jsou však v obou případech stejné. Hypotéza o snížení množství KL se nepotvrdila.

Opět se domnívám, že zde hraje roli malý soubor pacientů na Axiom Artis a že ke snížení množství KL teprve dojde.

Graf č. 5 zobrazuje zastoupení aneuryzmat dle jejich lokalizace. Výsledky korelují s poznatky z literatury uváděnými v kapitole 1.7 – embolizovaná aneuryzmata se vyskytovala častěji v přední cirkulaci Willisova okruhu.

9. Závěr

Bakalářská práce podrobně rozebírá problematiku diagnostiky a endovaskulární léčby mozkových výdutí. Zabývá se důkladně etiologií a patogenezí SAK. Detailně se zaměřuje na popis používaného instrumentária a na metody endovaskulární léčby. Shrnuje informace z odborné lékařské literatury z posledních let. Popisuje činnosti radiologického asistenta při diagnostice a endovaskulární léčbě mozkových výdutí. Uvádí rovněž poznatky získané na základě vlastních zkušeností autora z praxe na radiodiagnostických odděleních. Text tvoří ucelený přehled procesu diagnostiky a endovaskulární léčby mozkových výdutí z pohledu radiologického asistenta. Může posloužit studentům oboru radiologický asistent jako zdroj informací o této problematice.

Výzkumná část je zaměřena na zjištění a porovnání radiační zátěže pacientů léčených za pomoci dvou typů angiografických kompletů značky Siemens v Nemocnici Na Homolce v Praze. Efektivní dávky, jež jednotliví pacienti obdrželi, byly stanoveny pomocí programu Effdose. Bylo zjištěno, že došlo k snížení radiační zátěže (efektivních dávek) na novém přístroji Axiom Artis, o polovinu ve srovnání s přístrojem Multistar. K významnému zkrácení celkových skiaskopických časů nedošlo. Též snížení množství podané jodové kontrastní látky je nevýznamné. Přesto se prokázal fakt, že použití moderních technologií u zobrazovacích metod vede k významnému snížení radiační zátěže. Toto zjištění je zásadní jak pro pacienty, tak pro personál, který denně s touto technikou pracuje.

10. Použité prameny

1. BOSTON SCIENTIFIC: *Directions for use GDC 360° Coil*. France, Nanterre Cedex: 2005. 23s. 90143884-06 Rev. A
2. ČERNOCH, Z. et al.: *Neuroradiologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 2002. 585 s. ISBN 80-901753-9-2.
3. ČIHÁK, R.: *Anatomie člověka*. III. Díl. 2.vyd. Praha: Grada, 2004. 655s. ISBN 80-247-1132-X.
4. DUCHOŇ, J. et al.: *Lékařská chemie a biochemie*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1984. 714s.
5. FARKAŠOVÁ, D. et al.: *Výzkum v ošetrovatelství*. 1. vyd. Martin: Osveta, 2006. 87s. ISBN 80-8063-229-4.
6. FERDA, J. et al.: *Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002. 663s. ISBN 80-7262-172-6.
7. FERDA, J.: *CT Angiografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004. 608s. ISBN 80-7262-281-1.
8. GANONG, W. F.: *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: H&H, 1999. 681s. ISBN 80-85787-36-9.
9. HÁJEK, M., HERÝNEK, V., KLZO, L. et al.: *Kurz magnetické rezonance pro radiologické asistenty*. CD - ROM, Praha 2005
10. HRAZDÍRA, I.: *Stručné repetitorium ultrasonografie*. 1. vyd. Praha: Audioscan, 2003. 112s.
11. HRAZDÍRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J.: *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. 1. vyd. Brno: Vydavatelství MU, 1999. 142s. ISBN 80-210-2213-2.
12. JEDLIČKA, P., NEBUDOVÁ, J.: *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1989. 312s. ISBN 08-078-89.
13. KLENER, V. et al.: *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. 619s. ISBN 80-238-3703-6.

14. KOLÁŘ, J., AXMANN, K., NEUWIRTH, J.: *Radiodiagnostické techniky s využitím počítačů*. 1.vyd. Praha: Avicenum, 1991
15. Kolektiv autorů: *Neurologie 2003*. 1. vyd. Praha: Triton, 2003. 383s. ISBN 80-7254-431-4.
16. KOPULETÁ, L., KOTZMUNDOVÁ, M.: *Angiografie na magnetické rezonanci*. Praktická radiologie. 2006, č. 4
17. KRAJINA, A., HLAVA, A.: *Angiografie*. 1. vydání. Hradec Králové: Nucleus, 1999. 552s. ISBN 80-901753-6-8.
18. KRAJINA, A et al.: *Intervenční radiologie*. Přepřacované vydání. V tisku 2005
19. KRAJINA, A., PEREGRIN J. H. et al.: *Intervenční radiologie, Miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: A. P. ProgreStisk, 2005. 863s. ISBN 80-86703-08-8.
20. KUNA, P., NAVRÁTIL, L.: *Klinická radiobiologie*. Praha: MANUS, 2005. 222s. ISBN 80-86571-09-2.
21. MARKALOUS, B., CHARVÁT, F. et al.: *Zobrazení hlavy*. 1. vyd. Praha: Maxdorf s.r.o. 2000. 417s. ISBN 80-85912-201.
22. NEKULA, J. et al: *Radiologie*. 3. vydání. Olomouc: Tiskservis Ostrava, 2005. 205s. ISBN 80-244-1011-7.
23. NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J., et al.: *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002. 367s. ISBN 80-7262-160-2.
24. NEUWIRTH, J. et al. *Radiologické nálezy, jak je psát a interpretovat*. 1. vydání. Praha: Triton, 2001, 239s. ISBN 80-7254-159-5.
25. PLAS, J. et al. *Speciální chirurgie, Neurochirurgie*. 1.vyd. Praha: Galén, 2000. 111s. ISBN 80-7262-075-4.
26. TAPIOVAARA, M., LAKKISTO, M., SERVOMAA, A.: *PCXMC – A PC based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations*. Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety (STUK), Helsinki, 1997
27. TROJAN, S. et al.: *Lékařská Fyziologie*. 4 vydání, Praha: Grada, 2003, 771s. ISBN 80-247-0512-5.

28. VÁLEK, V. et. al.: *Moderní diagnostické metody. II.díl Výpočetní tomografie*.
1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998.
84 s. ISBN 80-7013-294-9.
29. VÁLEK, V. et al.: *Moderní diagnostické metody. III. díl, Magnetická rezonance*.
1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996.
43 s. ISBN 80-7013-225-6.
30. WAY, L.,W. et al.: *Současná chirurgická diagnostika a léčba, 2.díl*. 1. vyd.
Havlíčkův Brod: Grada, 1998. 1660s. ISBN 80-7169-397-9.
31. ZÁŠKODNÝ, P.: *Přehled základů teoretické fyziky*. Bratislava: Didaktik, 2005.
264s. ISBN 80-89160-25-5.
32. Vyhláška č.307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.
33. Hung-Chi Yu, J. 3D Digital Subtraction Angiography
http://www.southernhealth.com.au/imaging/publications/3d_dsa.pdf, December
16, 2006
34. <http://www.nitinol.com/3tech.htm>, March 15, 2007
35. stránky fyziků v medicíně - národní radiologické standardy (radiodiagnostika,
intervenční radiologie, <http://www.csfm.cz/index.php?id=148>, February 12,
2007
36. http://www.stuk.fi/sateilyn_kayttajille/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/,
February 12, 2007
37. <http://bjr.birjournals.org/cgi/content/abstract/79/937/56>, January 9,2007
38. <http://user.shikoku.ne.jp/tobrains/exam/Angio/angioVALAT.jpg>, January 12,
2007
39. <http://www.ims.uni-stuttgart.de/phonetik/joerg/sgtutorial/blutversorgung.html>,
January 16, 2007
40. <http://www.medizinfo.de/schlaganfall/aneurysma1.htm>, January 21, 2007
41. http://www.meddean.luc.edu/LUMEN/meded/Radio/curriculum/Neurology/IC_hemorrhage2.htm, January 25, 2007
42. http://www.emedicine.com/pmr/images/454REVD454CT_head_4-25_with_label_3.jpg, January 26, 2007

43. http://www.mghradrounds.org/clientuploads/october_2006/1A_B.jpg, January 27, 2007
44. <http://www.rogue-research.com/epilepsy.html>, January 27, 2007
45. <http://content.answers.com/main/content/wp/en/thumb/6/6b/180px-Ct-workstation-neck.jpg>, February 3, 2007
46. <http://rsna2006.rsna.org/rsna2006/V2006/services/exbdata/1055/images/VisageVR.JPG>, February 6, 2007
47. http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/rg_marcom_FBAs/images/pre_sskits/RSNA2006/SOMATOMSensation_HeadAngioVRT.jpg, February 10, 2007
48. http://www.nipro.co.jp/english/products/img/kokunai_masui02.jpg, February 12, 2007
49. <http://www.cookmedical.com/di/dataSheet.do?id=197>, February 15, 2007
50. <http://www.seattleavir.com/visc2.gif>, March 3, 2007
51. http://image.ec21.com/image/stentech/oimg_GC01655149_CA01655157/ST_Silky__8482;_Sheath_Introducer_Set.jpg, March 5, 2007
52. <http://www.unipa.it/sparacia/professione/rad/img.html>, 6 March, 2007
53. <http://www.ecografiabologna.org/corsi/foto/tcd.gif> 18, 6 March, 2007
54. http://www.cookmedical.com/di/content/lg_thumbnail/di_ksawb.jpg, April 2, 2007
55. <http://www.uams.edu/radiology/info/clinical/aneurysm/treatment.asp>, April 5, 2007
56. <http://www.brainaneurysm.jp/assets/images/pic-3coils.jpg>, 10 January, 2007
57. <http://www.brainaneurysm.jp/assets/images/pic-3coils.jpg>, 10 March, 2007
58. <http://www.ipao.com.mx/coil.jpg>, April 5, 2007
59. http://www.umdnj.edu/cbvweb/Clinical_Service/Endovascular_Service/pic1endocopy.jpg, February 10, 2007
60. http://www.cinn.org/images/enhancepics/cinnreportstories/endovasc_pic4.jpg, April 26, 2007

61. http://www.uams.edu/Radiology/info/clinical/aneurysm/images/aneurysm_before.jpg, January 24, 2007
62. metodických listů intravaskulárního podávání jodových kontrastních látek
http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701_105.pdf, May 5, 2007
63. http://www.suro.cz/cz/publikace/lekarskeozareni/rentgen_8_2006.pdf, May 6, 2007
64. <http://www.sweb.cz/AstroNuklFyzika/RadiacniUcinky.gif>, May 6, 2007
65. <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>, May 7, 2007
66. www.csnm.cz/archiv/Indikacni_kriteria_schvalena_verze_2002.doc, May 9, 2007
67. Geleijns, J, Broerse, J J, & Brugmans, M. J. P. (2004). Health effects of radiation exposure in diagnostic radiology. Radiation protection dosimetry, E3, 19-27, <http://www.gr.nl/pdf.php?ID=1493&p=1>, February 16, 2007

11. Klíčová slova

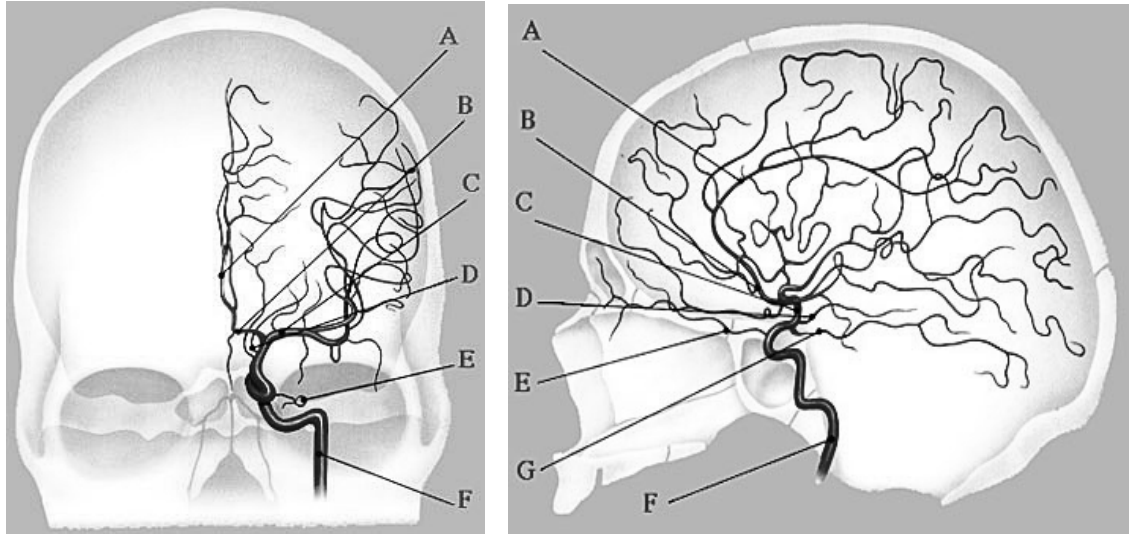
- hemoragické cévní mozkové příhody
- diagnostika aneuryzmat
- výpočetní tomografie
- magnetická rezonance
- digitální subtrakční angiografie
- transkraniální doplerovská ultrasonografie
- endovaskulární léčba mozkových výdutí
- radiační hygiena

Přílohy

1. arteria cerebri interna (ACI)
2. arteria vertebralis (AV)
3. schéma Willisova okruhu
4. výskyt aneuryzmat na tepnách Willisova okruhu
5. CT akutní intracerebrální hematom v pravém temporálním laloku
6. CT ischemické ložisko v oblasti a. cerebri media sinistra
7. CT SAK, vpravo MIP 3D CTA – aneuryzma ACCA způsobující krvácení
8. 2D multiplanar reformatting (MPR) MR skenů mozku (koronální, transverzální, sagitální)
9. 3D CT multiplanar reformatting (MPR)
10. Shaded Surface Display – SSD
11. Volume Rendering Technique (VRT) – Willisův okruh
12. a) vnitřní struktura vodiče
b) zakončení vodičů (rovný konec, konec tvaru J)
c) vodič, katétr, katétr se zavedeným vodičem, pouzdra s uloženými vodiči
13. zakončení angiografických katétrů
14. typy angiografických katétrů
15. sheath s postranní hadičkou s kohoutem, dilatátor vytažený ze sheathu
16. a) T₁W hyperintenzní hemoragické ložisko v pravém temporálním laloku
b) T₂W -izointenzní hemoragické ložisko v pravém temporálním laloku
c) PDW hypointenzní hemoragické ložisko v pravém temporálním laloku
17. TCD - a) transtemporální okno, b) subokcipitální okno
18. TCD - a) transtemporální okno, b) subokcipitální okno
19. Tuohy - Borst adaptér
20. 2D a 3D GDC coily
21. coily s dakronovými vlákny (*fibered coils*)
22. prostá embolizace aneuryzma pomocí coilů
23. remodelační technika s použitím balónku
24. embolizace s použitím stentu

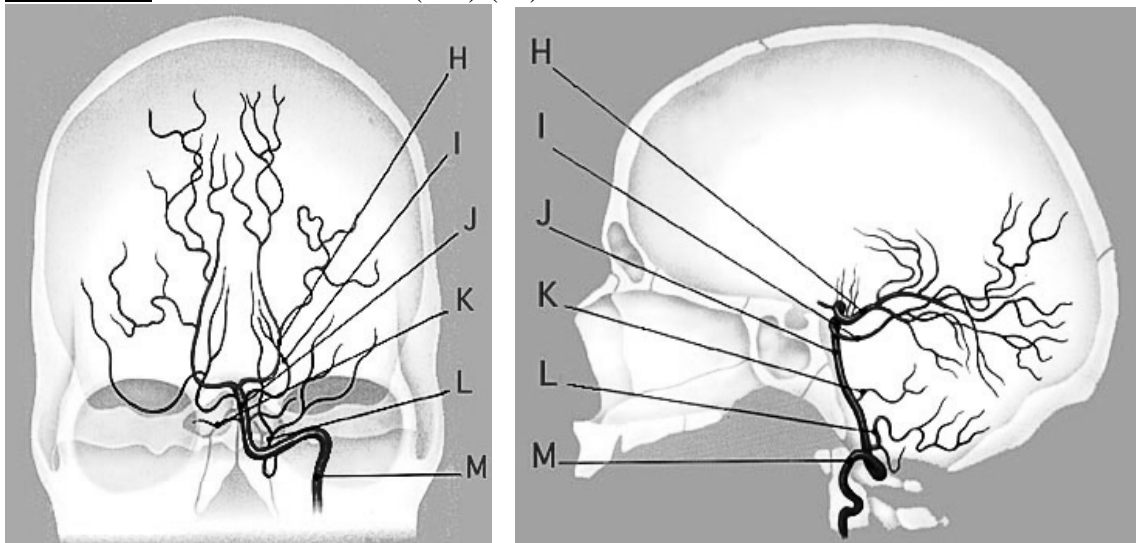
25. embolizace pomocí tekutého polymeru
26. DSA - aneuryzma před a po embolizaci coilu
27. a) 3D DSA VTR – gigantické aneuryzma na AV sin.
b) 3D DSA VRT – stav po embolizaci (coilingu)
28. účinky záření (lineárně závislé - stochastické, prahové – deterministické)
29. účinky ionizujícího záření ve tkáni v závislosti na čase
30. Tabulka č. 13 - údaje pacientů léčených na DSA kompletu Siemens Multistar
31. Tabulka č. 14 - údaje pacientů léčených na DSA kompletu Siemens Axiom Artis

Příloha č. 1 - arteria cerebri interna (ACI) (38)



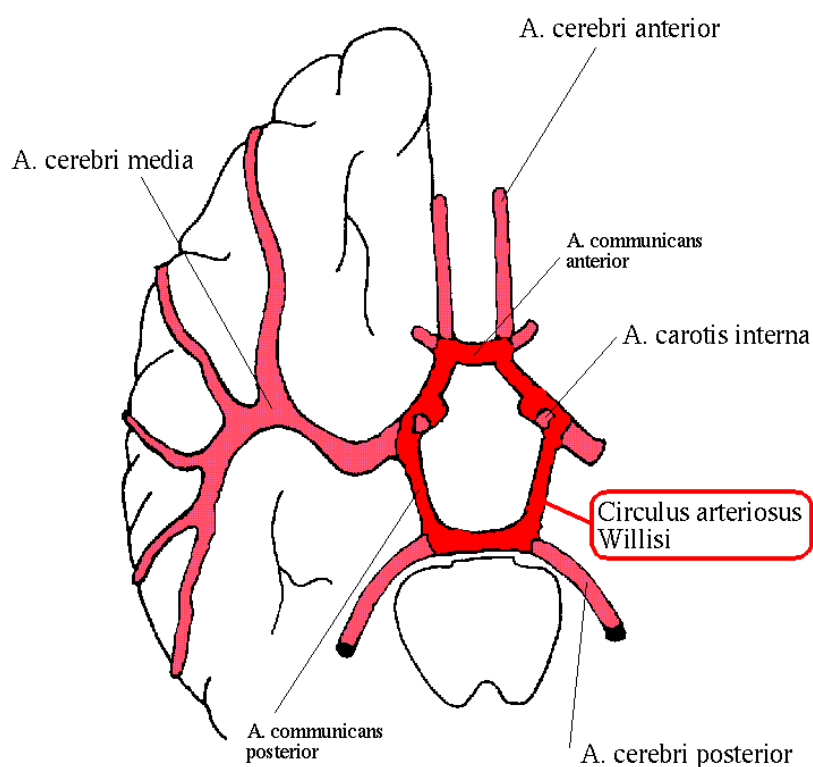
A - a. pericallosa (AP), **B** - a. cerebri anterior (ACA), **C** - a. cerebri media (ACM), **D** - a. choroidea ant., **E** - a. ophthalmica, **F** - a. carotis interna (ACI), **G** - a. cerebri posterior (ACP)

Příloha č. 2 - arteria vertebralis (AV) (38)

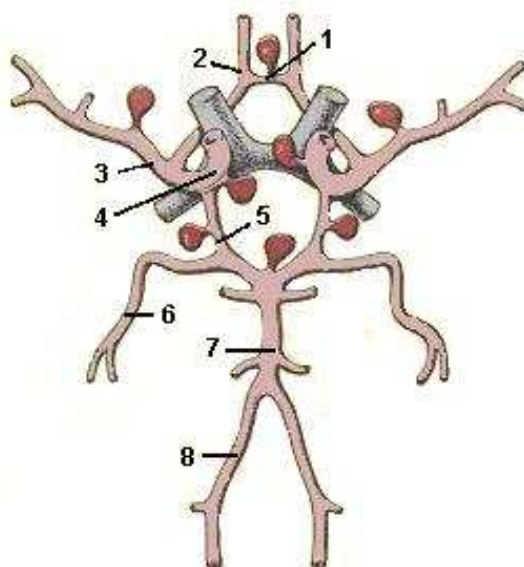


H - a. cerebri posterior (ACP), **I** - a. cerebelli superior (ACBS), **J** - a. basillaris (AB), **K** - a. cerebelli anterior inferior (ACAI), **L** - a. cerebelli posterior inferior (PICA), **M.** - a. vertebralis (AV)

Příloha č. 3 – schéma Willisova okruhu (39)

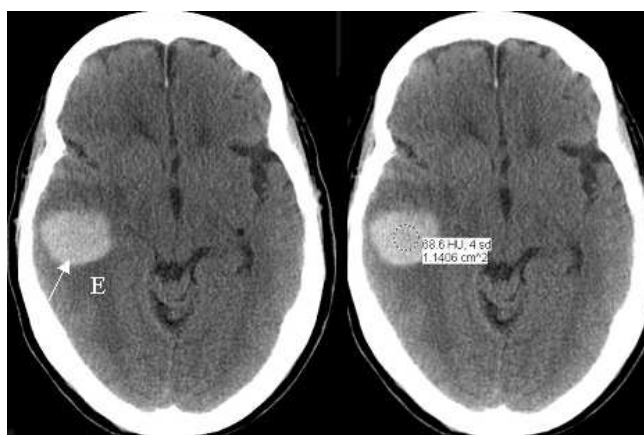


Příloha č. 4 - výskyt aneuryzmat na tepnách Willisova okruhu (40)



- 1 - a. communicans anterior (ACCA), 2- a. cerebri anterior (ACA) (30 -35%),
3 – a. cerebri media (ACM) (20%), 4 - a carotis interna (ACI),
5 - a. communicans posterior (ACCP), 6 - a cerebri posterior (ACP) (30 - 35%),
7 - a. basilaris (AB) (5%), 8 - a vertebralis (AV), (oblast přední cirkulace až 85%)

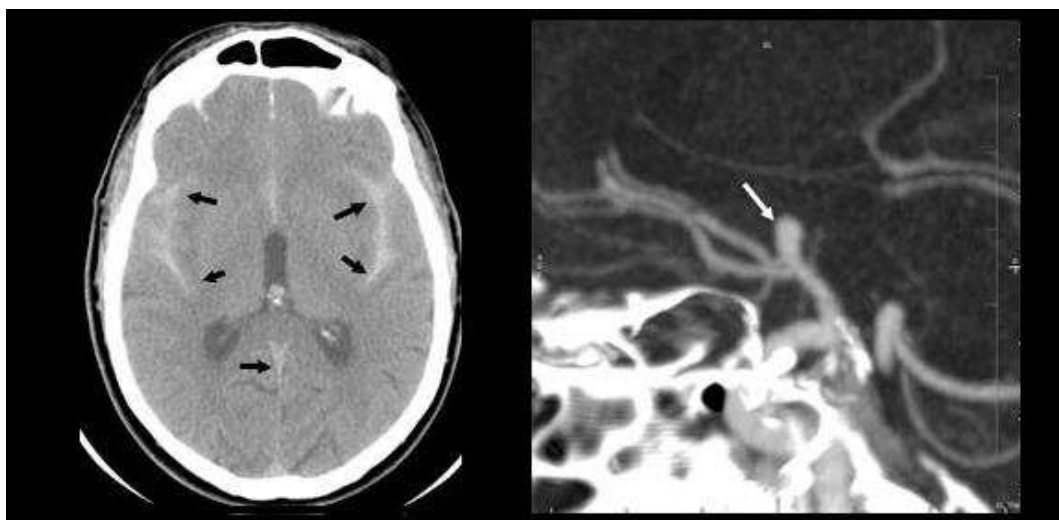
Příloha č. 5 – CT akutní intracerebrální hematom v pravém temporálním laloku (41)



Příloha č. 6 – CT ischemické ložisko v oblasti a. cerebri media sinistra (42)



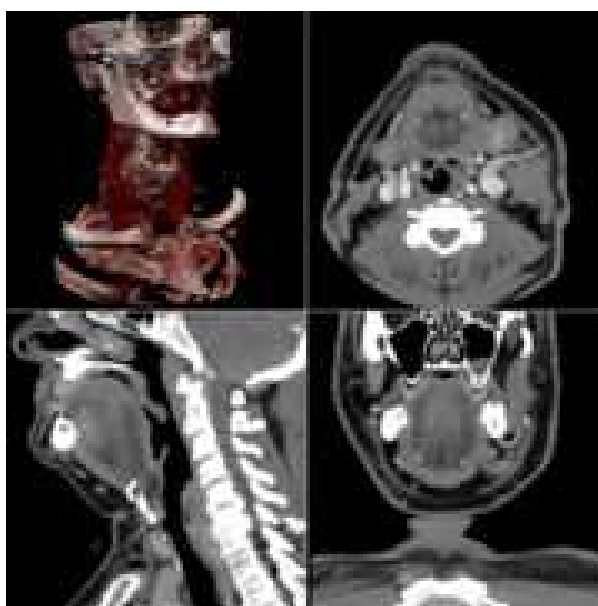
Příloha č. 7 - vlevo CT SAK (černé šipky), vpravo MIP 3D CTA – bílá šipka ukazuje aneuryzma ACCA způsobující krvácení (43)



Příloha č. 8 - 2D multiplanar reformatting (MPR) MR skenů mozku (koronální, transverzální, sagitální) (44)



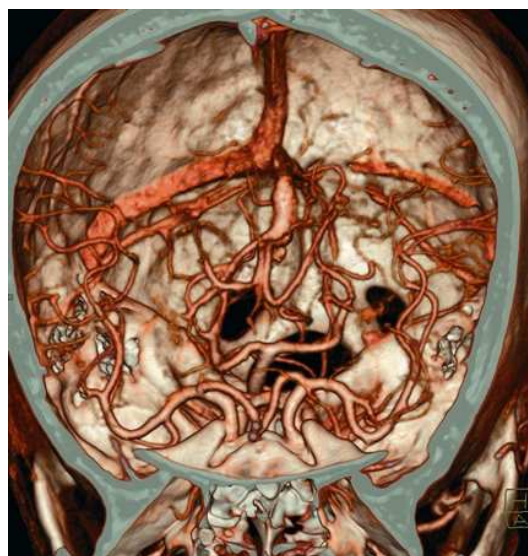
Příloha č. 9 - 3D CT multiplanar reformatting (MPR) (45)



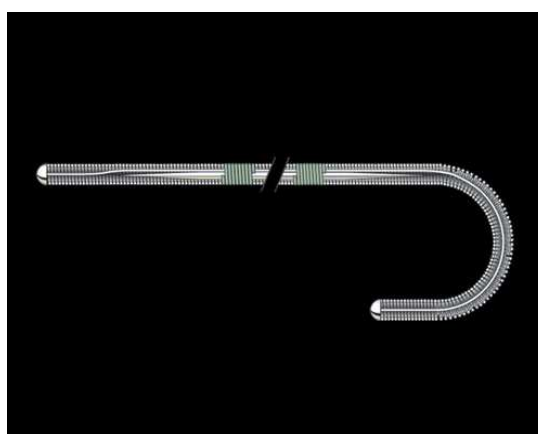
Příloha č. 10 - Shaded Surface Display – SSD (46)



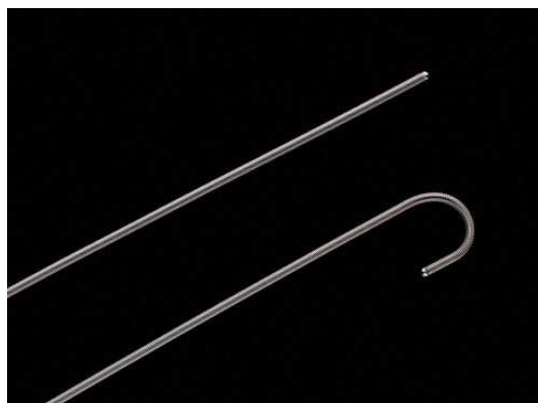
Příloha č. 11 - Volume Rendering Technique (VRT) – Willisův okruh (47)



Příloha č. 12a - vnitřní struktura vodiče (48)



Příloha č. 12b - zakončení vodičů (rovný konec, konec tvaru J)(48)



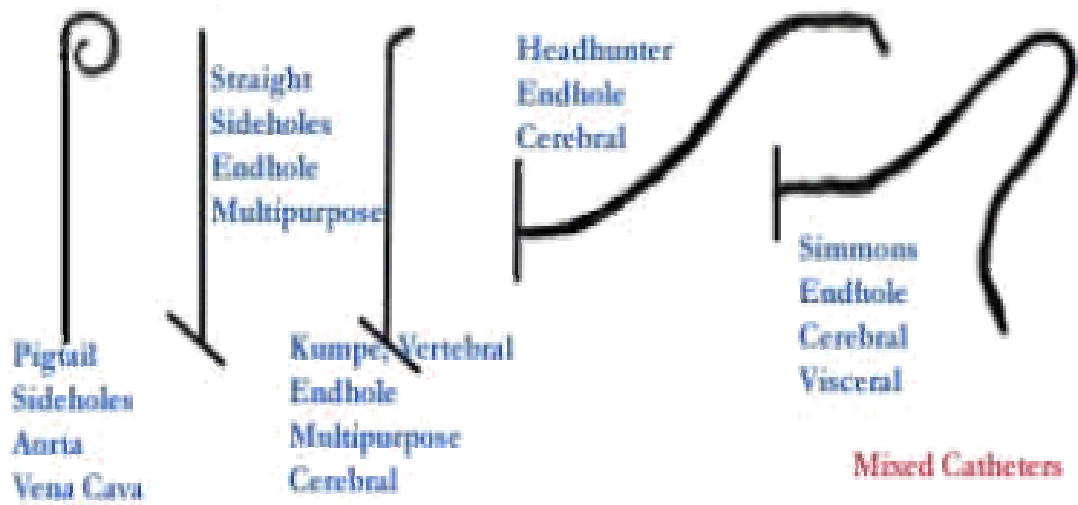
Příloha č. 12c – (shora) vodič, katétr, katétr se zavedeným vodičem, pouzdra s uloženými vodiči (48)



Příloha č. 13 - zakončení angiografických katétrů (49)



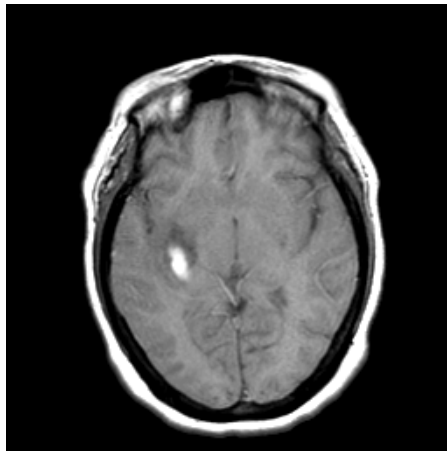
Příloha č. 14 – typy angiografických katétrů (50)



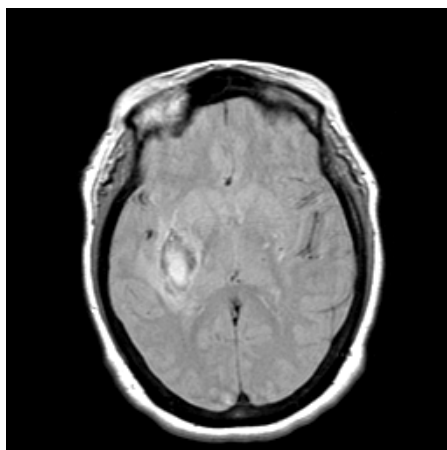
Příloha č. 15 – vpravo sheath s postranní hadičkou s kohoutem, vlevo dilatátor vytažený ze sheathu (51)



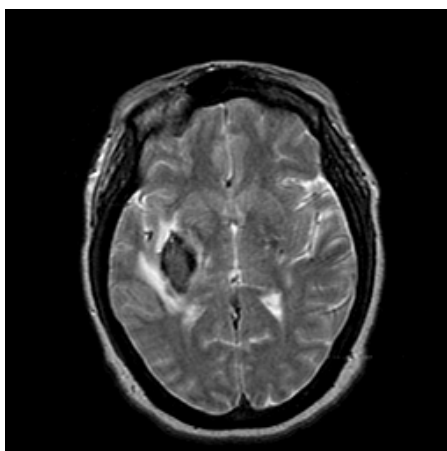
Příloha č.16a – T₁W hyperintenzní hemoragické ložisko v pravém temp. laloku (52)



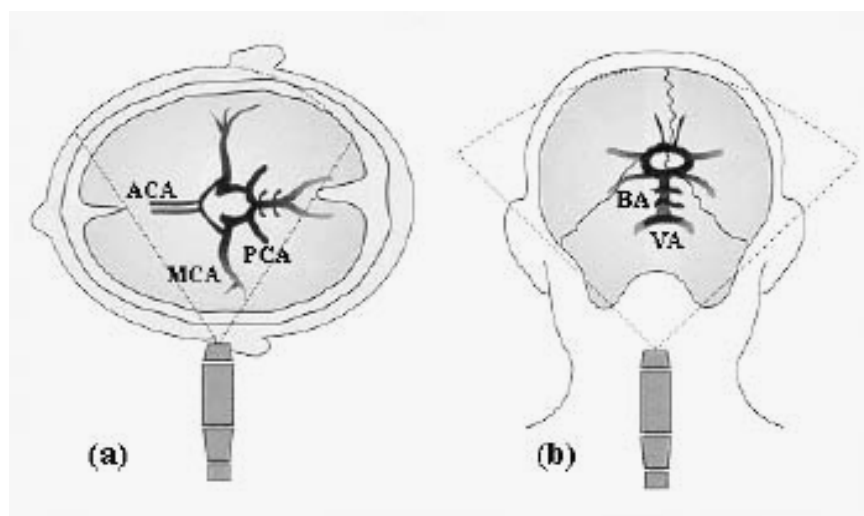
Příloha č.16b – T₂W -izointenzní hemoragické ložisko v pravém temp. laloku (52)



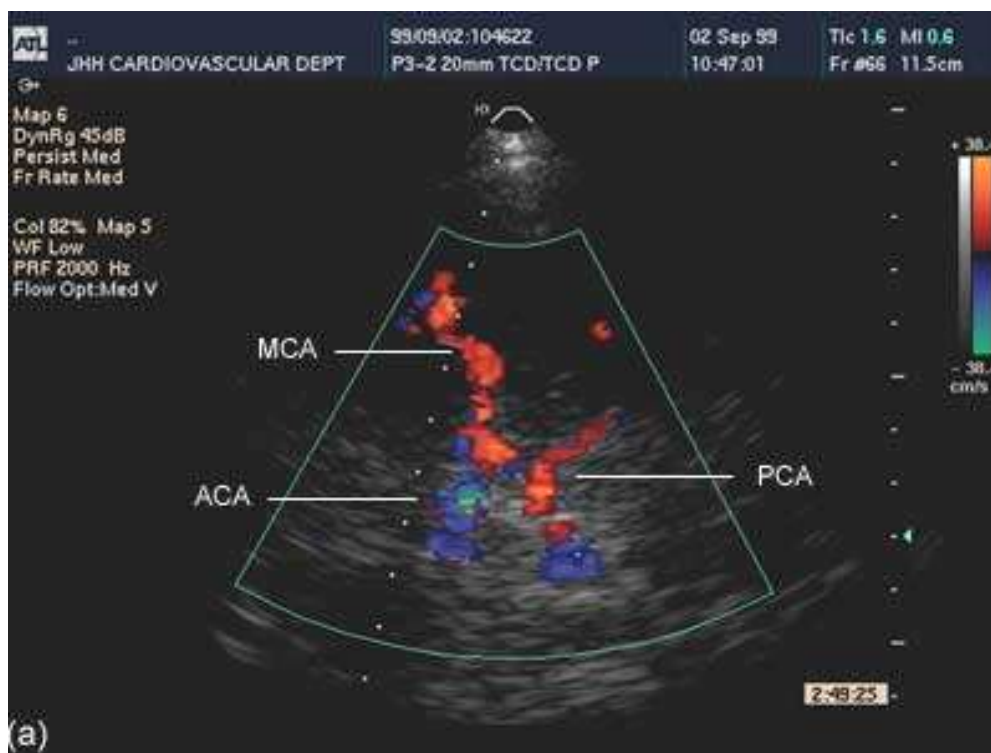
Příloha č. 16c – PDW hypointenzní hemoragické ložisko v pravém temp. laloku (52)



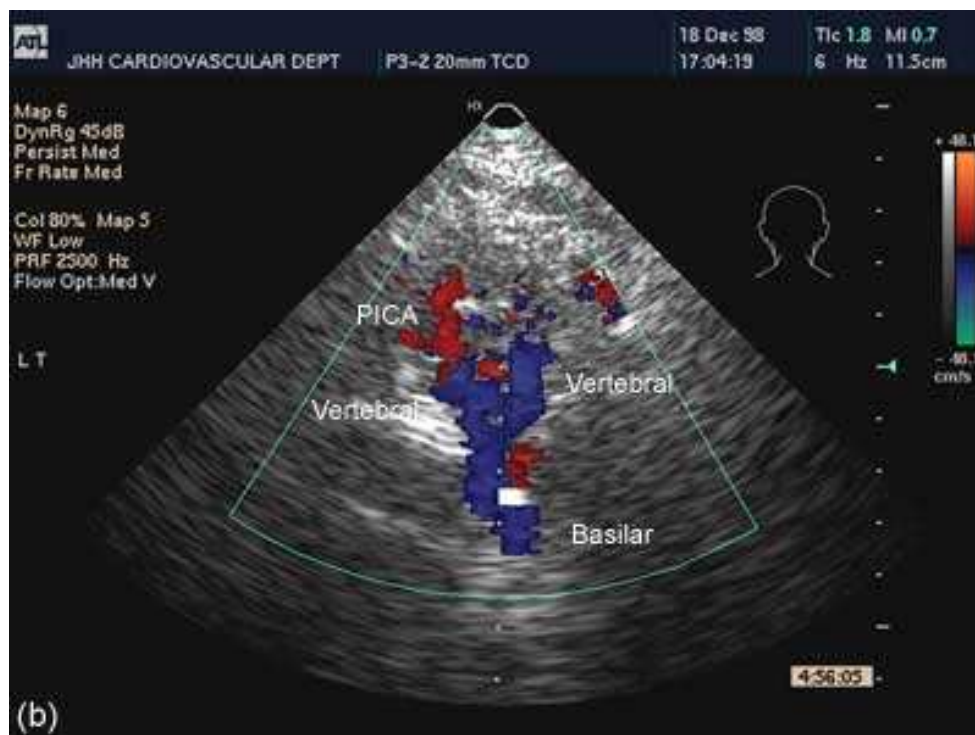
Příloha č. 17 – TCD a) transtemporální okno, b) – subokcipitální okno (53)



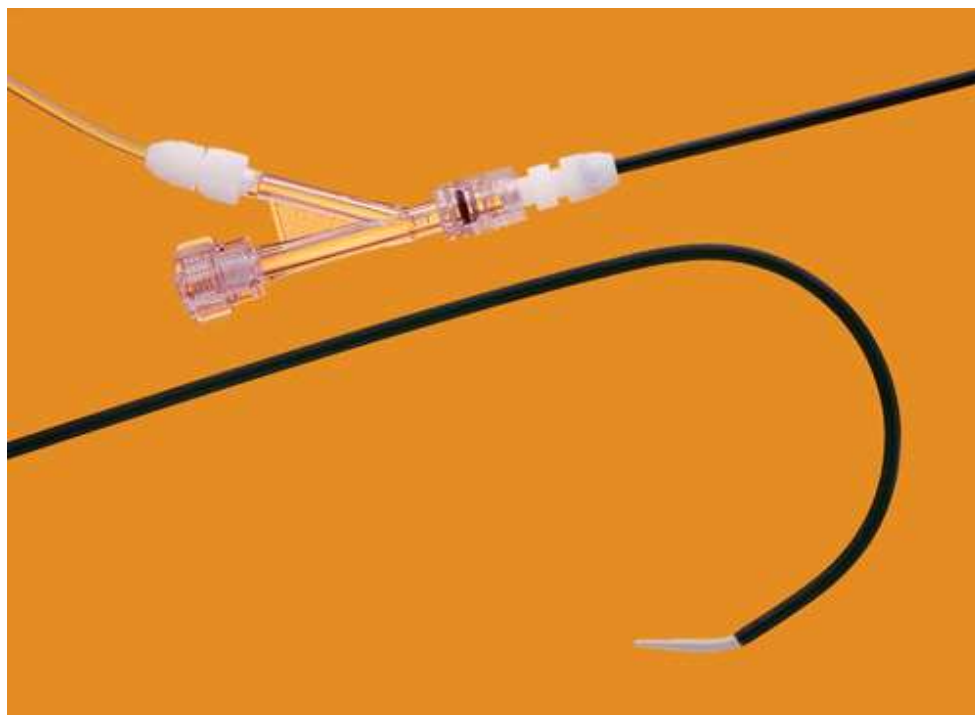
Příloha č.18a – TCD - transtemporální okno (červeně kódovaný proud proti sondě, modře od sondy) (53)



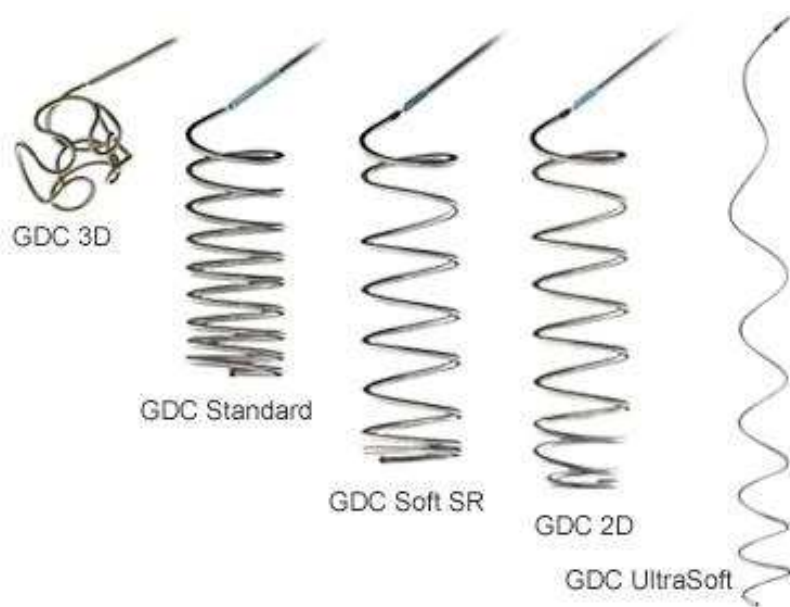
Příloha č.18b – TCD – subokcipitální okno (červeně kódovaný proud proti sondě, modře od sondy) (53)



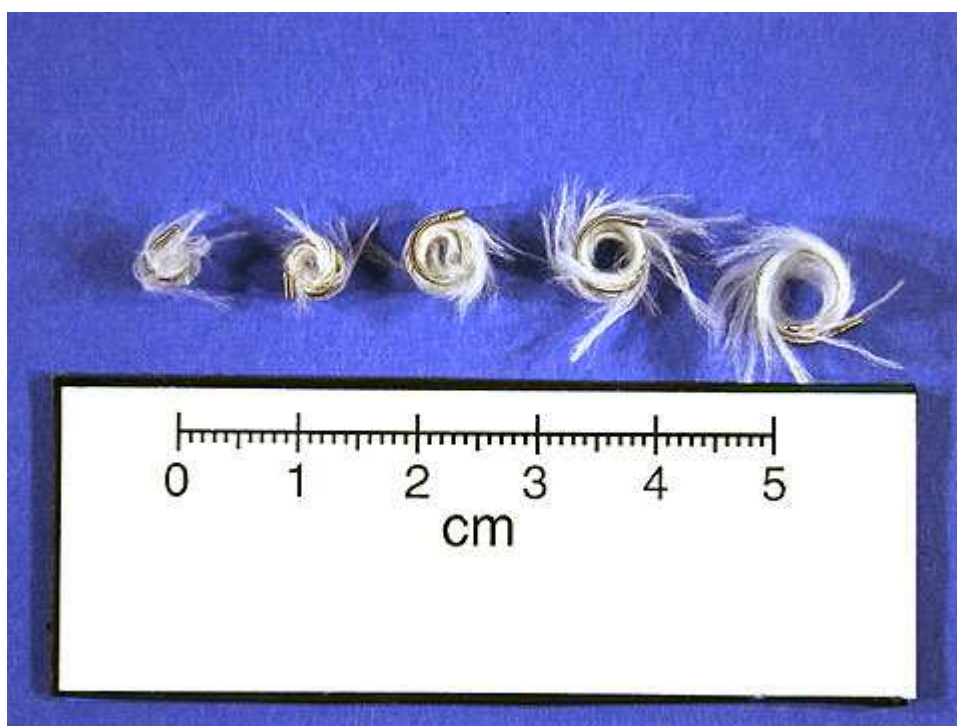
Příloha č. 19 – Tuohy - Borst adaptér napojený na katétr (černý) a na proplach (54)



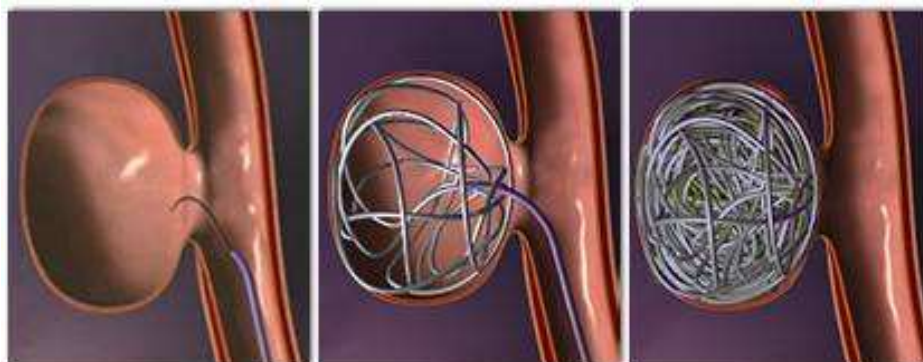
Příloha č. 20 – 2D a 3D GDC coily (55)



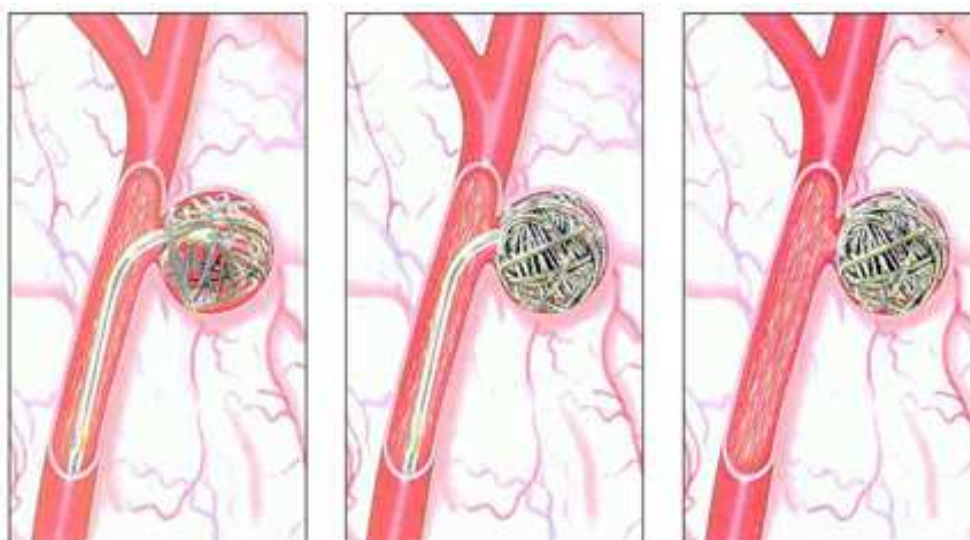
Příloha č. 21 – coily s dakronovými vlákny (*fibred coils*) (56)



Příloha č. 22 – prostá embolizace aneuryzma pomocí coilů (57)



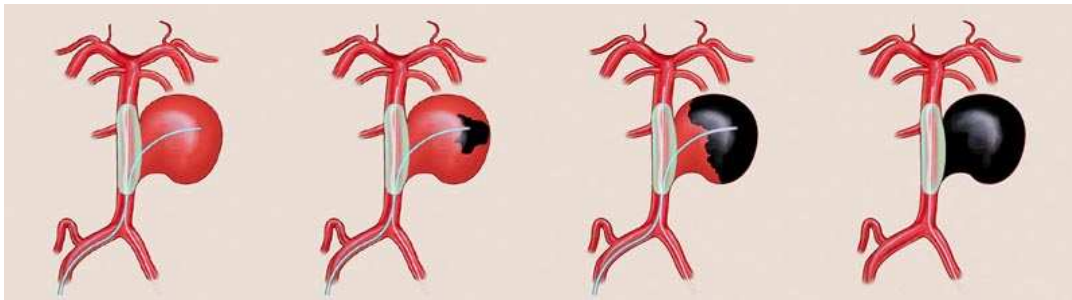
Příloha č. 23 – remodelační technika s použitím balónku (58)



Příloha č. 24 – embolizace s použitím stentu (59)



Příloha č. 25 – embolizace pomocí tekutého polymeru (60)

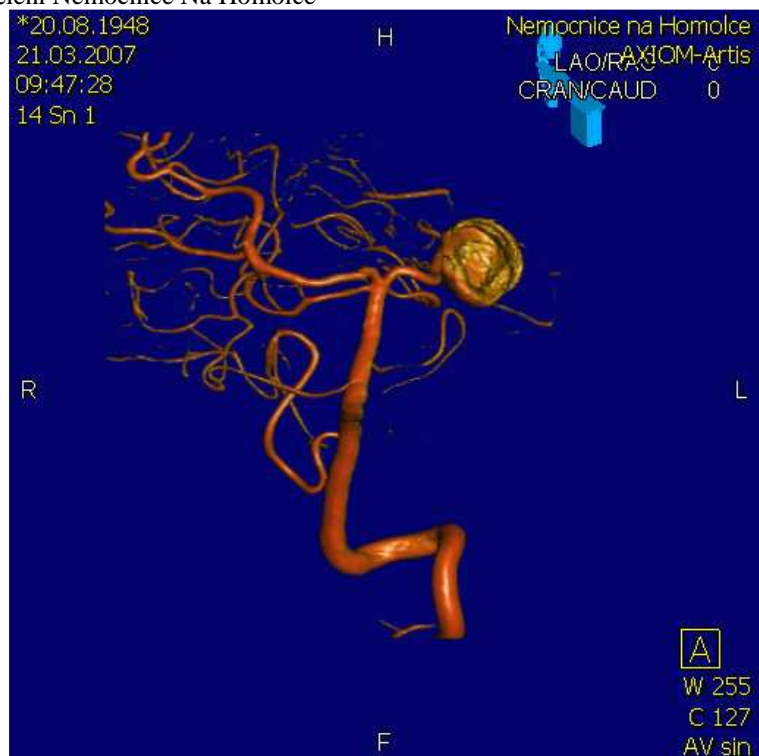


Příloha č. 26 – DSA - aneuryzma před a po embolizaci coilů (61)

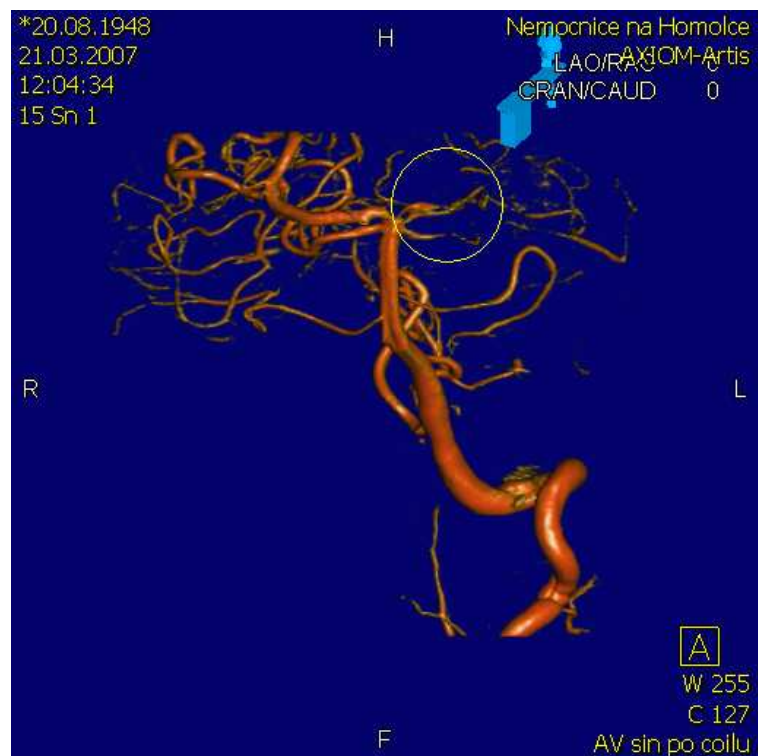


Příloha č. 27a - 3D DSA VTR – gigantické aneuryzma na AV sin.

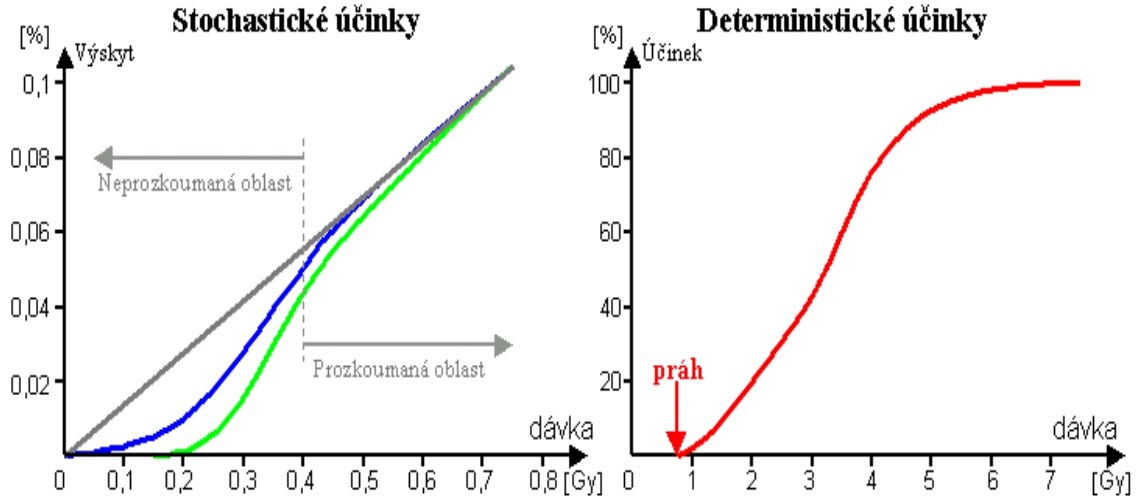
Zdroj: RDG oddělení Nemocnice Na Homolce



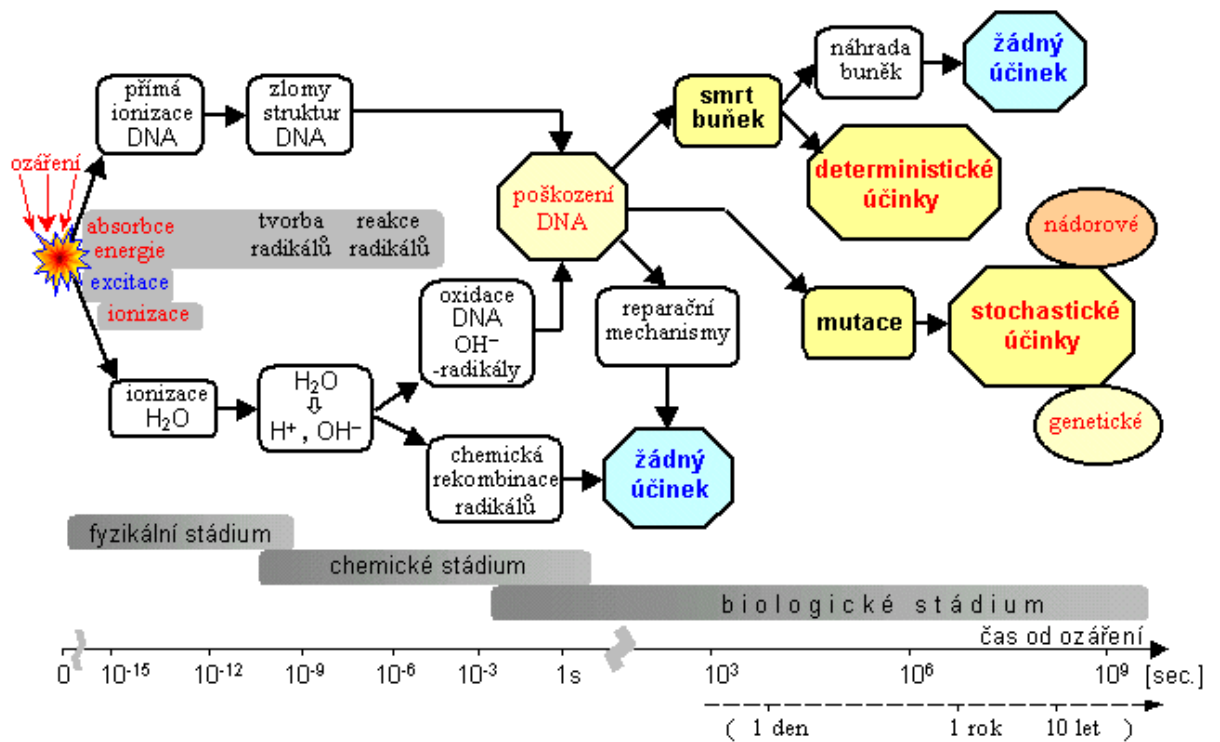
Příloha č. 27b – 3D DSA VRT – stav po embolizaci (coilingu) - (žlutý kroužek)



Příloha č. 28 - účinky záření (lineárně závislé - stochastické, prahové – deterministické) (64)



Příloha č. 29 – účinky ionizujícího záření ve tkáni v závislosti na čase (65)



Příloha č. 30 - Tabulka č. 13 - údaje pacientů léčených na DSA kompletu Siemens Multistar (2000)

| pacient | pohlaví | narození | DAP (Gy*cm ²) | kV | mA | skia. čas (min) | ef. dávka (mSv) | dávka na kůži (mGy) | dávka na štítnou žlázu (mGy) | dávka na oční čočku (mGy) | lokalizace aneurizma |
|---------|---------|----------|------------------------------|------|------|--------------------|--------------------|---------------------------|---------------------------------------|---------------------------------|-------------------------|
| 1 | ž | 1969 | 482,40 | 73 | 59,0 | 21,5 | 13,25 | 53,84 | 32,41 | 13,69 | ACM sin. |
| 2 | ž | 1960 | 111,30 | 80 | 82,5 | 18,3 | 3,48 | 12,73 | 9,04 | 4,05 | ACA sin. |
| 3 | ž | 1956 | 102,01 | 69 | 33,7 | 16,5 | 2,58 | 11,21 | 6,06 | 2,44 | ACM sin. |
| 4 | ž | 1964 | 78,35 | 80 | 64,8 | 13,5 | 2,45 | 8,96 | 6,36 | 2,85 | ACI sin. |
| 5 | ž | 1936 | 510,68 | 78 | 71,1 | 35,3 | 15,40 | 58,01 | 39,42 | 17,40 | ACI sin. |
| 6 | m | 1952 | 224,27 | 81 | 99,6 | 28,6 | 7,12 | 25,75 | 18,64 | 8,39 | ACM dx. |
| 7 | m | 1957 | 176,80 | 125 | 37,5 | 30,1 | 8,48 | 22,60 | 26,27 | 15,07 | AV sin. |
| 8 | ž | 1951 | 121,75 | 73 | 40,3 | 21,4 | 3,34 | 13,59 | 8,18 | 3,46 | ACM sin. |
| 9 | ž | 1940 | 188,18 | 80 | 89,8 | 27,4 | 5,88 | 21,53 | 15,28 | 6,84 | ACCA sin. |
| 10 | ž | 1969 | 72,68 | 80 | 74,0 | 11,8 | 2,27 | 8,31 | 5,90 | 2,64 | ACM dx. |
| 11 | ž | 1972 | 175,43 | 80 | 63,3 | 21,6 | 5,48 | 20,07 | 14,24 | 6,38 | ACI dx. |
| 12 | ž | 1951 | 200,90 | 80 | 78,8 | 47,5 | 6,28 | 22,98 | 16,31 | 7,30 | ACCA dx. |
| 13 | ž | 1938 | 252,80 | 80 | 77,5 | 31,3 | 7,90 | 28,92 | 20,53 | 9,19 | ACI sin. |
| 14 | ž | 1964 | 96,13 | 80 | 88,4 | 7,5 | 3,00 | 11,00 | 7,81 | 3,50 | ACM dx. |
| 15 | ž | 1936 | 112,21 | 75 | 51,6 | 23,3 | 3,20 | 12,61 | 7,99 | 3,44 | ACCA sin. |
| 16 | ž | 1950 | 235,79 | 75 | 52,6 | 23,8 | 6,74 | 26,52 | 16,80 | 7,23 | ACM dx. |
| 17 | ž | 1955 | 113,98 | 67 | 34,8 | 24,9 | 2,77 | 12,41 | 6,35 | 2,49 | ACA sin. |
| 18 | ž | 1948 | 352,25 | 80 | 78,3 | 86,3 | 11,00 | 40,30 | 28,60 | 12,81 | ACCA dx. |
| 19 | ž | 1937 | 223,56 | 93 | 39,9 | 53,7 | 8,39 | 26,74 | 23,54 | 11,27 | ACI sin. |
| 20 | ž | 1955 | 299,73 | 80 | 91,6 | 17,5 | 9,36 | 34,29 | 24,34 | 10,90 | ACI sin. |
| průměr | | 1953 | 206,56 | 80,5 | 65,5 | 28,1 | 6,42 | 23,62 | 16,70 | 7,57 | |
| medián | | 1953,5 | 182,49 | 80 | 68,0 | 23,6 | 6,08 | 22,07 | 15,80 | 7,04 | |

Příloha č. 31 - Tabulka č. 14 - údaje pacientů léčených na DSA kompletu Siemens Axiom Artis (2006)

| pacient | pohlaví | narození | DAP (Gy.cm ²) | kV | mA | skia. čas (min) | ef. dávka (mSv) | dávka na kůži (mGy) | dávka na štítnou žlázu (mGy) | dávka na oční čočku (mGy) | lokalizace aneuryzma |
|---------|---------|----------|------------------------------|------|-------|--------------------|--------------------|---------------------------|---------------------------------------|---------------------------------|-------------------------|
| I | ž | 1975 | 84,505 | 80 | 25,4 | 20,90 | 2,64 | 9,67 | 6,86 | 3,07 | ACP inf. dx. |
| II | ž | 1957 | 61,680 | 80 | 40,0 | 20,10 | 1,93 | 7,06 | 5,01 | 2,24 | AV sin. |
| III | m | 1948 | 161,750 | 80 | 32,9 | 32,50 | 5,05 | 18,50 | 13,13 | 5,88 | ACP sin. |
| IV | ž | 1948 | 134,220 | 80 | 32,7 | 45,13 | 4,19 | 15,35 | 10,90 | 4,88 | ACI dx. + ACI sin. |
| V | m | 1993 | 97,092 | 72 | 270,0 | 60,10 | 2,62 | 10,80 | 6,33 | 2,64 | ACM sin. M1 |
| VI | ž | 1948 | 60,652 | 81 | 250,0 | 36,20 | 1,92 | 6,96 | 5,04 | 2,27 | ACG A |
| průměr | | 1961,5 | 99,983 | 78,8 | 108,5 | 35,82 | 3,06 | 11,39 | 7,88 | 3,50 | |
| medián | | 1952,5 | 90,799 | 80 | 36,5 | 34,35 | 2,63 | 10,236 | 6,595 | 2,855 | |