

Jihočeská univerzita v Českých
Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Porovnání míry radiační zátěže na pacienta u vyšetřovacích metod při
diagnostice onemocnění magistrálních tepen mozku a jejich
ekonomické zhodnocení pro Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor práce: Robert Bevilacqua Dis.

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Petr Krupa CSc.

16.8.2010

Abstract:

This bachelor's thesis focuses on the comparison of examination methods for the diagnosis of magistral cerebral artery disease. The aim of this thesis was to find the most suitable examination method with respect to the quality of imaging, economic aspect, and radiation load. Another aim was to find out the current degree of necessity of using examination methods involving ionised radiation to diagnose the disease. The studied set consisted of 96 patients at St. Anne's University Hospital Brno, who were diagnosed with magistral cerebral artery disease.

It was confirmed that from the point of view of imaging and quality and radiation load the most suitable method to use is Magnetic Resonance. Ultrasonography is most economic, does not burden the patient and according to results it is a very good diagnostic method indeed. The results show that physicians tend to verify diagnoses determined by ultrasonography by means of other methods.

Although the results of my work could not be generalized the aim is to show new conceptual trends in examining magistral cerebral vessels.

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně pouze 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 jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č.111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na hledání plagiátů.

Datum.

Podpis studenta

Mé poděkování za odborné vedení při zpracování této bakalářské práce patří Doc. MUDr. Petru Krupovi CSc. Za vstřícnost a pomoc při získávání a zpracovávání dat MUDr. Mirce Krupové.

Obsah

1	Současný stav dané problematiky:.....	7
1.1	Anatomická část:.....	8
1.2	Postižení magistrálních tepen:	10
1.2.1	Cévní mozková příhoda:	10
1.2.2	Aneurysmata:	11
1.2.3	Arteriovenózní malformace:	11
1.2.4	Subarachnoideální krvácení:	12
1.2.5	Arterioskleróza:	13
1.2.6	Traumata:	13
1.2.7	Disekce:	13
1.3	RTG záření a jeho vznik a vlastnosti	14
1.3.1	Brzdné záření	14
1.3.2	Charakteristické záření	15
1.3.3	Vlastnosti RTG záření	15
1.3.4	Biologické účinky záření	17
1.3.5	Vztah dávky a účinku záření.....	18
1.4	Radiační ochrana.....	19
1.4.1	Cíle a principy radiační ochrany	19
1.4.2	Základní metody ochrany před zářením	20
1.5	Vyšetřovací metody	22
1.5.1	Počítačová tomografie (CT).....	22
1.5.2	Magnetická resonance (MR).....	27
1.5.3	Ultrasonografie (UZ)	35
1.5.4	Angiografie (DSA)	39
2	Cíle práce a hypotézy:.....	42
3	Metodika a sledovaný soubor:	43
4	Výsledky :	44
4.1	Tabulka 1	44
4.1.1	Graf 1	49
4.1.2	Graf 2	49
4.1.3	Graf 3	50
4.2	Tabulka 2	51
4.2.1	Graf 4	52
4.2.2	Graf 5	53
4.3	Tabulka 3	53
4.4	Tabulka 4	54
4.4.1	Graf 6	54
5	Diskuse.....	55
6	Závěr	58
7	Seznam použitých zdrojů.....	60
8	Klíčová slova	62
9	Přílohy.....	63

Úvod

Dané téma jsem si vybral jako nepřímé navázání na moji absolventskou práci, která se týkala vyšetření cévního řečiště. V této bakalářské práci jsem se zaměřil na porovnání různých vyšetřovacích metod při diagnostice postižení magistrálních tepen mozku. Snažil jsem se zjistit, zda-li je nezbytné použití metod využívající ionizujícího záření k diagnostice cévního onemocnění, s přihlédnutím k průběhu vyšetření a následné léčby tak, jak je provádí ve Fakultní nemocnici u Sv. Anny v Brně.

Díky objevu záření X v roce 1895 Wilhelmem Conradem Röntgenem se začaly rozvíjet metody využívající ionizujícího záření k diagnostickým účelům. Již z počátku používání bylo zřejmé, že tento způsob nadměrně zatěžuje lidský organismus. V současné době se používají jak metody s radiační zátěží, tak bez ní. Při rozhodování, která metoda vyšetření bude použita, je přihlíženo k mnoha faktorům, mezi které patří otázka etická, ekonomická a zejména pak racionální zhodnocení případného poškození pacienta. Cílem mojí práce je porovnat metody využívající ionizujícího záření s metodami, které jsou pro pacienta méně zatěžující. Avšak s přihlédnutím k tomu, která z metod vedla k rozhodnutí lékaře o optimální léčbě.

1 Současný stav dané problematiky:

V posledních třech desetiletích došlo k výrazné změně ve způsobu zobrazování lidského těla. Vývoj radiologie radikálně změnil strategii v diagnostice a léčbě onemocnění. V současné době se k diagnostickým účelům onemocnění magistrálních tepen mozku používají čtyři základní typy diagnostických metod - Počítačová tomografie (CT) a Angiografie (DSA) využívající ionizujícího záření, dále pak Magnetická resonance (MR) a Ultrazvuk (UZ). Všechny tyto typy diagnostických metod mají své výhody, ale i nevýhody ať už je tím vysoká radiační zátěž na pacienta, komfortnost, či ekonomické hledisko.

Jednotlivé způsoby vyšetření a volba použité metody nejsou u nás jednotné. Každá nemocnice v České Republice má odlišný názor na použití dané metody a preferuje používání takových metod, které jsou pro jejich účely nejvýhodnější.

V současnosti je dle některých výzkumníků považována za nejlepší screeningovou metodu v diagnostice příčin cerebrovaskulárních onemocnění ultrasonografie pro její neinvazivnost, biologickou neškodnost a ekonomickou nenáročnost. Co se týče Angiografie jedná se o „zlatý standard“ pro vyšetření a kvantifikaci stenózy magistrálních tepen. Tato metoda je však spojena s jistou mírou rizika. Záleží zejména na míře zkušeností personálu, kvůli tomuto riziku dochází ke snaze o eliminaci této metody a nahrazení neinvazivními technikami. Potencionální alternativou angiografie je angiografie magnetickou rezonancí (MRAG), tato metoda má vysokou senzitivitu a specifitu hodnocení. Jde o neinvazivní metodu, přičemž cena je podobná jako u kontrastní angiografie. Angiografie počítačovou tomografií (CTAG) je pak metodou, která je podobná MRAG, avšak vyžaduje použití ionizujícího záření, čímž zatěžuje pacienta [13].

1.1 Anatomická část:

Arteriální zásobení hlavy a mozku je zabezpečené několika důležitými magistralními tepnami.

Arteria Carotis Communis (ACC):

Začíná vlevo jako odstup z aortálního oblouku a vpravo z truncus brachiocephalicus. Začátky obou karotid leží blízko sebe a rozbíhají se kraniálně k bokům trachey, dostávají se na dorsální obvod štítné žlázy. Asi ve výši kraniálního okraje chrupavky štítné se větví v arteria carotis externa a arteria carotis interna.

Arteria Carotis Externa (ACE):

Je uložena v trigonum caroticum a kraniálně stoupá za collum mandibulae. Svými větvemi pak zásobuje obličejovou část a splanchocranium.

Arteria Carotis Interna (ACI):

Na krku nevydává žádnou větev, zásobuje mozek, očníkový obsah a do lebky se dostává skrze canalis caroticus. V canalis caroticus probíhá zprvu kraniálně, potom se stáčí ventromediálně a je tu opředena tenkou žilní pletení a nervovými vlákny. Po vstupu do dura mater vysílá do dutiny očníkové arterii ophtalmica a sama se pak dělí ve větve určené k zásobení mozku. [16]

Arteria Subclavia (AS):

Začíná vlevo jako odstup z aortálního oblouku a vpravo z truncus brachiocephalicus. Mezi její hlavní odstupy patří arteria vertebralis a arteria thoracica

interna. Za zevním okrajem 1.žebra přechází arteria subclavia v arterii axilaris odkud zásobuje horní končetiny.

Arteriae Vertebrales (AV):

Vstupují do foramen costotransversarium 6., někdy 5. obratle krčního a probíhají kraniálně skrze foramina costotransversaria krčních obratlů. Po vstupu do lebky se klade na basi kosti tylní a na kaudálním okraji Varolova mostu se spojují obě arteriae vertebrales v nepárovou arteria basilaris, která probíhá až po přední okraj Varolova mostu, kde se štěpí ve dvě arteriae cerebri posteriores.

Mozkové tepny jsou vzájemně propojeny a tvoří Willisův okruh na bazi lební, výhoda tohoto anatomického uspořádání spočívá v tom, že při závažné stenóze či uzávěru některé z magistrálních tepen nedojde díky redistribuci průtoku ve Willisově okruhu k mozkové ischemii za předpokladu je-li dostatečná průchodnost a kompenzační rezerva zbývajících úseků cerebrovaskulárního řečiště. [1]

1.2 Postižení magistrálních tepen:

Mezi nejčastější postižení tepen hlavy a krku patří tepenné uzávěry důsledkem cévní mozkové příhody, aneuryzmata, arteriovenózní malformace, subarachnoideální krvácení jako důsledek ruptury aneuryzmatu, arterioskleróza, traumata a disekce.

1.2.1 Cévní mozková příhoda:

Je definována akutním začátkem klinické symptomatologie, jejíž příčinou je úplný nebo částečný uzávěr důsledkem ischemie nebo krvácení do mozkových struktur. Podle příčiny poškození mozku můžeme cévní mozkovou příhodu rozdělit na krvácivé to je asi 10-20% a ischemické asi 80-90%. Z praktického hlediska jsou velmi důležité další subtypy cévní mozkové ischemie. Rozlišujeme příhody lakunární (lakunární infarkt), aterotrombotické a kardioembolizační. Lakunární typ je zatím nejčastější. Příčinou je nejspíše hypertenzní poškození malých mozkových tepen s mnohočetnými drobnými ischemickými ložisky v bílé hmotě, bazálních gangliích a v horní části mozkového kmene, tedy subkortikálně. Další dva typy příhod jsou méně časté. V poslední době v důsledku zlepšení kontroly krevního tlaku a zvyšování průměrného věku populace roste počet nemocných s aterosklerózou a srdečním selháním. Tím dochází k nárůstu aterotrombotických a kardioembolizačních cévních mozkových příhod na úkor lakunárních a budoucí prevence by měla směřovat právě k ovlivnění rizikových faktorů těchto příhod. Aterotrombotické CMP jsou způsobeny poškozením velkých přívodných mozkových cév s postižením korových i podkorových funkcí a větším rozsahem mozkového infarktu. Mohou se také projevovat opakovanými tranzitorními ischemickými atakami (TIA). Kardioembolické cévní mozkové příhody vznikají často náhle z plného zdraví bez přechodu TIA. V úvodu může být porucha vědomí a epileptický záchvat. Příčinou bývá fibrilace síní, chlopenní srdeční vada, endokarditida a infarkt myokardu. Asi 25% cévních mozkových příhod je nejasného původu, a nelze zařadit do žádné z výše uvedených kategorií. U 10-20% nemocných,

zejména starších pacientů s pokročilou aterosklerózou, se jednotlivé příčiny mohou kombinovat. [14]

1.2.2 Aneurysmata:

Jednou z klinicky nejzávažnějších anomálií cév jsou Vakovitá aneurysmata Willisova okruhu. Aneurysma může být po celý život zcela skryto a prvním projevem může být fatální krvácení. Nejčastější lokalizací je větvení tepen Willisova okruhu. Ve středoevropské populaci bývá postižen ramus communicans anterior. Aneurysmata mohou dosahovat velikosti od méně než 1mm až po několik centimetrů. Mohou být téměř zcela vyplněna tromby a mít kalcifikovanou stěnu. Při zobrazení postiženého místa je vhodné zjištění velikosti, tvaru, obsahu i orientace krčku aneurysmatu. Příčinou je zeslabení stěny cévy během embryonálního vývoje, zvláště vnitřní elastické membrány, což je příčinou, že mechanicky, respektive abnormálními hemodynamickými poměry dochází k vyklenutí stěny cévy a vzniku aneurysmatu. Nejspíše tedy embryonálně vzniká pouze defekt ve stěně cévy a teprve později, během života jedince, poruchou hemodynamických poměrů dojde k vytvoření tepenné výdutě. Více než 90% aneurysmat je lokalizováno v oblasti Willisova okruhu a u 20% nemocných je diagnostikován mnohočetný výskyt. Nejzávažnějším klinickým projevem, ne však jediným, je ruptura aneurysmatu doprovázená subarachnoideálním krvácením, často u pacientů ve středním věku. Náchylná ke krvácení jsou aneurysmata velikosti okolo 1 cm, vcelku vzácně pozorujeme při extradurální lokalizaci aneurysmatu epistaxe a krvácení epifaryngu. Dalšími klinickými příznaky bývají bolesti hlavy, léze hlavových nervů. [3]

1.2.3 Arteriovenózní malformace:

Arteriovenózní malformace vznikají na základě poruchy v embryonálním vývoji, kdy se vytvoří přímá komunikace mezi tepnami a žilami v určitém místě mozku a nevytvoří se zde kapilární síť. Malformací protéká značné množství krve, která pak

chybí v zásobování okolní mozkové tkáně. Více než 85% tvoří intercerebrální malformace, 15% pak durální malformace, kterou jedinec získá během života. Existují i formy smíšené.

Parenchymální malformace mohou být zásobeny z karotického i vertebrobasilárního řečiště nebo z obou, z větší části jsou lokalizovány supratentoriálně, mnohočetný výskyt je jen v malém procentu často v rámci fakomatózy. Malformace mohou být mikroskopických rozměrů až po struktury velikosti více než 6 až 8 cm. U novorozenců někdy pozorujeme progresivní ložiskovou nebo celkovou atrofii mozku.

Durální malformace obvykle nemají diferencovatelný nidus, jedná se o zkrat mezi durální arterií a sinem nebo kortikální žílou. Příčinou je nejspíše trombóza nebo jiný patologická léze mozkového sinu, kdy při jeho rekanalizaci dochází ke komunikaci mezi drobnou durální arterií a sinem. Nejčastěji jsou lokalizovány na bazi lební v oblasti sinus transversus a cavernosus, nebo sinus sagitalis superior. [3]

1.2.4 Subarachnoideální krvácení:

Ponecháme-li stranou trauma, přítomnost krve mezi pia mater a arachnoideou je ze 75% v důsledku ruptury aneuryzmatu, 6% tvoří krvácení z arteriovenózních malformací, vzácnější příčinou jsou krvácivé stavy, antikoagulancia, tumory, vaskulitidy. V méně než 20% je příčina nejasná. Recidiva je nejčastěji v prvních 24hodinách od počátku subarachnoideálního krvácení, úmrtnost je okolo 50. Každé další krvácení je závažnější. Arteriální krev v subarachnoideálním prostoru v okolí aneuryzmatu způsobuje spasmy tepen, které závažně komplikují průběh ošetřování subarachnoideálního krvácení přibližně od 4. dne do konce 3.týdne. Spasmy neinvazivně monitoruje transkraniální vyšetření Dopplerem, jejich přítomnost vylučuje intervenci, respektive ji tvoří velmi riskantní. Klinickým projevem subarachnoideálního krvácení jsou tzv. meningeální příznaky: náhlá prudká brutální cefalea až s poruchou vědomí, nauzea až zvracení, opozice šíje až opistotonus. [15]

1.2.5 Arterioskleróza:

Atrosklerotický plát zužuje cévu. Skládat se může z měkkého plátu tvořeného cholesterolovými deponacemi a také obvykle z hrudkovitých kalcifikací. Jsou-li přítomny v měkkém plátu čepy naplněné kontrastní látkou, je sklerotický plát ulcerovaný. Ulcerace plátu bývá příčinou embolizací do periferie.[3]

1.2.6 Traumata:

Poranění tepen hlavy a krku se vyskytuje hlavně jako součást kraniocerebrálních poranění u dopravních nehod, pádů z výšek a penetrujících poranění bodných a střelných. Přetětí tepny či bodné poranění tepny je obvykle spojeno s rozsáhlým, život ohrožujícím krvácením z příslušné tepny. Tvoří se hematom v okolí tepny. Tupá traumata vyvolávají disekci stěny tepny a současnou nebo samostatně se objevující trombózu.[3]

1.2.7 Disekce:

Disekce karotid není vzácným onemocněním. S rozvojem techniky se počet diagnostikovaných disekcí karotid značně zvýšil. Lze tak soudit, že řada disekcí se stále skrývá pod obrazem mylně interpretovaných uzávěrů či stenóz těchto tepen. Většina disekcí postihuje oblast vnitřní karotidy přibližně 2cm nad bifurkací. Důsledkem disekce dochází k k zúžení lumen tepny až po úplný uzávěr, nebo naopak k dilataci a formování aneuryzmatu. [2]

U disekujícího aneuryzma dochází k protržení vnitřní hladké vrstvy tepny, kterým proudí krev do střední části stěny tepny a vytváří v ní rozsáhlý vak, který vyklenuje celou stěnu tepny. [11]

1.3 RTG záření a jeho vznik a vlastnosti

RTG záření je fyzikálního hlediska elektromagnetické vlnění, jehož vlnová délka je velmi krátká přibližně kolem 10^{-9} m. Šíří se přímočaře rychlostí světla a je okem neviditelné. Prochází hmotou i vakuem, jehož intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje záření a šíří se přímočaře. Má stejný charakter jako kosmické záření, které má ještě kratší vlnovou délku. Přirozené záření X vzniká za teplot miliónů °C například na slunci a šíří se kosmem.

Umělým zdrojem záření X je rentgenka tvořena dvěma elektrodami katodou a anodou uzavřené ve vevakuované skleněné trubici. V rentgence vzniká záření X prudkým zabrzděním velmi rychle letících elektronů, které jsou emitovány wolframovým vláknem katody, nažhaveným na teplotu 3240°C. Elektrony jsou urychlovány elektrickým polem mezi katodou a anodou, čímž získávají vysokou kinetickou energii. Rychlost elektronů dopadajících na anodu je veliká. Čím je potenciál mezi katodou a anodou větší, tím je urychlení elektronů větší a tím má záření X, které vznikne na anodě, kratší vlnovou délku. Při zabrzdění o materiál anody se tato energie přemění ze 2% na fotony RTG záření a z 98% na teplo. Při dopadu elektronů na anodu vzniká jednak brzdné a jednak charakteristické záření. [7]

1.3.1 Brzdné záření

Brzdné záření vzniká interakcí elektronu a jádra atomů anody. Zabrzdění elektronů může nastat najednou (jednostupňově), nebo postupně v několika atomech. Záření vzniklé jednostupňovým zabrzděním má nejkratší vlnovou délku. Brzdění ve více atomech vyvolá směs různých vlnových délek, které jsou delší než je vlnová délka záření vzniklého při jednostupňovém zabrzdění. K tomu, že brzdné záření je směsí různých vlnových délek přispívá i to, že urychlení elektronů není stále stejné, ale kolísá, protože napětí na katodě pulzuje. Brzdné záření má tedy spojité spektrum, nezávisí na materiálu anody a závisí pouze na napětí mezi katodou a anodou. [7]

1.3.2 Charakteristické záření

Na rozdíl od brzdného záření je charakteristické záření tvořeno jen některými vlnovými délkami. Toto záření vzniká tak, že elektrony letící z katody vyrazí z vrstev blízkých jádru atomu anody elektron. Na takto uvolněné místo přeskóčí elektron ze vzdálené vrstvy. Díky tomu, že kinetická energie elektronů ze vzdálených vrstev je vyšší než na vrstvách blízkých jádru, uvolní přebytek energie ve formě záření X. Charakteristické záření má tedy čárové spektrum a vzniká při přechodech elektronů v atomovém obalu a jeho energie závisí na materiálu anody. Proto volba materiálu anody není náhodná, ale souvisí s požadovanou délkou vlnového záření. [7]

1.3.3 Vlastnosti RTG záření

Charakter rentgenového záření lze vyjádřit několika vlastnostmi:

- I. Interakce RTG záření při průchodu hmotou: Při průchodu hmotou je RTG záření zeslabováno. Toto zeslabení je způsobeno tím, že fotony RTG záření uvolňují elektricky nabitě částice a předávají jim část nebo celou svoji energii. Díky této předané energii mohou tyto částice dále ionizovat nebo excitovat. Jevy jež popisují tento děj jsou fotoefekt, Comptonův rozptyl a tvorba elektronových párů.
 - Fotoefekt: Foton záření X narazí na některý oběhový elektron atomu a předá mu veškerou svoji energii a zaniká. Vznikne tak fotoelektron, který díky svojí nové energii opouští svoji elektronovou vrstvu. Jestliže fotoelektron zůstane v oblasti působení silového pole, dostane se atom do vybuzeného stavu nastává excitace. Při návratu z vybuzeného stavu do klidového stavu se přebytečná energie vyzáří v podobě fotonu charakteristického RTG záření. Naopak jestliže fotoelektron opustí oblast silového působení atomu dojde k ionizaci. Pravděpodobnost vzniku fotoefektu se snižuje s rostoucí energií záření a roste s atomovým

číslem materiálu. Uplatňuje se u energií do 0,5 MeV a vzniká při něm sekundární záření.

- Comptonův rozptyl: Dochází při něm k interakci kvanta záření X s oběhovým elektronem atomu. Při ní se vychýlí kvantum záření z původního směru a ztrácí část svoji energie. Dále pokračuje jako kvantum záření X s větší vlnovou délkou. Srážkou postižený elektron je vyražen ze své elektronové vrstvy. Čím je primární záření kratší vlnové délky, tím více sekundárního záření vzniká a směřuje ve směru primárního záření.
- Tvorba elektronových párů: Dochází zde k tvorbě pozitronu a elektronu. Vzniká jen při užití velmi tvrdého záření X, které se v diagnostice nepoužívá. Zeslabené záření X při průchodu hmotou závisí především na tloušťce hmoty, kterou záření prochází. Čím je tloušťka větší, tím je zeslabení větší. Zeslabení dále závisí na složení hmoty. Pro absorpci platí, že je úměrná třetí mocnině délky záření a třetí mocnině atomového čísla prvku.

II. Luminiscenční efekt RTG záření: Záření při dopadu na některé látky vyvolává jejich světélkování. Rozlišujeme dva druhy světélkování, fluorescenci a fosforescenci. Fluorescencí rozumíme takový stav, kdy vhodná látka světélkuje pouze při dopadu krátkovlnného záření. Při fosforescenci dochází ke světélkování ještě nějakou dobu po dopadu záření. Látky, které při dopadu záření světélkují se nazývají luminifory (např. kyanid platnatobarnatý, jodid cesia, wolframian vápenatý, sirník cesia a zinku, kysličník vzácných zemin jako jsou lantan a gadolinium). Luminifory jsou transformátory elektromagnetického vlnění a přeměňují tak krátkovlnné záření v dlouhovlnné. Při luminiscenci vyrazí kvantum záření X elektron ze zevní elektronové vrstvy atomu na některou z nižších vrstev blíže atomovému jádru. Rozdíl energií je emitován jako elektromagnetické vlnění. Protože jde o rozdíl hladin menších energií, má emitované záření delší vlnovou délku a odpovídá tak viditelnému světlu.

- III. Fotochemický efekt: Záření X působí na halogenidy stříbra (především AgBr a AgJ) tak, že uvolňuje jejich vzájemnou vazbu. Mění tím iont stříbra na iont bromu v neutrální atom stříbra a bromu. Vzniklé neutrální atomy jsou pak schopné vyvolání.
- IV. Ionizace: Při dopadu rentgenového kvanta na elektron atomu může dojít k jeho vyražení mimo atom, při čemž se poruší elektrická rovnováha atomu. Uvolněný elektron se může srazit s elektrony dalších neutrálních atomů, kterým předají část své energie. Takto dochází k další ionizaci a vznikají sekundární elektrony na rozdíl od primárních, které vyrazilo kvantum X. Při měření intenzity záření X měříme množství volných elektronů vzniklých ionizací. Platí, že čím je záření intenzivnější tím je také ionizace větší.
- V. Biologický efekt: Při průchodu záření X živým organismem dochází k jeho poškození. Vědní obor zkoumající účinky ionizujícího záření na živou hmotu se nazývá Radiobiologie. [7]

1.3.4 Biologické účinky záření

Je obecně známo, že velké dávky ionizujícího záření mohou poškodit biologickou tkáň. Dokonce i některé přírodní zdroje jaderného záření mohou mít negativní účinky. V případě působení ionizačního záření na živou hmotu dochází k ionizaci a excitaci, přičemž je absorbována energie. K popisu procesů, které vedou od absorpce energie záření až ke stabilizovanému poškození molekuly a později k morfologickým a funkčním změnám, zjistitelným na buněčné nebo orgánové úrovni, existuje několik vzájemně se doplňujících modelů.

Při zásahu buněčného jádra může dojít ke dvěma procesům:

- Okamžitá smrt buňky. Nebo může být buňka poškozena tak, že se již není schopna dělení. Druhá častější forma se projeví hlavně ve tkáních, v nichž probíhá intenzivní buněčné dělení (krvetvorné orgány, výstelka střeva, vyvíjející se plod).
- Buňce zůstává schopnost dělení, ale projevuje se poruchou genetické informace, uložené v chromozómech. Záření pak může vyvolat změny (mutace), které lze rozdělit na gametické, způsobující genetické změny a na mutace somatické, mající vztah ke vzniku rakoviny. [4]

1.3.5 Vztah dávky a účinku záření

Z hlediska vztahu dávky a účinku rozlišujeme dva základní typy účinků, deterministické a stochastické.

- I. Deterministické účinky (určené) – projevují se u vysokých dávek záření a poškození organismu je ireversibilní. Míra poškození je přímo úměrná obdržené dávce záření. Deterministické účinky se projevují v případě, že je překročena takzvaná „prahová dávka“. S jejím překročením pak roste závažnost poškození.
- II. Stochastické účinky (náhodné a nepředvídatelné). Jsou vyvolané genetickými mutacemi a platí pro ně bezprahový vztah mezi dávkou a účinkem. Vznik těchto účinků není podmíněn velikostí dávky, prahová dávka neexistuje, i když pravděpodobnost výskytu se s obdrženou dávkou zvyšuje. Omezení stochastických účinků se zajišťuje systémem limitování dávek tak, aby pravděpodobnost poškození zářením byla snížena na velmi malou míru a aby přitom nedocházelo k nežádoucímu omezení využití zdrojů záření. [4]

1.4 Radiační ochrana

1.4.1 Cíle a principy radiační ochrany

Hlavním cílem radiační ochrany je zcela vyloučit nežádoucí nestochastické účinky a omezit výskyt stochastických účinků. Tak aby zátěž společnosti i jedince byla omezena na minimum, avšak s přínosem z využívání jaderné energie a zdrojů záření. Také proto byl vytvořen systém limitování dávek, při jehož uplatnění je nutné dodržovat čtyři základní principy: [10]

- I. Princip zdůvodnění činnosti: Během činností vedoucích k ozáření ionizujícím zářením je povinností každého, kdo takto nakládá, dbát na to, aby očekávaný efekt byl pro jednotlivce i pro společnost přínosem, který vyváží všechna rizika, jež při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout. Míra rizika se v tomto případě rozumí posouzení celkových společenských nákladů s uvážením všech nežádoucích zdravotních důsledků. Případná zdravotní újma se vyjadřuje v peněžním ekvivalentu.
- II. Princip optimalizace: Každý provozovatel činnosti vedoucí k ozáření musí dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko škodlivých účinků a efektivní dávka byly tak nízké, jak je lze z technického a ekonomického hlediska dosáhnout. Jde o jakýsi kompromis mezi podceňováním rizika z ozáření na jedné straně a neúnosnými požadavky na zajištění absolutní ochrany a nulových dávek na straně druhé. Princip optimalizace se označuje zkratkou - ALARA („As Low As Reasonably Achievable“).
- III. Princip zajištění bezpečnosti zdrojů: Zdroje ionizujícího záření by měly být zabezpečeny tak, aby nemohlo dojít k nekontrolovatelnému ozáření nebo kontaminaci prostředí. Zdroje musí být náležitě evidovány a skladovány, aby

nedošlo k jejich odcizení či ztrátě, a aby byly zářiče svěřovány jen osobám a organizacím, které jsou pro příslušné činnosti vyškoleny a mají povolení.

- IV. Princip nepřekročení limitů: Každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření, je omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity. Limity ozáření jsou závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiačních činností, jejichž překročení není ve stanovených případech přípustné. [10]

1.4.2 Základní metody ochrany před zářením

Mezi základní způsoby ochrany před ionizujícím zářením patří ochrana časem, ochrana vzdáleností, ochrana stíněním a zabránění kontaminace, přičemž poslední způsob se týká práce s otevřenými zářiči.

- I. Ochrana časem: Absorbovaná dávka je přímo úměrná době expozice, po kterou se nacházíme v poli záření. Obdrženou dávku tedy lze úměrně snížit zkrácením pobytu v místě vystaveném ionizujícímu záření.
- II. Ochrana vzdáleností: Intenzita záření a tím i dávkový příkon jsou nepřímo úměrné druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření. Obdrženou dávku tedy lze snížit také zdržováním se co nejdále od zdroje záření, nebo od pacientů s aplikovanou radioaktivní látkou.
- III. Ochrana stíněním: Významně můžeme redukovat dávku stíněním vhodným absorbujícím materiálem. Při interakci záření s látkovým prostředím dochází k jeho absorpci (částečné, někdy i veškeré) a tím i k zeslabení toku záření. Podstatného snížení intenzity záření dosáhneme, postavíme-li záření do cesty vhodný stínicí materiál. V případě záření gama nebo RTG záření lze ke stínění použít olovo, nebo beton s příměsí barytu, tedy látky s velkou měrnou hustotou. Záření beta má menší pronikavost stačí tedy i plexisklo nebo materiál se slabší

tloušťkou. K odstínění neutronů, je nutné použití tří typů materiálů, parafín na zpomalení neutronů, bór či kadmium pro absorpci a olovo k odstínění gama záření vzniklého absorpcí.

IV. Zabránění kontaminaci: Během práce s otevřenými zářiči může dojít k povrchové nebo vnitřní kontaminaci těla. Pro zabránění vzniku kontaminace je velmi důležité dodržovat pravidla radiační hygieny. [8]

1.5 Vyšetřovací metody

1.5.1 Počítačová tomografie (CT)

Historie:

V druhé polovině šedesátých let byla zpracována analytická matematická metoda, umožňující rekonstruovat výpočtem ze superprojekce matic rotujícího vektorového prostoru rovinnou skalární maticí. Prakticky tato metoda byla uskutečněna Geoffrey Hounsfieldem v konstrukci výpočetního tomografu. Idea medicínsky využitelné transverzální tomografické metody pochází od Alana MacCormica. V roce 1970 byl zprovozněn přístroj, nazvaný výpočetní tomograf. Produkoval zobrazení s malým rozlišením a jedno zobrazení trvalo několik minut. Zanedlouho se ovšem stal jednou z nejužívanějších vyšetřovacích metod. S vývojem došlo ke zkrácení akvizičních časů a významnému zvýšení rozlišovací schopnosti. V roce 1978 byla po zásluze oběma mužům udělena Nobelova cena. [3]

Konstrukce:

Základními prvky tvořícími CT jsou - zobrazovací soustava složená ze zdroje záření X a detekčního systému uložená v gantry, vyšetřovací stůl, výpočetní systém a zdroj vysokého napětí. Technické řešení systému se vyvíjelo od původního Hounsfieldova jednodetektorového, translačního systému, přes vícedetektorový rotačně translační systém k plně rotačnímu systému rentgenka-sektor detektorů.

Helikální CT je založen na plně rotačním systému. Umožňuje navíc helikální vyšetření, kdy se nemocný uložený na vyšetřovacím stole pohybuje plynule v ose otáčení rotoru během kontinuálního načítání dat detekčním systémem. Vývoj helikálních neboli taky spirálních CT pokračoval od přístrojů pořizujících jednu stopu dat během rotace (single-slice CT) přes přístroje se zdvojením detektorové řady (dual-slice CT) až po přístroje, které pořizují během rotace až 320 datových stop (multi-slice CT).

Zároveň s rozvojem detekčního systému se zkrátila doba jednoho otočení rotoru. Významným pokrokem je také užívání vysoce citlivých keramických detektorů, což umožňuje významné snížení absorbované radiační dávky během CT vyšetření. Společně s hardwarovým vývojem CT dochází k vývoji výpočetního systému. Výpočetní systém zabezpečuje ovládání přístroje, záznam datových stop hrubých dat, rekonstrukci obrazových dat, archivaci obrazů, vyhodnocení a komunikaci s informačním systémem. V současnosti je užíván k ukládání dat univerzální formát DICOM. Tento formát dovoluje jednotlivá vyšetření zpracovávat na více pracovních stanicích od rozdílných výrobců bez ztráty informace. K vyhodnocení vyšetření se používají paralelní pracovní stanice připojené v lokální síti nebo přímo k hlavní paměťové jednotce CT. Samostatné stanice umožňují pomocí uživatelského systému postprocessing obrazů a transformaci a vizualizaci dat. Archivování dat se provádí na zapisovatelných CD-R discích, magnetooptických jednotkách nebo centrálně v klinickém informačním systému. [3]

Vznik obrazu:

Základním principem je denzitometrie. Pomocí detekčního systému je změřen úbytek záření pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem. Z mnohonásobné projekce jsou získána data o pohlcení záření v tkáni. Superprojekcí a výpočtem založeným na Fourierově transformaci se vyhodnotí míra celkového zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru. Matematicky se vytvoří matice bodů (pixelů), které odpovídají hranolům, jejichž výška je dána kolimací. Tyto hranoly nazýváme voxely. Celé zobrazení v jednom řezu je dáno tedy čtyřrozměrnou maticí (poloha v ose X, poloha v ose Y, šířka kolimace Z a míra zeslabení v daném místě tzv. denzita). [3]

Stupnice denzity:

Denzita v prostoru je definována pomocí stupnice, nazvané podle konstruktéra prvního tomografu, tedy Hounsfieldova stupnice. Jednotku nazýváme Hounsfieldova jednotka (HU). Jde o úsečku, která je rozdělena na 4096 stupňů. Ve stupnici jsou definovány dva základní body -1000 HU pro hustotu denzity vzduchu a numerický střed

0 HU pro denzitu vody. Hodnoty 3096 HU dosahují kovy a neředěná kontrastní látka. Rozdíly v denzitě jednotlivých bodů zobrazení se vizualizuje pomocí stupňů šedi. [3]

Dozimetrie:

Celková absorbovaná dávka je závislá na několika faktorech. Je to především hodnota proudu a hodnota napětí použitá k expozici, doba jedné rotace, kolimace, a počet rotací detekční soustavy. U nelokálního vyšetření je dávka závislá na celkové době expozice. Při vyšetření hlavy s nominálními hodnotami expozice 120 kV/300 mAs je přibližná dávka v centru 33 mGy, v periférii laterálně 36 mGy, při horním okraji 37 mGy a při dolním okraji 35 mGy.

Dávkový CT index (CTDI) ukazuje rozložení dávky kolem kolimované vrstvy záření, tedy profil v ose Z zobrazení. Profil dávky znázorňuje Gausova křivka. Je základním ukazatelem, na němž závisí dávka pro nemocného. Zjednodušením lze konstatovat, že snížit dávku pro nemocného během vyšetření lze snížením hodnot napětí, proudu, kolimace, počtu rotací detekční soustavy.

Běžné CT vyšetření zatěžuje nemocného značně vyšší dávkou než skiografie. Jde o přibližně dvacetinásobky dávky. [3]

CT způsoby vyšetření:

- Krokové, incrementové vyšetření: Pro jednotlivé axiální obrazy jsou získávána data a následně je rekonstruována vrstva po vrstvě. Jedná se o základní vyšetření u všech tomografů bez možnosti helikální akvizice dat. Geometrická přesnost zobrazení je maximální. Jednotlivé scany mohou těsně naléhat jeden na druhý nebo je možno použít delší posun stolu, než šíře vrstvy. Vytváříme tak mezi jednotlivými vyšetřenými vrstvami vrstvy nevyšetřené. Vyšetření lze provádět nativně, ale i s použitím kontrastní látky. Tento způsob je dosud nepřekonaný ve vyšetření mozku.
- Dynamické krokové vyšetření: Je prováděno v sekvenci vrstev v co možná nejkratším časovém odstupu. Zároveň je podána intravenózně kontrastní látka

tak, aby byl vytvořen dostatečný bolus a byl zachycen sekvencí rychlého vyšetření. Tato metodika se užívá při vyšetření parenchymatózních orgánů.

- Dynamické sériové vyšetření: Dynamické vyšetření po intravenózním podání kontrastní látky indikujeme kvůli posouzení charakteru a rozsahu perfúze tkáně, při patologickém útvaru a také z důvodu stanovení cirkulačního času pro cílené podání kontrastní látky pro CT angiografii. Jednotlivé scany jsou prováděny v různých časových intervalech v jediné pozici vyšetřovacího stolu.
- Helikální vyšetření: Spočívá ve volumetrickém načtení isotropního pole hrubých dat, ze kterého jsou zpětně rekonstruovány axiální zdrojové obrazy. Nelokální technika značně zkracuje celkovou dobu vyšetření, je zapotřebí také méně kontrastní látky pro intravenózní podání. Umožňuje věrné geometrické zobrazení prostoru. Helikálním způsobem je možno provádět i vyšetření ve více fázích nástřiku pro posouzení dynamiky perfúze kontrastní látkou.

CT angiografie je způsob helicálního vyšetření spojený s cíleným podáním kontrastní látky pro zobrazení cév. Kolimace je volena vzhledem k průsvitu vyšetřované cévy. [3]

Podání kontrastní látky:

Denzita měkkých tkání, parenchymatózních i dutinných orgánů a cévního systému se liší jen málo, aplikuje se injektorem k jejich zvýraznění kontrastní látky. Pro vyšetření měkkých tkání je základem nitrožilní podání kontrastní látky, kontrastní náplň cév je přirozeně také nezbytná při zobrazování onemocnění kardiovaskulárního systému výpočetní tomografií. Intravenózní aplikace také dovozuje po vyloučení ledvinami zobrazit dutý systém, močovody a močový měchýř, a posoudit tak jejich morfologii, patologické procesy včetně poruch vylučování. Pro vyšetření gastrointestinálního traktu se užívají kontrastní látky perorálně, perrektálně, intratekálně, intraartikulárně, do peritoneální dutiny a do močového měchýře.

- Intravaskulární podání kontrastní látky: Převažuje intravenózní podání kontrastní látky. Podáváme jodové kontrastní látky, které se vylučují z organismu uropoetickým systémem.
- Perorální podání kontrastní látky: Lze použít izodenzních či hypertenzních kontrastních látek. Jako izodenzní lze použít vodu, kterou nemocný vypije, nebo sondou podanou karboxymethylcelulózu či roztok HP 2000. Izodenzní kontrastní látka umožňuje diferenciaci procesů stěny trávicí trubice, jež byly maskovány pozitivní látkou. Rozdíl v denzitě stěny trávicí trubice a náplně lze potencovat podáním bolu kontrastní látky. Jako hypertenzní kontrastní látky lze použít jodové či baryové látky. Ke kvalitní perorální náplni je zapotřebí vypít 1000 – 1500 ml kontrastu frakcionovaně po doušcích s frekvencí jednoho polknutí přibližně každých 10 s. Jodové kontrastní látky je nutné ředit vodou. Speciální CT baryové suspenze jsou vhodnější než jodové kontrastní látky.
- Perrektální podání kontrastní látky: Opět lze použít hypertenzní a izodenzní kontrastní látky. Nemocný přichází k vyšetření vyprázdněn.
- Podání kontrastní látky do preformovaných dutin: Kontrastní látkou lze naplnit močový měchýř pomocí zavedeného katétru. Peritoneálním dialyzačním katétreem je možno naplnit i peritoneální dutinu.
- Intraartikulární podání kontrastní látky: CT angiografie se provádí po podání kontrastní látky intraartikulárně za skiaskopické kontroly. Podáváme po lokálním znecitlivění neiontovou kontrastní látku naředěnou s lokálním anestetikem v poměru 1:1. Objem podané kontrastní látky při monokontrastním vyšetření by neměl být menší než 10ml a neměl by přesáhnout 15ml. Lze provést také dvojkontrastní vyšetření. Následuje vyšetření výpočetní tomografií s kolimací kolem 2,5 mm, nejlépe nelokálně.
- Intrahekální podání kontrastní látky: Vyšetření CT perimyelografie následuje po podání kontrastu pro perimyelografii či radikulografii. CT cisternografie se většinou podává jodová pozitivní kontrastní látka subokcipitálním přístupem či lumbální punkcí v množství 10-15 ml. [3]

Postprocessing:

Jde o technické zpracování a zobrazení dat v CT. Axiální řezy z CT jsou v počítači skládány do datového volumu, který je dále zpracováván 2D a 3D technikami. Datový volume u inkrementálního CT je rozdělen podle voxelů, kdy na ose Z je kolimace řezu a na ose XY pixel (voxel-based model). U helikálních CT je v rovině XY pixel a v ose Z rekonstrukční inkrement (grid-based model). [3]

1.5.2 Magnetická rezonance (MR)

Historie:

V roce 1945 byly poprvé pozorovány signály jader vodíku ve vodě a v parafinu, v padesátých letech se objevují první sériově vyráběné MR spektrometry. Měřena byla sice většinou pouze jádra vodíku, protony, ale získané informace se ukázaly být nesmírně cennými při určování struktury sloučenin, především organických. První ^{13}C MR spektra byla popsána v roce 1957. Širokopásmový dekaplink vodíků se objevil v roce 1965. Od té doby se MR spektroskopie velmi rychle rozvíjela a stala se nezbytnou součástí strukturní analýzy. Zavedení supravodivých magnetů a jejich zdokonalování umožnilo postupné zvyšování intenzity magnetického pole a tím i citlivosti a rozlišení metody. Objev dvoudimenzionálních technik v 70.tých letech vedl k technikám schopným podat kompletní informaci o skeletu molekuly a prostorovém uspořádání atomů. Metody umožňující snímání spekter nebo alespoň získávání určitých informací o jádrech atomů v malých prostorových elementech uvnitř objektů daly vzniknout MR zobrazování (MR imaging, MR tomografie, MRT).

O významu magnetické rezonance svědčí i několik Nobelových cen udělených v této oblasti. V roce 1943 získal Nobelovu cenu za fyziku Otto Stern za objev magnetického momentu protonu. V roce 1944 získal Nobelovu cenu za fyziku Isidor Isaac Rabi za jeho rezonanční metodu pro zjištění magnetických vlastností atomových jader V roce 1952 získali Nobelovu cenu za fyziku Felix Bloch a Edward Mills Purcell za rozvoj nových metod pro přesná měření jaderného magnetismu a první detekci MR signálu. V roce 1991 získal Nobelovu cenu za chemii Richard R. Ernst za jeho

příspěvek k rozvoji vysoce rozlišitelné magnetické rezonance, zavedení Plzních technik měření a použití Fourierovy transformace a zavedení dvoudimenzionálních MR technik. V roce 2002 získal Nobelovu cenu za chemii Kurt Wüthrich za vývoj MR jako metody umožňující určení trojrozměrné struktury biologických makromolekul v roztoku. V roce 2003 získali Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu Paul C. Lauterbur a Peter Mansfield za vypracování metody zobrazování magnetickou resonancí.

Dnes jsou tradiční metody NMR spektroskopie nepostradatelnou pomůckou syntetického chemika při sledování průběhu reakcí a ověřování struktury produktů. Speciální, časově náročnější techniky umožňují řešit struktury i velmi komplikovaných sloučenin, např. sekundární a terciární struktury biopolymerů, a studovat interakce mezi nimi. Obrovskou výhodou MR spektroskopie biomolekul je, že můžeme zjišťovat jejich třídimenzionální strukturu za „fyziologických“ podmínek (v roztoku o určitém pH, teplotě, iontové síle) Pomocí MR tomografie jsou dnes již běžně studovány tkáně a orgány v lidském těle. [18]

Konstrukce a princip:

Důležitou součástí přístroje je zdroj velkého magnetického pole. Celkem běžně používané pole o intenzitě 1,5 Tesla je asi 20 000krát silnější než magnetické pole Země. Existují však už i stroje o intenzitě 3 Tesla. Tak silné pole je technicky náročné vytvořit. V současnosti se jako zdroj nejčastěji používá supravodivá cívka. Pro její supravodivé vlastnosti je nutná velmi nízká teplota, cívka je proto v lázni z tekutého helia udržována při teplotě -269°C . Dále přístroj obsahuje například volumové cívky, které ze všech stran obkružují tělo pacienta a slouží k vysílání i přijímání signálů či gradientní cívky, které vytvářejí přídatná magnetická pole. Důležité je, že přijímací zařízení musí být co nejbližší k pacientovi, proto vypadá celý přístroj jako tunel o průměru asi 60 cm, do kterého pacient zajede na pohyblivém lůžku. Celý přístroj je umístěn v místnosti, která izoluje jeho magnetické pole od okolí.

Vyšetřování magnetickou rezonancí (MR) se opírá o zjišťování magnetických momentů souboru jader některých atomů v tkáních nebo jiném materiálu po aplikaci radiofrekvenčního impulsu. Touto metodou lze za určitých podmínek získat obrazovou

informaci (tomografie magnetickou rezonancí) a jinými postupy získat analytickou informaci o biochemické struktuře vyšetřované tkáně (spektroskopie magnetickou rezonancí). Základem jsou vlastnosti jader atomu vodíku, která obsahují jediný proton. V lidském těle je více než 100 triliónů atomů vodíku a každý má vlastnosti spinu, tj. v magnetickém poli spontánně rotuje kolem své osy a to různými směry (izotropně). Různorodé směry magnetických momentů se navzájem ruší. Pokud jsou jádra atomu vodíku v silném magnetickém poli, dochází k jejich orientaci podle tohoto pole a spiny se orientují paralelně. Jsou-li současně stimulována krátkými radiofrekvenčními pulzy vysoké frekvence a určité vlnové délky, absorbují pak jejich energii a jsou elevována do stavu vyšší energie. Tento jev se nazývá rezonance jader. Po odeznění pulzu ustává příliv přídatné energie a nabuzené spiny se vrací různou rychlostí do své původní orientace v magnetickém poli. Přitom vydávají energii, dochází k relaxaci jader. Uvolněnou energii ve formě elektromagnetických vln lze změřit speciálními cívkami orientovanými kolmo ke spinu jader, ve kterých se indukuje slabý elektrický proud – MR signál. Tento jev se nazývá magnetická rezonance. Vydávaná energie rezonujících jader atomu vodíku je zaznamenávána a transformována výkonnými počítači do analogového obrazu vyšetřované tkáně. MR obrazy jsou dány hustotou protonu vodíku v různých tkáních, které jsou modifikovány buněčnými, fyzikálními, chemickými a dalšími vlastnostmi vyšetřovaných tkání. Obraz vzniká pod přímým vlivem a za využití nejméně tří faktorů (hustoty sledovaných atomových jader v daném tkáňovém objemu, relaxační doby T1 a relaxační doby T2). Obě relaxační doby jsou závislé na biologických vlastnostech a magnetických vazbách mezi sebou a okolím. MR přístroje umožní v obrazu buď zvýraznění či potlačení relaxační konstanty T1 (podélný relaxační čas) a T2 (příčný relaxační čas) a hustoty protonů. Na tomto základě získáváme tři základní obrazy, které zobrazují vlastnosti zachycené tkáně – T1 vážený obraz (T1W), T2 vážený obraz (T2W) a případně protonovou denzitu (PD). Zobrazené tkáně jsou buď izosignální, hypersignální (s vyšší signálovou intenzitou – zobrazen jako světlé okrsky), hyposignální (tmavé okrsky), až bez signálové intenzity (černé okrsky). [15]

Radiofrekvenční cívky:

- Permanentně zabudované cívky: Jsou zabudovány v gantry přístroje, nejsou přímo vidět. Dále je dělíme na:
 - Volumové, které obkrouží celé tělo pacienta, slouží jako vysílač excitačních frekvencí a současně jako přijímač signálu. Slouží jako celotělová cívka a je relativně daleko od povrchu těla.
 - Gradientní cívky, umístěny blízko stacionárního magnetu
 - Vyrovnávací, které vyrovnávají nehomogenity magnetického pole
- Povrchové cívky: Příkladují se k vyšetřovaným částem těla, jsou různě tvarované. Slouží jako přijímací cívky a jsou umístěny těsně u vyšetřované části, tudíž zlepšuje kvalitu vyšetření. Skládají se ze závitů Cu nebo Ag vodiče, indukuje se v nich proud o velikosti několika mikrovoltů. Tyto signály se dále zesilují, mění se jejich frekvence z MHz na KHz a nakonec se digitalizují pomocí analogo-digitálního převaděče a přenáší se do počítače. Do této skupiny cívek patří hlavové cívky, krční a páteřní cívky, speciální cívky neck a head coil, spine coil cívka na páteř, speciální ramenní, kolenní a zápěstní cívky, univerzální flexibilní cívky, endorektální cívky k vyšetření rektu, speciální cívky pro vyšetření břicha a hrudníku, prsní cívky, phased array coils což je skupina cívek za sebou navázaných povrchových cívek tak aby zachytily delší úsek. [12]

Vznik MR obrazu:

Důležitým pojmem při MR vyšetření je pojem prostorové rozlišení, nebo prostorová informace o struktuře vyšetřovaných tkání. V homogenním magnetickém poli, které vytváří samotný magnet, mají všechny protony stejnou Larmorovu frekvenci. Z tohoto stavu nejsme schopni získat prostorovou informaci o struktuře tkání. Získání této informace a vznik výsledného MR obrazu se děje pomocí algoritmu Fourierovci transformace, která kóduje prostorovou lokalizaci MR signálu třemi různými gradientními impulsy. Pomocí tohoto algoritmu jsme schopni získat 2D a 3D MR obrazy různé velikosti a prostorového rozlišení. Pro uplatnění Fourierovci

transformace je nutné použít další magnetické pole tzv. gradientní magnetické pole. K vytvoření přídatného gradientního magnetického pole je nutné použít gradientní cívky. Gradientní cívky umožňují změnu magnetického pole pomocí krátkodobých impulsů v předem určených na sebe kolmých směrech podél osy x,y, z s přesným načasováním a časovým omezením na dobu trvání elektromagnetického impulsu.

Prvním impulsem, kterým získáme prostorovou informaci ve směru osy z je tzv. selektivní excitace. Impulsem vytvoříme nové magnetické pole, jehož intenzita roste v podélné ose těla pacienta a vytváří magnetický gradient, nebo rovinu řezu určující gradient. Jednotlivé části těla jsou tedy vystavené magnetickému poli s rozdílnou intenzitou, které odpovídá určitá rezonanční frekvence. Tím, že použijeme impuls s určitou frekvencí, dodáme energii protonům vrstvy, kterou chceme zobrazit. Protony v okolních tkáních zůstanou neexcitované. Mimo roviny řezu jsme schopni určit i hloubku řezu pomocí magnetického gradientu a jeho strmosti. Abychom dosáhli co nejtenčího řezu použijeme úzké pulsní pásmo a co nejstrmější magnetický gradient.

Druhý gradientní impuls který použijeme pro získání obrazové informace o struktuře tkání se nazývá fázi určující gradient. Po odeznění RF impulsu se aplikuje fázi určující gradient jen na velmi krátkou dobu těsně před aplikací frekvenci určujícího gradientu ve směru osy y. Po odeznění fázi určujícího gradientu se Larmorova frekvence rotujících protonů znovu sjednotí vlivem stejné intenzity primárního magnetického pole. Podstatnou změnou je však změna ve fázi závislá na poloze ve směru fázového kódování. Rotující protony vrstev, které jsou umístěné blíže k počátečnímu bodu směru fázového kódování, zvýší rychlost své precese a po odeznění fáze určujícího gradientu mají mírný náskok ve fázi před protony ve vzdálenějších vrstvách. Pomocí fázového kódování získáváme postupně plnění řádků k-prostoru a tím prostorovou informaci o rozložení jednotlivých protonů v dané vrstvě ve směru fázového kódování.

Posledním, třetím gradientním impulsem, který aplikujeme hned po aplikaci fázi určujícího gradientu je impuls s názvem frekvenci určující gradient. Frekvenci určující gradient je podobný prvnímu rovinu určujícímu gradientu a skládá se z dvou impulsů. První impuls, který aplikujeme těsně po fázi určujícím gradientu, způsobí defázi a druhý

impuls kompenzuje refází. Důležitým faktem je to, že v čase druhého impulsu frekvenčního kódování dochází k naměření echa. Impulsy frekvenčního kódování se aplikují ve směru osy x kolmo na dlouhou osu těla v směru zprava doleva, případně zleva doprava. Po aplikaci získáme rozdílnou Larmorovu frekvenci rotujících protonů v předem vybuzené vrstvě ve směru frekvenčního kódování. Před aplikací impulsu frekvenčního kódování byla totiž Larmorova frekvence protonů v daném řezu stejná. Při aplikaci frekvenci určujícího gradientu ve směru zprava doleva mají rotující protony umístěné na pravé straně řezu větší Larmorovu frekvenci a tím emitují signály s vyšší frekvencí jako protony umístěné v levé části řezu. Tím získáme prostorovou informaci o rozložení jednotlivých protonů v dané vrstvě ve směru frekvenčního kódování, tedy plnění sloupců k-prostoru.

Princip vzniku MR obrazu jsme si pro jednoduchost vysvětlili v 2D zobrazování. Při 3D zobrazování získáváme zdrojová data nejen z jednotlivých řezů, ale také z celého vyšetřovaného objemu tkání. Ze zdrojových dat je možné následným postprocessingem získat obrazy ve všech rovinách. Avšak obrazy zpracované v dalších rovinách mají značně sníženou rozlišovací schopnost proti obrazům získaným v primární rovině. Velkou nevýhodou 3D zobrazování je, že zdrojová data jsou sbírána během celé doby měření. Pokud dojde k jakémukoliv pohybu pacienta během samotného měření 3D sekvence, všechny výsledné obrazy budou znehodnoceny pohybovým artefaktem (rozmazané).

S použitím všech tří gradientních impulsů jsme schopni získat v MR zobrazení výsledný 2D, nebo 3D MR obraz. V dnešní době obsahuje MR systém kvalitní a silné gradientní cívky, čímž nám poskytují dostatečně silné gradientní magnetické pole potřebné k získání rychlých MR obrazů s maximálním rozlišením. [12]

Základní MR vyšetřovací sekvence:

Základními vyšetřovacími sekvencemi jsou tzv. Spin-echo sekvence, které můžeme rozdělit na tři hlavní typy:

- T1 vážený obraz: jedná se o krátkou sekvenci, platí, že solidní tkáně jsou světlejší než tekutiny, snímek připomíná CT. Je to základní sekvence u většiny vyšetření, slouží hlavně k přesné anatomické verifikaci. Tekutina se v této sekvenci jeví tmavá, hyposignální, tuk bílý, hypersignální, solidní tkáně světlejší, lehce hypersignální a kalcifikace, či proudění krve, kompakta pak asignální.
- 2/ T2 vážený obraz: jedná se o dlouhou sekvenci, platí zde, že solidní tkáně jsou tmavší než tekutina. T2 sekvence je citlivější v časné detekci vody, což má za hlavní výhodu v průkazu edému. Tekutina se tady naopak jeví jako bílá, hypersignální, tuk šedý, izo až hyposignální, solidní tkáně tmavé, hypersignální a kalcifikace, proudění krve a kompakta pak asignální.
- 3/ PD proton denní obrazy: závisí hlavně na hustotě protonů H, je součástí T2 sekvence. Využívá se méně často jak T1 a T2 obrazy, uplatňují se u vyšetření mozku či velkých kloubů. Tekutina se jeví spíše tmavě šedá, tkáně s vyšším obsahem vody jsou tmavší než ostatní.

V praxi se dále mohou použít další sekvence jako STIR sekvence na potlačení tuku, FLAIR sekvence na potlačení vody, Single-shot sekvence redukující k-prostor až o 50% nebo Multi-shot sekvence při zobrazení žlučových či pankreatických vývodů.[12]

Kontrastní látky v MR:

Kontrastní látky pro Magnetickou resonanci se používají hlavně na bázi Gadolinia. Tento prvek je paramagnetický a zkracuje relaxační časy. Zkrácení relaxačních časů je výrazné hlavně v T1 sekvenci, kdy je kontrastní látka výrazně hypersignální, proto po podání kontrastní látky vyšetřujeme prakticky vždy v T1 sekvenci.

Chemická substance je tvořena makromolekulou želatiny, proto KL neproniká do buněk, ale zůstává jen v krevním řečišti. Za normálních okolností neproniká přes hematoencefalickou bariéru, pouze při onemocnění (záněty, nádory, cévní léze) pronikne přes narušenou bariéru do nejjemnějších piálních tepen.

Koncentrace KL se udává v mmolech. U běžné KL je dávka 0,2 ml/kg váhy a obvyklé množství na jedno vyšetření je 10–15 ml. U modernějších, koncentrovanějších, látek (např. Gadovist) je dostačujícím množstvím 0,1 ml/kg váhy a celkově 7 ml. Firemní názvy kontrastních látek pro magnetickou rezonanci jsou Magnevist, Omniscan, Prohance, Dotarem a Optimark.

Aplikace KL je indikována zejména v neuroradiologii, jak při afekcích mozku, tak páteře a páteřního kanálu. Dále v kontrastní MR angiografii.

Z právního hlediska jsou možnosti vedlejších reakcí, jejichž prevence a výběr pacientů je totožné jako při aplikaci jodových KL. Z praxe je vyplývá, že počet vedlejších reakcí je minimální, ale nelze se na to jednoznačně spoléhat.

Moderní kontrastní látky:

- Supermagnetické – na bázi oxidu železa (Fe_2O_3), bývají označovány zkratkou SPIO (supermagnetic iron oxid). Jedná se mikročástice o velikosti 3–5 nm, proto mohou částečně proniknout i intracelulárně. Své uplatnění nacházejí zejména při vyšetřování jater. Výrazně reagují v T2 v.o., snižují intenzitu signálu, na obrazu jsou hyposignální.
- Resovist je KL, která se vychytává asi z 10% v Kupfferových buňkách RES jater.
- Teslascan – základem této kontrastní látky je mangan (Mn). V určitém procentu se hromadí přímo v jaterních buňkách (hepatocytech). Proto se označuje jako kontrastní látka hepatospecifická. Po jejím podání je možné odlišit na základě změny signálu v T1 i T2 jaterní tkáň obsahující hepatocyty od tkáně, které ji neobsahují (např. metastázy).

Tyto moderní KL jsou poměrně drahé a jejich diagnostická výtěžnost není jednoznačná. Moderní KL se neustále vyvíjejí a cílem těchto výzkumů je vytvořit takovou látku, která nebude cirkulovat jen v krvi, ale bude schopna cíleně proniknout do buněk různých orgánů. [12]

1.5.3 Ultrasonografie (UZ)

Historie:

V dnešní době je nejrozšířenější a zároveň nejsnáze dostupnou diagnostickou zobrazovací metodou je Ultrasonografie. Metody využívající ultrazvuk se začaly vyvíjet na počátku 50 let 20.století, a to po dvou samostatných liniích. Základem zobrazovacích metod, určených ke studiu morfologie zobrazovaných tkání, byla ultrazvuková průmyslová defektoskopie - metoda nedestruktivního průkazu vad materiálu, používaná v průmyslu od 30.let minulého století. Tato metoda je založena na detekci akustických rozhraní, tj. rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích. K detekci těchto rozhraní se nejčastěji používá impulsní odrazové metody. Druhá skupina metod, založená na Dopplerově principu, slouží k detekci pohybu tkání a k měření rychlosti toku krve. Zpočátku se obě skupiny metod vyvíjely odděleně a teprve v první polovině sedmdesátých let dochází k jejich kombinaci. Od té doby se mimo jednoúčelových dopplerovských přístrojů pro speciální angiologické účely a malých přenosných ultrasonografů vyrábějí ultrazvukové diagnostické přístroje obsahující jak zobrazovací, tak dopplerovské moduly. Obě ultrazvukové diagnostické techniky prodělaly za více než 50 let své existence neobyčejně prudký technický rozvoj a staly se integrální součástí zobrazovací diagnostiky v řadě lékařských oborů. Díky své pořizovací ceně, mobilnosti a dostupnosti se ultrasonografie stala nejčastěji používanou diagnostickou zobrazovací metodou v řadě lékařských oborů. [5]

Konstrukce a princip:

Ultrazvukový diagnostický přístroj slouží k vytváření tomografických obrazů vyšetřované tkáně na základě různé odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur. Podle zpoždění odrazu ultrazvukového signálu vzniká informace o hloubce odrazu a analýza amplitudy odraženého signálu poskytuje informaci o odrazivosti dané struktury. Skládá se z těchto základních součástí:

- vyšetřovací sondy
- elektronické obvody, nutné pro buzení piezoelektrických elementů sondy a pro zpracování zachycených odrazů do podoby obrazu
- zobrazovací jednotky (obrazovky)
- záznamové jednotky

Současné ultrasonografy jsou plně digitalizované a funkce všech výše uvedených součástí je řízena mikroprocesory. Na analogovém principu je založeno jen vlastní snímání obrazu. Počítačová technologie umožňuje předprogramování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření (preset), dodatečné zpracování a manipulaci s obrazem (postprocessing) a uložení obrazů i textových dat na vhodné paměťové medium, či do nemocniční počítačové sítě. [6]

Principem ultrazvuku jsou mechanické kmity o frekvenci vyšší než je horní frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha to znamená vyšší než 20 kHz. Pro diagnostické účely se však používá vysokých frekvencí v megahertzové oblasti.

Ultrazvukové kmity se pružným prostředím šíří formou vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného. Jen v kostech se ultrazvuk šíří formou vlnění příčného. Zdrojem ultrazvukových kmitů pro diagnostické účely jsou převážně elektricky buzené piezoelektrické měniče. Každé prostředí, ať živé či neživé, je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry. Nejdůležitějšími z nich jsou rychlost šíření ultrazvuku daným prostředím (tzv. fázová rychlost), akustická impedance a útlum. Množství akustické energie odražené na akustickém rozhraní, je funkcí rozdílu akustických impedancí tkání, tvořících toto rozhraní. Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů,

odražených od tkáňových rozhraní. Útlum je závislý na kmitočtu ultrazvukových kmitů a hraje důležitou roli při volbě zobrazovací frekvence. [5]

Vyšetřovací sondy:

Sondy můžeme rozdělit podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu na konvexní a lineární. Výhodou sektorového způsobu zobrazení je možnost sejmout celý akustický řez vyšetřovanou oblastí z poměrně malé vstupní plochy tzv. akustického okna. Důležité to je při transtorakálním vyšetřování srdce nebo při vyšetřování jaterní krajiny z mezižeberních prostorů. V poslední době zcela převládají sektorové sondy, u nichž je ultrazvukový svazek vychylován elektronicky na principu phased array. Pravoúhlé zobrazení poskytují tzv. lineární sondy. Jsou tvořeny systémem velkého počtu miniaturních měničů uspořádaných do souvislé řady. Lineární sondy vyšších kmitočtů se používají především pro vyšetřování povrchových orgánů a v kombinaci s dopplerovskými moduly pro vyšetřování cév. Kombinaci obou uvedených způsobů zobrazení představují tzv. konvexní sondy. Uspořádáním elementárních měničů odpovídají lineární sondě, konvexní tvar plochy s měniči však poskytuje obraz, který odpovídá sektorovému záběru. Existují ještě další modifikace v uspořádání měničů. Jednou z nich je uspořádání měničů v podobě mezikruží. Nejdokonalejší obraz poskytují v současné době tzv. maticové sondy. Jejich základem je soustředná konfigurace velkého počtu miniaturizovaných piezoelektrických elementů, vysílajících širokopásmový signál. Vysílací elementy jsou umístěny v centru, přijímací na celé ploše matice. Přijímacích měničů je nejméně 2 krát více než vysílacích. Hlavní výhodou je lepší kvalita obrazu, nevýhodou pak větší poruchovost a vyšší cena. [5]

Každá sonda má stranové označení, které pro správnou orientaci obrazu musí souhlasit s polohou značky na obrazovce. Přepínání jednotlivých sond se děje buď mechanicky pomocí tlačítek nebo automaticky podle zvoleného druhu vyšetření. Novinkou v ultrazvukové zobrazovací technice jsou tzv. maticové sondy. Jejich podstatou je speciální uspořádání miniaturizovaných piezoelektrických měničů, přičemž vysílací měniče jsou v centru sondy, přijímací na celé ploše. Mají lepší kvalitu obrazu co se týče kontrastu a ostrosti.

Ultrazukové vyšetření je až na výjimky (peroperační vyšetření) neinvazivní a obrazy jsou snímány s povrchu těla. Snaha získat detailní obrazy orgánů ležících v blízkosti přístupných tělesných dutin vedla ke konstrukci endokavitárních sond. Dnes se používají transvaginální sondy k vyšetření orgánů ženské malé pánve, transrektální sondy k vyšetření rekta a prostaty, transesofageální sondy k vyšetření srdce a peroperační a laproskopické sondy k použití během chirurgických zákroků. Tyto sondy zobrazují buď v jedné rovině (monoplanární), ve dvou na sebe kolmých rovinách (biplanární) nebo ve více rovinách (multiplanární). Zvláštním typem endokavitárních sond jsou miniaturní sondy endoluminální, pracující s velmi vysokými kmitočty (30 - 40 MHz) a zaváděné katétrů do tenkých dutých orgánů k zobrazení jejich stěn.

Dalším typem jsou sondy endosonografické, které spojují výhody endoskopického a ultrazukového vyšetření. [5]

Vznik UZ obrazu:

Ultrazukem je v podstatě mechanické kmitání o frekvenci vyšší než je horní frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha., tedy vyšší než 20 kHz. V diagnostice se používá vysokých frekvencí v megahertzové oblasti. Ultrazukové kmity se pružným prostředím šíří formou vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného. Jen v kostech se ultrazuk šíří též formou vlnění příčného. Zdrojem ultrazukových kmitů v diagnostice převážně elektricky buzené piezoelektrické měniče. Každé prostředí, ať živé či neživé, je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry. Nejdůležitějšími z nich jsou rychlost šíření ultrazuku daným prostředím (tzv. fázová rychlost), akustická impedance a útlum. Množství akustické energie odražené na akustickém rozhraní, je funkcí rozdílu akustických impedancí tkání, tvořících toto rozhraní. Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. Útlum je závislý na kmitočtu ultrazukových kmitů a hraje důležitou roli při volbě zobrazovací frekvence. [5]

UZ zobrazování:

Základním typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné zobrazení A, charakterizované sledem výchylek časové základny osciloskopu. Poloha výchylky odpovídá místu odrazu, její amplituda množství odražené akustické energie. Tento typ zobrazení je dosud používán v oftalmologii především k biometrickým měřením.

Dalším z typů ultrazvukového obrazu je dvojrozměrné zobrazení, označované jako zobrazení B, charakterizované zachycenými odrazy modulujícími jas stopy na obrazovce. U původního statického zobrazení B vznikal obraz velmi pomalu ručním posunem a nakláněním sondy, tvořené jediným měničem. Tímto způsobem nebylo možno zachytit a posoudit obrazy pohyblivých struktur ani podrobnější vnitřní strukturu vyšetřovaných tkání a orgánů.

Třetím typem ultrazvukového obrazu je zobrazení M, vypracované pro potřeby kardiologického vyšetření. Při zachycení pohybující se struktury A - obrazem se na obrazovce objeví tzv. plovoucí echo, z něhož je možno rozeznat jen hranice pohybu.

Nahrazením výchylek časové základny svítícími body je možno zaznamenat časový průběh jejich vzájemného pohybu.

Nejčastěji se využívá zobrazení B dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (128 - 256 stupňů šedi). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlédnutí včetně možnosti sledování pohybu. Někdy se dynamické systémy označují jako systémy pracující v reálném čase. [5]

1.5.4 Angiografie (DSA)

Historie:

Tato metoda byla poprvé vyvinuta v roce 1927 portugalským neurologem Egasem Monizem. Moniz se zaměřoval především na kontrastní rentgenovou angiografii mozku pro určení diagnózy různých druhů nervových onemocnění. Je považován za prvního průkopníka v tomto oboru, v roce 1927 v Lisabonu předvedl první mozkový angiogram. O dva roky později v Lisabonu představil Reynaldo Cid dos

Santos první aortogram. Spolu s uveřejněním Seldingerovy techniky v roce 1953 se angiografie stala výrazně bezpečnější metodou. Tato technika odstranila nutnost používání ostrých nástrojů, které do té doby musely zůstat uvnitř vaskulárního lumen.

Princip:

Angiografie je lékařská metoda využívaná k zobrazení cévního řečiště lidského těla, zejména pak tepen, žil a srdečních komor. Do cévního řečiště je pomocí Seldingerovi techniky zaveden katétr nejčastěji punkcí stehenní tepny z třísla. Po provedení lokální anestézie lékař speciální jehlou nabodne stehenní tepnu a skrz ni pak zavede tenký kovový vodič, poté jehlu vytáhne. Vyšetření se provádí na specializovaném angiografickém pracovišti. Nad pacientem je pohyblivé rameno rentgenu a lékař tak může průběžně kontrolovat polohu nástroj, která zavádí. Po vodiči zavede lékař do tepny tzv. sheath, což je plastová trubička, skrze kterou lze zavádět nástroje do tepny, pojistka přitom zabraňuje zpětnému vytékání krve ven z tepny. Pod rentgenovou kontrolou poté lékař zavede do požadované oblasti katétr. Katétre se do dané oblasti vstříkne kontrastní látka. Podle druhu cévního onemocnění pak může lékař přistoupit k léčebnému zákroku. Při přítomnosti zúžení tepny, kvůli kterému jsou tkáně špatně zásobeny krví a nemůžou správně fungovat, může lékař provést výkon, kterým postižený úsek rozšíří a obnoví tak dostatečný krevní průtok v postižené tkáni. Takovým výkonem je PTA (Perkutánní transluminální angioplastika), kdy lékař cévu zevnitř rozšiřuje pomocí nafukovacího balónku popřípadě zavedením takzvaného stentu, který slouží jako výztuž tepenné stěny a udrží tak její dostatečný průsvit. Jiná léčba se provádí u aneurysmat, což jsou vakovitá rozšíření v daném místě nedokonalé cévní stěny, která by bez léčby mohla prasknout a zakrvácet okolí. Lékař je při arteriografii může různými metodami ucpat, aby se tak nestalo. Nejčastějším způsobem provádění angiografie je v dnešní době DSA neboli digitální substrakční angiografie.[19]

DSA (digitální substrakční angiografie):

Jde o kombinaci skiaskopického zařízení se zesilovačem rentgenového obrazu a zařízením pro digitalizaci obrazu. Principem DSA je substrakce rentgenového záznamu před vstřikem kontrastní látky od záznamu po vstřiku kontrastu. Tím dochází k eliminaci okolí a výsledný obraz zanechává pouze cévního systému. Pro bezpečné navedení instrumentária do cévy slouží promítnutí skiaskopického obrazu tepen do vybraného obrazu z angiografie na pozadí. K přesnější anatomické orientaci při zavádění instrumentária slouží ještě přídavné monitory. Jeden pro skiaskopii, na dalším je zastaven vybraný obraz s předchozí angiografie, na dalším monitoru lze zobrazit obraz v 3D rekonstrukci a další obrazovka monitoruje TK, EKG a pulsová frekvence se saturací O₂. Nevýhodou DSA jsou vznikající pohybové artefakty při pohybu pacienta, nebo fyziologickém pohybu uvnitř těla. [19]

2 Cíle práce a hypotézy:

Cíl 1

Stanovit nezbytnost aplikace metod s ionizujícím zářením při diagnostice magistrálních tepen

Cíl 2

Podle výsledků nastítnit koncepční trend zobrazovací techniky, která v daném použití začíná převládat a bude se v budoucnu s největší pravděpodobností nejvíce užívat

Cíl 3

Zjistit, která z používaných metod je nejvýhodnější (z hlediska kvality, ceny a radiační zátěže)

Hypotéza 1

Magnetické rezonance je nejpoužívanější metodou při stanovení diagnózy

Hypotéza 2

Ultrasonografie je při postižení magistrálních tepen mozku z hlediska ekonomického a radiační zátěže výhodnější než zbývající metody

3 Metodika a sledovaný soubor:

Do zkoumaného souboru byli vybráni pacienti s různou mírou postižení magistrálních tepen mozku, kteří podstoupili vyšetření a léčbu ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně.

Použitá data byla předem anonymizována a připravena vedoucím práce doc.MUDr.Petrem Krupou CSc. ke zpracování. Šlo o náhodný výběr 96 pacientů, kteří prošli vyšetřením magistrálních tepen za použití jedné nebo více diagnostických metod. Věkové rozmezí bylo 25 – 70 let různého pohlaví.

Z použitých dat o zkoumaném souboru byla vybrána kritéria, dle nichž byla vypracována výzkumná část.

Kritéria potřebná ke zkoumání obsahovala:

- metodu, kterou byl pacient vyšetřen
- diagnózu stanovenou na základě rozhodujícího vyšetření
- následný léčebný postup
- případnou radiační zátěž na pacienta při použití metody s ionizujícím zářením
- cenu v bodech za jednotlivé výkony

Anonymní pacienty jsem seřadil podle metod, jež rozhodly o dalším postupu léčby, s tím že jsem rozlišil metody rozhodující o následné léčbě pacienta a metody nerozhodující. Dále jsem zaznamenal diagnózy rozhodujících metod, přičemž jsem vynechal diagnózy stanovené metodami, které nebyly rozhodující pro další léčebný postup.

4 Výsledky :

V úvodu výsledkové části je uvedena tabulka 1, která obsahuje soubor 96 anonymních pacientů, kteří byli náhodně vybráni z databáze Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. U těchto vybraných pacientů bylo provedeno jedno nebo více vyšetření pro stanovení diagnózy. Zeleně jsou vyznačeny ty diagnostické metody, jež byly nejpřesnější a díky kterým byl pacientům doporučen další postup léčby. U pacientů s více použitými vyšetřovacími metodami jsou uvedena doplňující čísla v závorce, která určují pořadí, v jakém byly tyto metody prováděny. V tabulce dále vidíme diagnózu stanovenou rozhodujícím vyšetřením a následný léčebný postup.

4.1 Tabulka 1

<i>Pac.</i>	<i>MR</i>	<i>CT</i>	<i>DSA</i>	<i>UZ</i>	<i>Diagnóza</i>	<i>Léčebný postup</i>
1.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-80%, 20mm	Konzervativní postup
2.	MRAG karotid				Stenóza ACC(dx)-30%; ACI-80%	Endarterektomie
3.	MRAG karotid				Stenóza ACC(dx)-80%, 18mm; ACI-60%	Plánovaná PTA
4.				UZ karotid	Významná stenóza ACC(sin) a a.sub.sin	Nutná verifikace CT angiografií
5.	MRAG karotid				Filiformní stenóza ACI(dx)- 12mm	Endarterektomie
6.	MRAG karotid				Stenóza ACC(dx)-3mm; ACC(sin)-65%	Zatím nerozhodnuto
7.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-50%	Konzervativní postup
8.	MRAG karotid				Uzávěr ACI(dx); Stenóza ACI(sin)-60%	Konzervativní postup
9.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-80%, 11mm; ACI(dx)-50%, 5mm	Konzervativní postup
10.	MRAG karotid				Filiformní stenóza ACE	Zatím nerozhodnuto
11.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-80%; ACI(sin)-60-70%	Plánované operační řešení
12.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-15mm; ACI(dx)-40%, 9.5mm	Konzervativní postup
13.	MRAG karotid				Bez významných stenóz	Konzervativní postup
14.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Uzávěr ACI(dx); Stenóza ACI(sin)	PTA ACI(sin) + implantace stentu

<i>Pac.</i>	<i>MR</i>	<i>CT</i>	<i>DSA</i>	<i>UZ</i>	<i>Diagnóza</i>	<i>Léčebný postup</i>
15.	MRAG karotid				Uzávěr ACI(dx)	Konzervativní postup
16.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-70-80%	Konzervativní postup
17.	MRAG karotid				Stenóza ACE(dx); Etážová stenóza ACI(sin)	Desobliterace + plastika
18.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-60%	Konzervativní postup
19.	MRAG karotid				Stenóza ACC(dx)-65%; Stenóza ACI(sin)-60%	Konzervativní postup
20.	MRAG karotid (2)			UZ karotid (1)	Uzávěr ACI(dx); Stenóza ACI(sin)-60-70%	Konzervativní postup
21.	MRAG karotid (2)	CTAG karotid (1)			Uzávěr ACI(dx);	Konzervativní postup
22.	MRAG karotid (2)			UZ karotid (1)	Stenóza ACI(dx)-50%, Stenózy v ACE	Plánované operační řešení
23.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-85%, 4mm	Konzervativní postup
24.	MRAG karotid				Filiformní stenóza ACI(sin)	Konzervativní postup
25.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-70%, 6mm	Konzervativní postup
26.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Etážová stenóza ACI(dx); Filiformní stenóza ACI(sin)	PTA ACI(sin) + implantace stentu
27.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-70%; Stenóza ACI i ACE(sin)-60%	Konzervativní postup
28.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-60%; Filiformní stenóza ACI(dx)	Doporučena implantace stentu
29.	MRAG karotid (2)			UZ karotid (1)	Uzávěr ACI(dx); Stenóza ACI(sin)-80%, 13mm	Konzervativní postup
30.	MRAG karotid				Bez významných stenóz	Konzervativní postup
31.	MRAG karotid (1)	CTAG karotid (2)			Stenóza ACE(dx); stenóza ACI(sin)-60-70%	Endarterektomie
32.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-50%; Exulcerovaný sklerotický plát ACI(sin)	Desobliterace
33.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx); Filiformní stenóza ACI(sin)	Konzervativní postup
34.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-50%; stenóza ACI(dx)-70%	Konzervativní postup
35.	MRAG karotid (2)			UZ karotid (1)	Stenóza ACI(dx et sin)-60-70%	Konzervativní postup
36.	MRAG karotid				Uzávěr ACI(sin)	Konzervativní postup

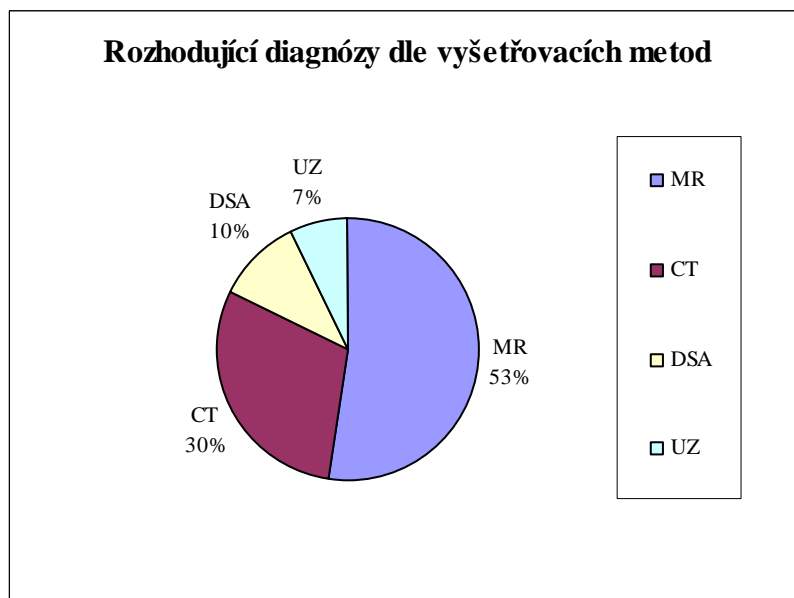
<i>Pac.</i>	<i>MR</i>	<i>CT</i>	<i>DSA</i>	<i>UZ</i>	<i>Diagnóza</i>	<i>Léčebný postup</i>
37.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Stenóza ACI(dx)-85%; Stenóza ACI(sin)-65%	PTA + implantace stentu
38.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)	Konzervativní postup
39.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)	Desobliterace
40.	MRAG karotid 2x (1)(2)				Uzávěr ACI(dx); Stenóza ACI(sin); Stenóza ACE(sin)	Konzervativní postup
41.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-80%	Konzervativní postup
42.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-80%; Uzávěr ACI(sin)	Konzervativní postup
43.	MRAG karotid				Uzávěr ACC(sin)	Bypass
44.	MRAG karotid				Stenóza ACI(sin)-80%	Konzervativní postup
45.	MRAG karotid (2)			UZ karotid (1)	Stenóza ACI(dx) na hranici významnosti až dle MR	Konzervativní postup
46.	MRAG karotid (3)	CTAG karotid (1)	DSACAG (2)		Stenóza ACI(sin)-90%; stenóza ACI(dx)-90%	Endarterektomie
47.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)-75%; Stenóza ACI(sin)-50%, 2mm	Konzervativní postup
48.	MRAG karotid				Uzávěr ACI(dx)	Konzervativní postup
49.	MRAG karotid				Stenóza ACI(dx)	Desobliterace
50.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx)-70%, Stenóza ACI(sin)	Endarterektomie
51.	MRAG karotid (1)	CTAG karotid (2)			Stenóza ACI(dx)-80%	Endarterektomie
52.	MRAG karotid (1)	CTAG karotid (2)			Stenóza ACI(dx)-70%	Konzervativní postup
53.		CTAG karotid			Kinking ACI(sin)	Zatím nerozhodnuto
54.		CTAG karotid (2)		UZ karotid (1)	Bez významných stenóz	Konzervativní postup
55.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx)	Zatím nerozhodnuto
56.		CTAG karotid			Stenoza ACE(sin)-50%; Stenóza ACI(sin)-80%	Konzervativní postup
57.		CTAG karotid (2)		UZ karotid (1)	Stenóza ACI(sin)-65%, 2.5mm	Konzervativní postup

<i>Pac.</i>	<i>MR</i>	<i>CT</i>	<i>DSA</i>	<i>UZ</i>	<i>Diagnóza</i>	<i>Léčebný postup</i>
58.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx)-80%, 1.5cm, Uzávěr ACI(sin)	Konzervativní postup
59.		CTAG karotid			Stenóza ACI(sin)-60-70%, 2cm	Desobliterace
60.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx)-80%, 1.7cm	Konzervativní postup
61.		CTAG karotid			Uzávěr ACI(sin)	Konzervativní postup
62.		CTAG karotid			Bez významných stenóz	Konzervativní postup
63.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx)-60%, 1.5cm; Stenóza ACI(sin)-80%	Konzervativní postup
64.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx)-50%; Stenóza ACI(sin)-90-95%	Desobliterace
65.		CTAG karotid			Bez významných stenóz	Konzervativní postup
66.		CTAG karotid			Stenóza ACI(sin)	Desobliterace
67.		CTAG karotid			Stenóza ACE, ACC, ACI(dx)-95%; Stenóza Sub(sin)-90%	Konzervativní postup
68.		CTAG karotid			Uzávěr Sub(dx); Kalcifikační pláty ACI(sin)-30-40%	Bypass
69.	MRAG karotid		DSACAG		Bez přesvědčivé patologie	Konzervativní postup
70.		CTAG karotid 2x (1) (2)			Průkaz Aneuryzmat ACM(sin et dx), ACA	Zatím nerozhodnuto
71.	MRAG karotid (3)	CTAG karotid (2)	DSACAG (1)		Intracerebrální hematom	Konzervativní postup
72.			DSACAG		Stenóza ACI(sin)-60%	Konzervativní postup
73.		CTAG karotid	DSACAG + PTA		Uzávěr kmene a.cer.media	Trombolýza
74.	MRAG karotid (2)		DSACAG + PTA	UZ karotid (1)	Uzávěr ACC(dx); Filiformní stenóza ACI(sin)	PTA ACI(sin) + implantace stentu
75.	MRAG karotid (1)		DSACAG (2)		Průkaz Aneuryzma	Ošetření endovaskulární embolizační technikou
76.			DSACAG		Bez významných stenóz	Konzervativní postup
77.		CTAG karotid	DSACAG + PTA		Stenóza ACI(dx)50%; Uzávěr ACM(dx)	PTA extrakce trombu
78.		CTAG karotid			Uzavěr a.basilaris	Trombolýza
79.		CTAG karotid	DSACAG		Intracerebrální hematom	Plánované operační řešení

<i>Pac.</i>	<i>MR</i>	<i>CT</i>	<i>DSA</i>	<i>UZ</i>	<i>Diagnóza</i>	<i>Léčebný postup</i>
80.		CTAG karotid	DSACAG		Stenóza ACI(sin)	Konzervativní postup
81.		CTAG karotid	DSACAG		Oboustraný uzávěr ACI	PTA ACI neúspěšné, konzervativní postup
82.			DSACAG		Průkaz durální píštěle	Uzávěr píštěle při AG
83.		CTAG karotid	DSACAG		Krvácení z malformace	Konzervativní postup
84.		CTAG karotid	DSACAG		Neprokázané podezření krvácení z CTAG	Konzervativní postup
85.			DSACAG		Bez přesvědčivé patologie	Konzervativní postup
86.			DSACAG + PTA		Filiformní stenóza a.sub.sin	PTA arteria subclavia(sin) + implantace stentu
87.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Uzávěr ACI(dx); Stenóza ACI(sin)	PTA ACI(sin) + implantace stentu
88.	MRAG karotid 2x (1)(2)		DSACAG + PTA		Etážová stenóza ACI(dx); Filiformní stenóza ACI(sin)	PTA ACI(sin) + implantace stentu
89.		CTAG karotid			Stenóza ACI(dx); Uzávěr ACM(dx)	PTA rekanalizace kalcifikované stenózy ACI(dx)
90.		CTAG karotid			Průkaz Aneuryzma	Plánované operační řešení
91.		CTAG karotid	DSACAG + PTA		Uzávěr ACM(sin)	PTA extrakce embolu
92.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Stenóza ACI(dx)-6mm	PTA ACI(dx) + implantace stentu
93.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Stenóza ACI er ACE(dx)-50%; Filiformní stenóza ACI(sin)	PTA ACI(sin) + implantace stentu
94.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Stenóza a.sub.dextra	PTA a.subclavia dextra + implantace stentu
95.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Filiformní stenóza a.sub.sin	PTA a.subclavia sinistra + implantace stentu
96.	MRAG karotid		DSACAG + PTA		Stenóza ACI(dx)-70%, 10mm	PTA ACI(dx) + implantace stentu

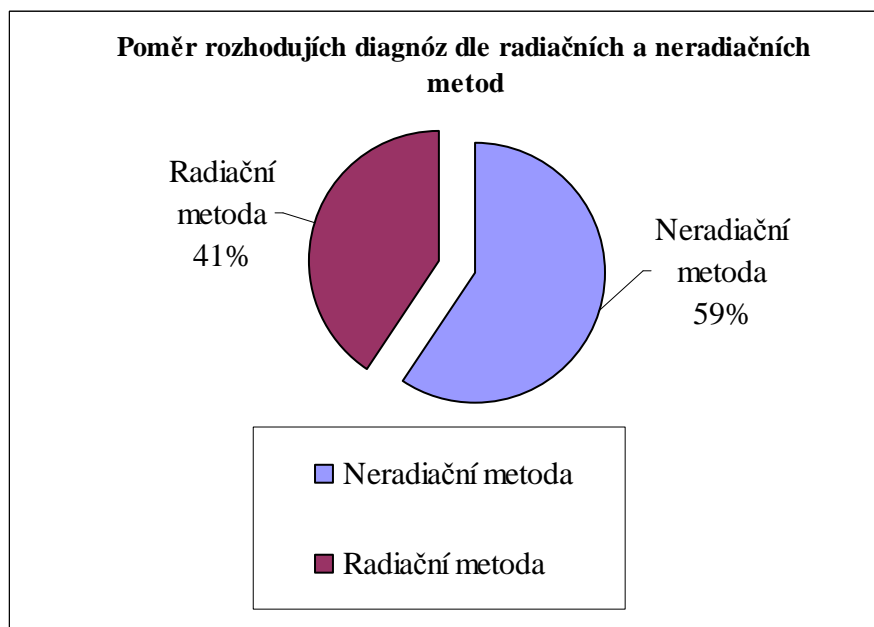
Z tabulky 1 je patrné, jaké vyšetřovací metody byly při stanovení diagnózy rozhodující a toto je zaznamenáno v grafu 1. Zjistili jsme, že nejčastější metodou, jež rozhodla o dalším léčebném postupu je v 53 % případů Magnetická rezonance, ve 30 % Počítačová tomografie, v 10 % případů Angiografie a v 7 % Ultrasonografické vyšetření.

4.1.1 Graf 1



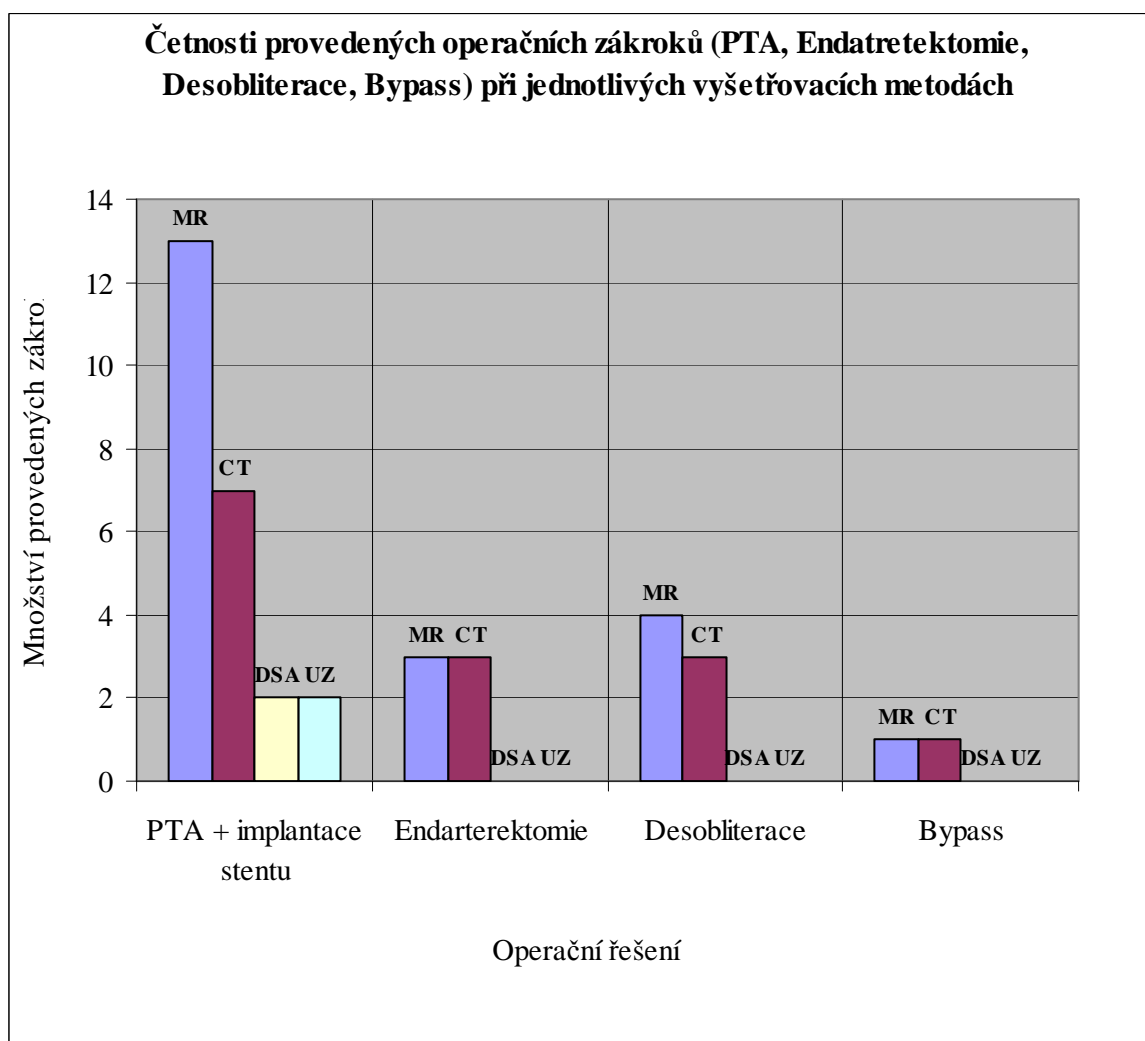
V grafu 2 je znázorněn poměr rozhodujících diagnóz dle radiačních a neradiačních metod. Výsledek ukázal, že v 59 % případů rozhodla o dalším léčebném postupu neradiační metoda.

4.1.2 Graf 2



Graf 3 ukazuje četnost provedených operačních zákroků (PTA, Endarterektomie, Desobliterace, Bypass), pro které bylo rozhodnuto na základě jednotlivých vyšetřovacích metod. Dle grafu 3 je Magnetická resonance nejčastější metodou při stanovení zákroku PTA jako dalšího postupu následována asi v polovině případů vyšetřením Počítačové tomografie a jen v malé míře DSA a Sonografií. Naopak k výkonu endarterektomie, desobliterace a bypassu rozhodla Magnetická resonance a Počítačová tomografie v přibližně stejném poměru zatím co DSA a Ultrasonografie o těchto zákrocích nerozhodla ani v jednom případě.

4.1.3 Graf 3



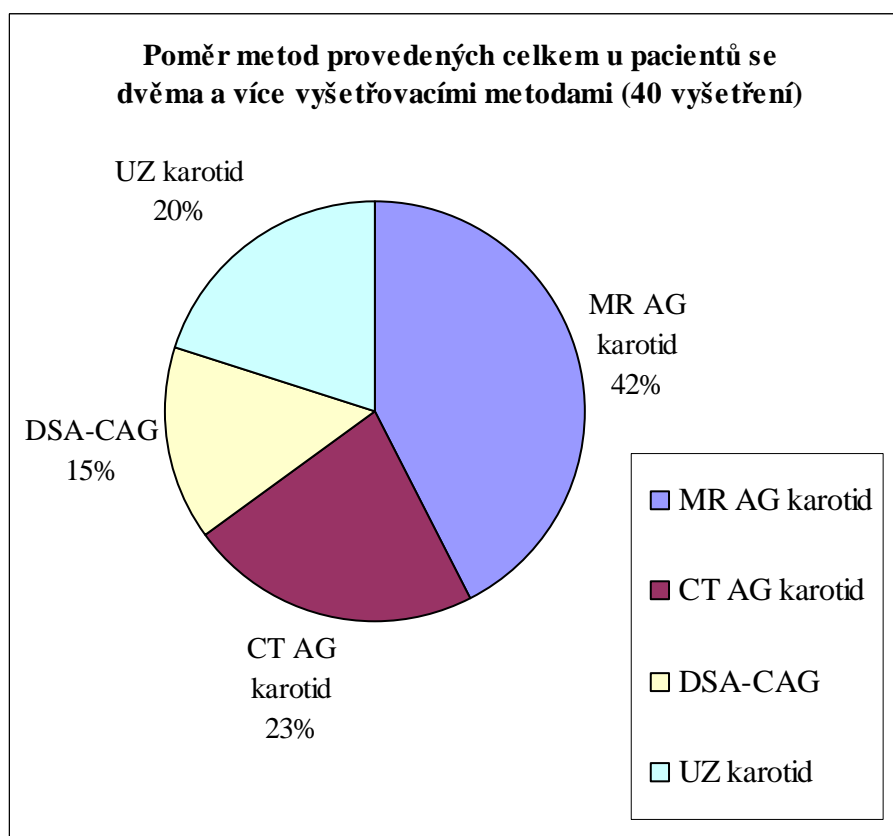
Do tabulky 2 bylo vybráno 18 pacientů, u nichž bylo během jejich vyšetření použito dvou a více diagnostických metod. Jejich výsledky jsou zde porovnány a seřazeny podle vyšetřovacích metod tak, jak po sobě následovaly. Nás zajímalo, která z těchto metod byla nejpřesnější pro stanovení dalšího léčebného postupu.

4.2 Tabulka 2

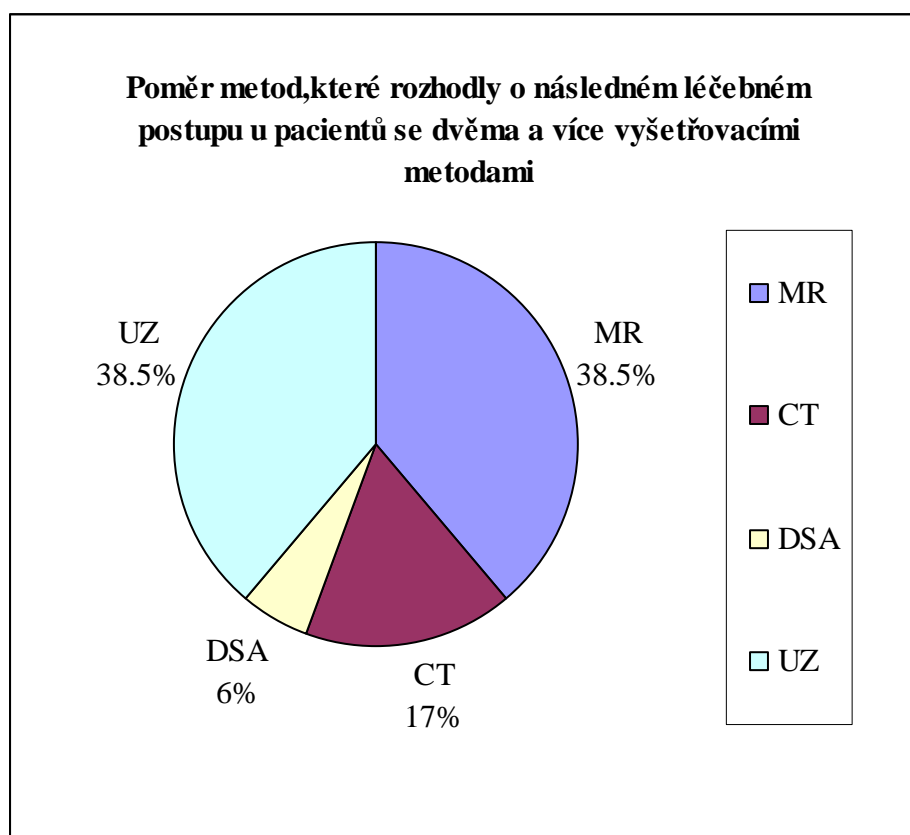
<i>Pac.</i>	<i>MRAG</i>	<i>CTAG</i>	<i>DSA</i>	<i>UZ</i>	<i>Porovnání výsledků metod</i>
1.	karotid (2)			karotid (1)	UZ-ACC-bez stenóz, ACIdx-obliterace, ACIsin-60% MR-ACIdx-obliterace, ACIsin-60-70%
2.	karotid (2)	karotid (1)			CT-ACI-se neplní, MR-ACI uzávěr
3.	karotid (2)			karotid (1)	UZ-ACEdx-35-40%, ACEsin-40-45%, ACIdx-50%, MR-nevýtěžné
4.	karotid (2)			karotid (1)	UZ-ACC-40%, ACIdx-obliterace, ACEbilat-40% MR-ACC-norma, ACIdx-bez náplně, ACIsin-80%
5.	karotid (1)	karotid (2)			MR-ACC-norma, ACI-lehčí nerovnosti kontur, ACE- odstupová stenóza, CT-ACC a ACIdx-průchodné, ACE- krátká odstupová stenóza, ACIsin-60-70%
6.	karotid (2)			karotid (1)	UZ-ACI-výrazněkalcifikované pláty, stenóza bilaterálně 60-70%, MR-ACC a ACEdx norma, ACI- klacifikované změny
7.	karotid (1)		CAG + PTA (2)		MR-ACIdx-85%, ACIsin-65%, DSA-ACIdx- významně stenotická, ACIsin-hemodynamické změny
8.	karotid 2x (1)(2)				MR-ACIdx-uzávěr, ACIsin-stenóza, ACEsin-stenóza
9.	karotid (2)			karotid (1)	UZ-ACIdx-70-80%, ACIsin-kalcifikované pláty, MR- ACIdx-na hranici významnosti
10.	karotid (3)	karotid (1)	CAG (2)		CT-ACIdx-hypoplasstický úsek, CAG-ACIsin-90%, ACIdx-90%, MR-ACIdx-významná stenóza, stejný nález i vlevo
11.	karotid (1)	karotid (2)			MR-ACIdx-významná odstupová stenóza, CT- ACIdx-70%
12.		karotid (2)		karotid (1)	UZ-ACC,ACI a ACEbilat-bez průkazu stenózy nad 40%, CT-karotické povodí v pravo i vlevo bez významných stenóz, kalcifikace ACE a ACI
13.		karotid (2)		karotid (1)	UZ-ACIsin-60-70%, CT-stenóza ACIsin-70%
14.		karotid 2x (1)(2)			CT-průkaz aneuryzmat ACMbilat, ACAdx-výrazně rušící artefakty
15.	karotid (3)	karotid (2)	CAG (1)		CAG-intracerebrální hematon bez prokázaného zdroje, CT-neodhalilo nic nového, MR-potvrzení nálezu hematomu
16.	karotid (2)		CAG + PTA	karotid (1)	UZ-ACCdx-obliterace, ACCsin-55%, ACEbilat-50- 55%, ACIdx-filiformní stenóza, MR-ACCdx-uzávěr, ACIsin-významná filiformní stenóza
17.	karotid (1)		CAG (2)		MR-průkaz aneuryzmat, PAG-objemný vak aneuryzmatu na a.communicans posterior
18.	karotid 2x (1)(2)		CAG (2)		MR-průkaz aneuryzmat, PAG-objemný vak aneuryzmatu na a.communicans posterior

Graf 4 znázorňuje poměr počtu celkově provedených vyšetření jednotlivými vyšetřovacími metodami u pacientů uvedených v tabulce 2 (pacienti, u nichž byly použity před stanovením následného léčebného postupu dvě a více vyšetřovacích metod). Graf 5 uvádí v procentech metodu, která rozhodla o dalším léčebném postupu u výše uvedených pacientů. Z grafů je patrné, že MR byla použita ve 42 % případů z celkových 40 vyšetření, z toho ve 38.5 % případů rozhodla o dalším postupu léčby. CT bylo použito ve 23 % případů, přičemž rozhodnutí přineslo pouze v 17%. UZ byl použit ve 20 % případů z celkových 40 vyšetření, rozhodující pro další léčbu byl v 38.5 %. V nejmenším počtu 15 % byla zastoupena metoda DSA a pouze v 6 % případů byla tato metoda stanovena jako rozhodující k následnému léčebnému postupu.

4.2.1 Graf 4



4.2.2 Graf 5



Tabulka 3 ukazuje poměr použití jednotlivých metod u 18 pacientů. Vyšetření MR bylo provedeno u 94 % případů. CT u 50 % případů, DSA u 33 % a UZ u 44 % případů.

4.3 Tabulka 3

Metoda	MR	CT	DSA	UZ
%	94	50	33	44

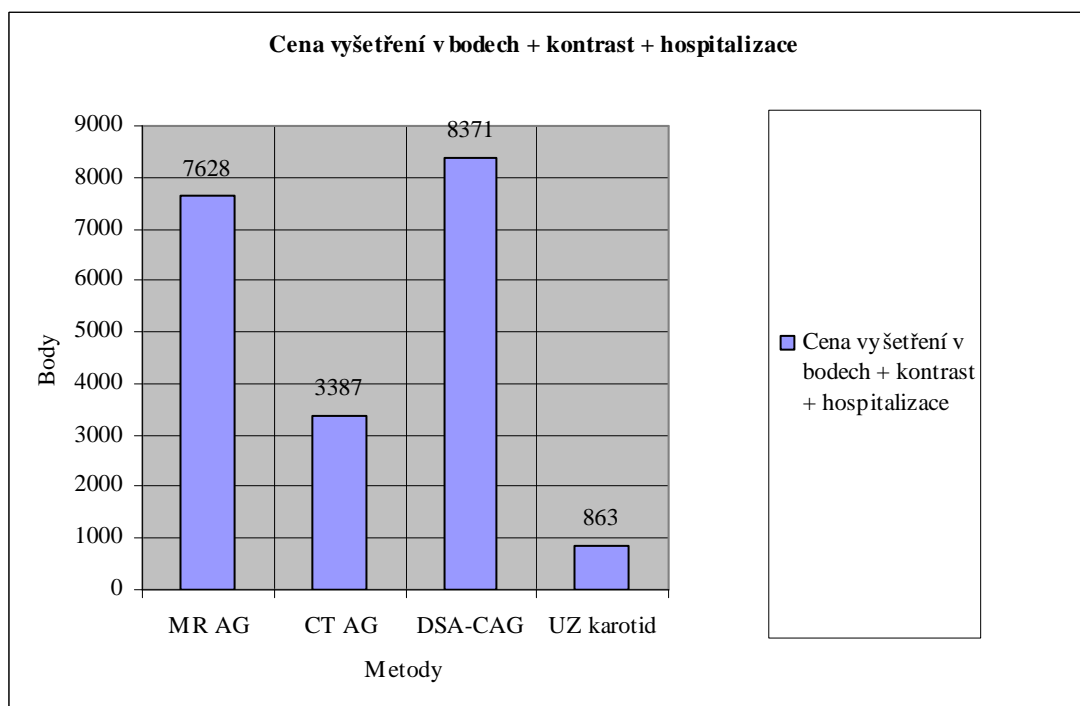
Tabulka 4 shrnuje jednotlivé metody a jejich ekonomické porovnání v bodech tak, jak jsou stanoveny v seznamu zdravotnických výkonů. Do tabulky není zahrnuta cena za použitý materiál (např. použité instrumentarium, stenty, katétry atd.), ale pouze cena výkonu s ohledem na použití kontrastní látku a hospitalizaci.

4.4 Tabulka 4

Metoda	Cena vyšetření v bodech + kontrast + hospitalizace
MR AG	7628
CT AG	3387
DSA-CAG	8371
UZ karotid	863

Z Grafu 6 vyplývá, že nejdražším vyšetřením je Angiografie následovaná Magnetickou rezonancí, Počítačovou tomografií. Nejlevnější metodou je Ultrasonografické vyšetření.

4.4.1 Graf 6



5 Diskuse

V rámci této bakalářské práce jsem se snažil porovnat různé vyšetřovací metody při diagnóze postižení magistrálních tepen mozku. S cílem nalézt optimální vyšetřovací metodu, jak z hlediska zátěže na pacienta a ekonomického zhodnocení, tak i kvality zobrazení.

První graf, který zahrnuje všechny pacienty, ukazuje, že nejčastější vyšetřovací metodou je MR v 53 %, CT jako rozhodující vyšetřovací technika byla aplikována ve 30 % případů. DSA v 10 % a ultrazvuk v 7 % případů.

Dá se říci, že MRAG dominuje pro obecný vzorek náhodně vybraných pacientů. Zatížit tento soubor pacientů radiací, tedy použití CT bylo nutné v 29 % případů a radiační invazivní technikou v 10 % případů. Počet pacientů, vyšetřených invazivní metodu anebo ultrazvukem je přesvědčivě nedominantní. Současně z toho vyplývá, že radiační techniky byly použity ve 39 % případů s prakticky malým významem nutnosti použití invazivní techniky (DSA 10%), ale současně naopak s malou možností použití nejlevnějšího a nejdostupnějšího ultrazvuku. I přesto, že ultrazvuk je nejžádanější, levný, nezatěžující a dobře dostupný, bylo pro něj rozhodnuto jen v 7 % případů. Těžko říci, zda je to zapříčiněno kvalitou vyšetření, ale možná spíše nepřilíšnou důvěrou chirurgů v tuto metodu. Tato problematika by vyžadovala hlubší rozbor a mohla by tak být námětem pro jinou výzkumnou práci.

Jedním z hlavních cílů práce bylo stanovit, zda-li je stále za potřebí ionizujícího záření při diagnostice onemocnění či nikoli. Výsledný graf 2 porovnává poměr radiačních a neradiačních metod použitých k diagnóze onemocnění pacientů a zcela zjevně naznačuje koncepční ústup metod s použitím ionizujícího záření 41% ku 59% ve prospěch neradiačních metod. Otázkou zůstává, zda-li bude možné v budoucnu opustit od radiačně zatěžujících metod či nikoli. Z výsledku je ovšem patrné, že tendence použití radiačních technik ustupuje.

Graf 3 ukazuje zajímavé rozvrstvení daného souboru pacientů v závislosti na následném ošetření. Zatímco pro endarterektomii a bypass (intervence cévního chirurga) dostačovaly k vyšetření metody MRAG a CTAG a to dokonce v zajímavém

poměru 50 na 50%, pro endovaskulární intervence používané radiologem převažuje pro výkon dezobliterace MRAG se 4 pacienty a v menší míře CT se 3 pacienty. Pro složitější výkony, ve smyslu PTA + implantace stentu jasně dominuje opět použití MR a asi v polovině případů CT a relativně minimálně přímo DSA a UZ. Z této studie lze usoudit, že radiologové upřednostňují MR jako diagnostickou metodu rozhodující pro výkon PTA a desobliterace, možná z důvodu právě snížení radiační zátěže na pacienta.

Uvedený soubor pacientů ovšem zahrnuje jak pacienty „jednoduché a nekomplikované“, kde jsme vystačili s jednou diagnostickou technikou, tak i pacienty složité a komplikované, kdy bylo nutné použít dvě anebo více diagnostických metod.

Grafy 4 a 5 se názorně zabývají vyjmutým pod-souborem pacientů, kde musely být použity dvě nebo více vyšetřovacích metod ke stanovení diagnózy. Z grafu 5 vyplývá, že co se týče rozhodnutí při stanovení diagnózy, dominují ve stejném poměru neradiační metody MR a UZ. CT je rovněž významně zastoupeno, ale v menší míře. V minimální míře je pak zastoupeno DSA.

Vzhledem k tomu, že ultrazvuk jako rozhodující metoda byl aplikován pokaždé jako metoda první volby a další techniky nepřinesly k závěru z ultrazvuku nic zásadně nového, dá se říci, že MR a CT a výjimečně DSA byly použity víceméně pro confirmaci závěru UZ a tím pádem pro zvýšení „sebejistoty“ intervenčního lékaře. Přesto celkově u těchto komplikovaných pacientů, byla podle tabulky 3 použita technika MR nejčastěji, ačkoli ne v každém případě s novým přínosem (ve 94%), na druhém místě CT u 50 % následované UZ u 44 % případů a na posledním místě DSA (33%) ovšem s minimální validitou rozhodnutí.

Poslední tabulka a graf ukazují cenové porovnání jednotlivých vyšetřovacích technik. Ačkoli se cenově jeví nejvýhodnější ultrazvuk, přes to pro vlastní rozhodnutí k intervenci byl z důvodů snad stále přetrvávající nedůvěry intervencionistů v jeho výsledky použit v nejmenším počtu případů a u komplikovaných případů byl vždy kontrolován. DSA byla používána pro vlastní rozhodnutí minimálně jak pro svoji vysokou cenu, převyšující cenu MR, tak současně pro riziko, vyplývající z invazivity a dávky záření. Zbývá cenově porovnat vyšetření CTAG a MRAG, kdy ačkoli cena CTAG je asi poloviční, přesto je jak u komplikovaných tak i nekomplikovaných

pacientů dávána přednost dražší MR, především s cílem snižovat radiační zátěž pacientů ze strany indikujících lékařů, kterými v dnešní době bývají v naprosté většině sami radiologové. To odpovídá příznivému vývoji nového koncepčního pohledu ošetřování pacientů s postižením magistrálních tepen mozku právě proto, že se příslušná terapie přelila do radiologické odbornosti.

Koncepce není nikým dána v předpisech, ale sama přirozeně vyplývá z praxe. Tato koncepce zřetelně směřuje k neradiačním metodám a z nich pak k MR. Je potěšitelné že cena zde nehraje zjevně hlavní důvod k indikaci, ale důležitější je ochrana pacienta.

Stále však nelze jednoznačně stanovit celkově nejvýhodnější vyšetřovací metodu v rámci kvality zobrazení, ceny a radiační zátěže. Magnetická rezonance je co do kvality zobrazení a míry radiační zátěže jednoznačně nejvýhodnější, čímž se potvrdil náš předpoklad, ale na druhé straně jedna z nejdražších metod. Oproti tomu ultrazvuk je ekonomicky výhodný, bez radiační zátěže a i když podle výsledků této práce je také velice úspěšný v určování diagnóz, stále nepatří mezi nejdůvěryhodnější metodu pro lékaře.

S ohledem na výsledky této práce, můžeme říci, že použití MR se stává na poli diagnostiky dominantním a mohla by tak v budoucnu potlačit, ne-li zcela nahradit metody využívající ionizujícího záření.

6 Závěr

V této bakalářské práci se zabývám srovnáváním vyšetřovacích metod při diagnóze postižení magistrálních tepen mozku. Zejména pak z hlediska zátěže na pacienta, ceny za jednotlivé vyšetřovací metody a kvalitu zobrazení.

Začátek práce je zaměřen na současný stav dané problematiky a vymezení základních pojmů s jejich teoretickými východisky. Popisoval jsem poznatky z oblasti Anatomie, kde jsem se zaměřil na cévní systém týkající se dané problematiky a uvádím stručný přehled základních typů postižení magistrálních tepen mozku. Nedílnou součástí práce je také popis RTG záření, jeho vzniku, vlastností a biologických účinků spolu s radiační ochranou a legislativou. Dále se zde podrobněji věnuji popisu principu jednotlivých vyšetřovacích metod (MR, CT, UZ a Angiografie), jež s tematikou souvisejí.

Ve druhé části bakalářské práce si stanovuji cíle a hypotézy. Popisuji zde zkoumaný soubor, jakým způsobem byla získávána data, jakým způsobem byla zpracována a dle jakých kritérií byla rozdělena. Dále uvádím výsledky a jejich interpretaci. V diskusi ověřuji hypotézy a výsledky uvádím do souvislostí a kriticky je hodnotím. Poukazuji na nezodpovězené otázky a podávám i náměty k dalším možným zkoumáním v této oblasti.

Cílem mé bakalářské práce bylo stanovit, zda-li je stále zapotřebí užití metod s ionizujícím zářením při diagnostice onemocnění a nalézt nejvýhodnější modalitu z hlediska kvality zobrazení, ceny a radiační zátěže. Bylo zjištěno, že metody využívající ionizující záření jsou používány k diagnostickým účelům již v daleko menší míře než metody neradiační a tedy, že jsou postupně na ústupu.

Jedním z cílů bylo zjistit celkově nejvýhodnější vyšetřovací metodu v rámci kvality zobrazení, ceny a radiační zátěže, ale z hlediska kvality zobrazení a míry radiační zátěže jsou magnetická rezonance spolu s ekonomicky nenáročnou ultrasonografií nejvýhodnějšími modalitami.

V hypotéze jsem očekával, že MR bude nejpoužívanější metodou při stanovení diagnózy, tato hypotéza se potvrdila. Dále jsem předpokládal, že Ultrasonografie bude

z hlediska ekonomického a radiační zátěže výhodnější než zbývající metody a proto bude tedy v rozhodování dominovat. To, že tomu tak není je fakt, že samotná ultrasonografie není brána lékaři jako dostačující diagnostická metoda, i přes pozitivní výsledky ve stanovení diagnózy, cenové relaci a nezáťažovosti.

Výsledky mé práce nejsou zobecnitelné protože zkoumaný soubor je tvořen vybranými pacienty pouze z jedné nemocnice, ale rozhodně ukazuje nové koncepční tendence ve vyšetřování magistrálních tepen.

7 Seznam použitých zdrojů

1. BOROVSANÝ, L. et al. Soustavná anatomie člověka díl II. 3. přepracované vydání. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství v Praze, 1967, 532 str.
2. ČERTÍK, B. et al. Onemocnění karotid a velkých cév aortálního oblouku. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005, str. 164. ISBN 80-247-1268-7.
3. FERDA, J., NOVÁK, M., KREUZBERG, B. Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galén, 2002, str. 663. ISBN 80-7262-172-6.
4. HEŘMANSKÝ, B. Racionální a iracionální přístup k hodnocení rizik jaderné energetiky. In: Věda kontra iracionalita 2.[cit. 2007-04-17]. Dostupné z: <http://www.sysifos.cz/index.php?id=vypis&sec=1176798988>
5. HRAZDIRA, I. Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích pro studenty lékařské fakulty. 1. vyd. Brno : Klinika zobrazovacích metod LF MU v Brně, 2008, str. 36.
6. CHOLT, M. Sonografie velkých krčních cév. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2009, str.120. ISBN 978-80-247-2664-9.
7. CHUDÁČEK, Z. Radiodiagnostika I. část. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1995, str. 293. ISBN 80-7013-114-4.
8. KLENER, V. (ed.). Principy a praxe radiační ochrany. Praha : Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000.
9. KRAJINA, A., PEREGRIN, J. Intervenční radiologie miniinvazivní terapie. 1. vyd. Hradec Králové: vydavatelství Olga Čermáková, 2005, str. 835. ISBN 80-86703-08-8.
10. MATZNER, Jan. Radiační Ochrana, doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“.
11. NAVRÁTIL, L. et al. Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2008, str. 424. ISBN 978-80-247-2319-8.
12. NEKULA, J., CHMELOVÁ, J. Základy zobrazování magnetickou rezonancí, 1. vyd. Ostrava: Zdravotně sociální fakulta Ostravské univerzity v Ostravě, 2007, 63 str. ISBN 978-80-7368-335-1
13. ROTNÁGL, J., FEITOVÁ, V. Onemocnění magistrálních tepen. Kardioforum, 2003, ročník 2003, číslo 1, 18-22.

14. ŘIHÁČEK, I., FRÁŇA, P. Cévní mozková příhoda z pohledu vnitřního lékařství: současný stav. Kardiofórum, 2004, ročník 2004, číslo 1, 28-34.
15. SEIDL, Z. Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2007, 320 str. ISBN 978-80-247-1106-5.
16. SINĚLNIKOV, R. D. Atlas anatomie člověka svazek II. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Avicenum, 1970, 472 str.
17. ŠTORK, A. Lékařské repetitorium svazek I. 4. přepracované a rozšířené vyd. Praha: Avicenum, 1981, str.
18. UOCHB [online]. 3. 2. 2002. Dostupné z: http://www.uochb.cz/web/document/cms_library/747.pdf
19. Vitalion [online]. 10. 7. 2010. Dostupné z: <http://vysetreni.vitalion.cz/angiografie/>
20. Vyhláška c. 307/2002 Sb.o radiacní ochraně, ve znění vyhlášky 499/2005 Sb. http://www.sujb.cz/docs/v307_02.pdf

8 Klíčová slova

Angiografie (DSA)

Magistrální tepny

Magnetická rezonance (MR)

Počítačová tomografie (CT)

Ultrasonografie (UZ)

9 Přílohy

Příloha 1: Angiografie (pracoviště)

Příloha 2: Magnetická resonance (přístroj)

Příloha 3: Počítačová tomografie (přístroj)

Příloha 4: Ultrasonografie (přístroj)

Příloha 1: Angiografie (pracoviště)



Příloha 2: Magnetická resonance (přístroj)



Příloha 3: Počítačová tomografie (přístroj)



Příloha 4: Ultrasonografie (přístroj)



