

Kamen P, 2008: Srovnání moderních vyšetřovacích metod na příkladu diagnostiky cévních mozkových příhod, praktický význam pro určení dalšího diagnostického a léčebného postupu. [Comparison of modern investigative methods on an example of vassal cerebral apoplexy, practical meaning for determination of next diagnostic and medical procedure. Bc. Thesis, in Czech] – 31 p., Faculty of Biological Sciences, The University of South Bohemia, České Budějovice, Czech Republic.

Annotation : CMP is an illness that is presently the third most common reason for death and the number with this diagnosis is rising. That is why is very important to be interested in the problematic about the assessment and about devices, which are the most reliable in getting information about relevance of the illness. Among these modern discovery methods that decide about next patient treatment belong MR, CT, and SONO.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, pouze s použitím uvedené literatury a rad svého školitele.

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

V Českých Budějovicích dne

.....

Podpis studenta

Poděkování :

Na tomto místě bych rád poděkoval především svému školiteli, MUDr. Martinu Mulačovi, za vedení při této práci a za rady zejména v přístrojové problematice moderních vyšetřovacích metod a Prim. MUDr. Mirku Ferrovi za připomínky v lékařské problematice cévních mozkových příhod.

Obsah :

1) Úvod a cíle práce	5
2) Charakteristika a závažnost CMP	7
2.1. Ischémické infarkty	7
2.2. Krvácení do mozkové tkáně	8
2.3. Krvácení mezi mozkové pleny	8
3) Metody moderní medicíny ke stanovení diagnózy CMP	11
3.1. Počítačová tomografie	11
3.1.1 Princip CT	11
3.1.2 Princip výstavby obrazu CT	12
3.1.3 Postup při CT vyšetření	14
3.1.4 Zpracování CT obrazu	15
3.1.5 CT perfúze	15
3.2. Ultrasonografie	17
3.2.1 Princip ultrasonografie	17
3.2.2 Princip tvorby ultrazvukového obrazu	17
3.2.3 Využití Dopplerova jevu v sonografii	19
3.3. Magnetická rezonance	20
3.3.1 Princip Magnetické rezonance	20
3.3.2 Parametry pro získání MR obrazu	21
3.3.3 Výstavba MR obrazu	22
3.3.4 Zobrazovací metody MR	23
4) Diskuze výsledků	25
4.1. Příčiny vzniku CMP	25
4.2. Výhody a nevýhody CT	25
4.3. Výhody a nevýhody MR	26
4.4. Výhody a nevýhody US	27

5) Závěr	28
6) Literatura	30

1) Úvod a cíle práce:

Jako téma, na kterém bych chtěl porovnat a zhodnotit moderní vyšetřovací a zobrazovací metody v medicíně, jsem si vybral cévní mozkové příhody (CMP).

Není to náhodou, protože CMP v současné době tvoří třetí nejčastější příčinu úmrtí a existuje předpoklad, že v roce 2020 se stanou vůbec nejčastější příčinou smrti. Pokud nedojde při CMP k úmrtí, následky ve smyslu imobility, poruch řeči a základních životních funkcí přicházejí ve velmi vysokém procentu a těžce poznamenávají další osudy přeživších pacientů i jejich nejbližšího okolí.

Zatímco ve většině vyspělých států byl v posledních 10-20 letech zaznamenán výrazný pokles úmrtnosti na CMP, česká republika patří stále mezi státy s vysokou úmrtností a vysokým procentem závažných důsledků.

V současné době se však výsledky péče o tyto nemocné lepší, a to ze dvou důvodů. Jednak je to vznik nových iktových center s příslušným materiálním, technickým a personálním vybavením, kde se dostane pacientům s CMP té nejodbornější, nejširší a nejakutnější pomoci, což má nesmírný vliv na zmírnění a minimalizaci následků mozkových příhod. Druhým důvodem, který je snad ještě důležitější, je co nejakutnější a nejdokonalejší diagnostika cévních mozkových příhod s určením jejich typu a rozsahu. Je jasné, že kapacita specializovaných center je omezená. Právě proto záleží nesmírně na tom, aby se dostal na takové pracoviště pacient nejen co nejrychleji, ale aby se jednalo zároveň o pacienta, u něhož má tato léčba smysl a naději na úspěch. A tady právě nejvíce záleží na prvním a základním stupni v systému zdravotnických zařízení, se kterým většinou pacient s akutní CMP přijde do styku. Téměř vždy (kromě velkých měst) se jedná o okresní zdravotnické zařízení. Již na okresní úrovni má tedy být jako základ dostupné vyšetření computerovou tomografií (CT), což ještě ani dnes, bohužel, neplatí všude.

Tuto mojí bakalářskou práci jsem zpracovával v Domažlické nemocnici, která je od roku 1983 první zcela nově a kompletně vystavěnou nemocnicí v České republice. Do provozu byla uvedena v lednu 2006 a jedná se o moderní zařízení s přístrojovým i dalším vybavením, které odpovídá současným evropským standardům. Samozřejmě součástí vybavení je tedy i moderní a kvalitní CT pracoviště.

CT právě díky své dostupnosti hraje stále hlavní úlohu v zobrazovacím akutním vyšetření nemocných s mozkovým infarktem a zůstává zlatým standardem v rozpoznání mozkového krvácení, kde je další situace a postup jasný.

Ale mnohé mozkové ischemie se bez podání kontrastní látky mohou na CT zobrazovat až za několik hodin. A tady nastupuje jako další následné vyšetření perfúzní CT (pCT) a CT angiografie (CTA), které zlepšují detekovatelnost nedokrevnosti (ischemie) mozkové tkáně. Ani to však nemusí být dostatečné. CT metody jsou diagnosticky poměrně suverénní v hodnocení v oblastí přední části mozkové cirkulace. V oblasti zadní cirkulace již to může být problémem a zde dominuje zobrazení magnetickou rezonancí (MRI). Ve výčtu metod by ale neměla chybět ani intrakraniální sonografie, okamžitě dostupné a neinvazivní vyšetření, které v rukou zkušeného lékaře má také svou výtečnost.

Ve své práci chci porovnat výše uváděné metody, z čehož by mělo vyplynout, že je nejen každá z nich důležitá sama o sobě. Ale že se tyto metody vzájemně doplňují a navazují na sebe. Tím v dnešní době už na počátku onemocnění rozhodují o dalším osudu pacienta, jeho další léčbě i prognóze.

2) Charakteristika a závažnost cévních mozkových příčin, rostoucí význam včasné a přesné diagnostiky :

Cévní mozkové příhody (CMP) jsou syndromem charakterizovaným náhlým vznikem neurologického deficitu, jehož příčinou je mozková **ischémie** nebo **krvácení**. Dochází k prasknutí nebo ucpání některé z mozkových cév, což má za následek poškození okolní mozkové tkáně. Ta je buď poškozena tlakem krve proudící z poškozené cévy, nebo se jí nedostává životně důležitého kyslíku a živin. Funkční integrita nervového systému je zabezpečena vysokým obratem oxidativní glykolýzy. Jelikož rezervní energetické kapacity centrální nervové soustavy jsou mizivé, je neustálý přísun kyslíku a glukózy krví nezbytnou podmínkou zachování všech funkcí mozkové tkáně.

Akutně vzniklý neurologický výpad funkce, který je způsoben poruchou mozkové cévní cirkulace, můžeme rozdělit podle příčiny a lokalizace na **nedokrevnost mozkové tkáně**. Ta je tvořena z 80 % všech cévních mozkových příčin ISCHEMICKÝMI INZULTY. Dále na **krvácivé projevy do mozkové tkáně**, které jsou z 15 % všech CMP tvořeny HEMORRHAGICKÝMI INZULTY – krvácením do mozkové tkáně při hypertenzi. A v poslední řadě 5 % na **krvácivé projevy mezi mozkové pleny** jako SUBARACHNOIDÁLNÍ KRVÁCENÍ.

2.1 Ischémické inzulty :

Příčinou ischémie jsou obvykle trombotické nebo embolické uzávěry skleroticky poškozených cév. Další příčinou mohou být senilní změny cévní stěny, mikroangiopatie, méně často i zánětlivá cévní onemocnění.

Ischémické inzulty dělíme do tří větších skupin, právě podle příčiny vzniku nedokrevnosti mozkové tkáně. První skupinou jsou *infarkty vznikající jako důsledek aterosklerózy velkých mozkových tepen*, kde se jedná o nemoc cév, při které aterosklerotické pláty zúží průsvit postižených tepen. Další skupinu tvoří *mozkové infarkty, které vznikají jako důsledek onemocnění srdce* pro které je typické to, že postihují mladší pacienty . A nakonec na *infarkty z postižení drobných tepének v důsledku dlouhotrvajícího neléčeného vysokého krevního tlaku*, které představují nejméně závažnou mozkovou komplikaci.

Mírnějšími projevy mozkové ischémie jsou tzv. **transitorní ischémické ataky (TIAs)**. Jedná se obvykle jen o několik minut trvající neobratnost či poruchu hybnosti

některé končetiny (hemiparéza), nebo poruchu řeči se zhoršením artikulace (dysartrie), ale i ztráta rozumění mluvenému slovu či nemožnost produkovat správná slova (afázie). Může také dojít ke chvilkové ztrátě vidění na jedno oko (amaurosis fuga) či ke dvojitému a rozmazanému vidění. Dále může také docházet k brnění ve stejnostranných končetinách (hemiparestézie). Trvalejší projevy mozkové ischemie jsou již známkou **skutečné ISCHEMICKÉ CMP**.

Nejhorší možností je celková nedokrevnost mozku, která vzniká nejčastěji z důvodu zástavy srdeční činnosti. Jejím důsledkem je hluboké bezvědomí až smrt mozku.

2.2 Krvácení do mozkové tkáně :

Je tvořeno 15 % všech *CMP* a postihuje především lidi s vysokým krevním tlakem. Tento druh je zatížen velmi vysokou úmrtností, až 50 % během prvních 30 dnů a jejich prognóza je špatná. Jedná se o tzv. **Hemoragické inzulty – parenchymatózní krvácení při hypertenzi**. Příčinou je ruptura stěny mozkové tepny. Krvácení utlačuje mozkovou tkáň a způsobuje výrazné zvětšení objemu příslušné oblasti mozku. Následkem těchto změn je vzestup intrakraniálního tlaku, vznik hemi – nebo kvadraparesy a ztráta vědomí. Časně dochází k rozvoji pyramidových příznaků a ztrátě vědomí. Může být přítomna kortikální obrna pohledu (déviation conjugée), oči se stáčí ke straně postižené oblasti. Dojde-li ke krvácení do mozkových komor, je nemocný v hlubokém komatu a dochází k výpadu většiny vegetativních funkcí, který sebou nese přehřátí centrálního původu , těžko ovlivnitelnou hypertenzi a respirační insuficienci.

Příznaky *mozkového krvácení* jsou kombinací projevů zvýšeného tlaku uvnitř lebky, nejčastěji se jedná o bolest hlavy, zvracení, různý stupeň poruchy vědomí a poruchy, která je určena místem krvácení.

2.3 Krvácení mezi mozkové pleny :

Subarachnoidální krvácení , které tvoří 5 % všech cévních mozkových příhod je většinou důsledkem prasknutí výdutě - **aneurysmatu** na některé mozkové tepně a znamená vždy vážné ohrožení života. Vzácnější příčinou jsou arteriovenózní aneurysmata, krvácející hemangiomy nebo difúzní krvácení při hemorhagické diatéze (trombocytopenie, poruchy

hemokoagulace). Krvácení do subarachnoidálního prostoru působí meningeální dráždění. Dále jsou vedoucími příznaky silné bolesti hlavy a krvavý mozkomíšní mok. Objem krve v subarachnoidálním prostoru utlačuje mozkovou tkáň a působí neurologické výpadové jevy.

U příznaků *krvácení mezi mozkové pleny* záleží na jeho míře. Prosakuje-li krev do okolí výdutě, pacient může mít obtíže jako při migréně nebo při zánětu dutin. Masivní krvácení mezi mozkové pleny je představováno krutou bolestí hlavy spojenou často se zvracením. Krvácení bývá často doprovázenou poruchou vědomí různého stupně.

Základní rozdělení CMP	Typ poruchy	% zastoupení	Příčina vzniku CMP
<i>Ischémie mozkové tkáně</i>	Ischémické infarkty	80	Trombotické nebo embolické uzávěry skleroticky postižených cév
<i>Krvácení</i>	Krvácení do mozkové tkáně	15	Ruptura stěny mozkové tepny
	Krvácení mezi mozkové pleny	5	Prasknutí výdutě na mozkové tepně

Tab. 1 Základní rozdělení CMP

Jak již bylo uvedeno, v naprosté většině se jedná u cévních mozkových příhod o akutní ischémie. Vzhledem k tomu, že jedinou kauzální terapií mozkové ischémie je bezprostřední obnovení průtoku krve postiženou mozkovou tkání, je výjimečný důraz kladen na velmi časný průkaz přítomnosti ischémie. Jelikož všechny způsoby léčby s sebou nesou také významná rizika vedlejších nežádoucích účinků léčby, je nutné i jasně odlišit změny, které zvyšují jejich pravděpodobnost.

Současný standard terapie mozkové ischémie mozku je založen do 3 hodin od začátku příznaků na intravenózním /nitrožilním/ podání moderních přípravků na specializovaných pracovištích, ev. do 6 hodin podání těchto medikamentů cestou intraarteriální. Vyšetřovací metody, o kterých moje práce pojednává, umožňují tohoto cíle dosáhnout. A to jak ve smyslu stratifikace nemocných pro jednotlivé způsoby léčby, ale i ve smyslu minimalizace časového intervalu mezi příjmem nemocného do spádového zdravotnického zařízení a aplikací léčby (tzv. time-to-needle).

Pro úplnost a dokreslení obrazu o mozkových ischemiích je třeba uvést i velmi významné faktory, které ovlivňují mozkovou perfúzi a které jsou pro diagnostiku CMP moderními medicínskými přístroji důležité. Jsou to hlavně reologické vlastnosti krve, především viskozita a průsvit mozkových cév. Pomocí autoregulace si mozek udržuje konstantní perfúzi během výkyvů systémového krevního tlaku a srdečního výdeje v rozmezí středního arteriálního tlaku 60 – 150 mm Hg. Autoregulačními mechanismy jsou celkové změny neurogení, myogení a mechanismy metabolické povahy, jako jsou kontrakce a relaxace hladké svaloviny v arteriolách a uvolňování vazoaktivních látek.

Podle hodnoty mozkové perfúze lze snadno určit množství poškození tkáně. Posuzování ischemie je tak principem některých moderních medicínských metod, jako je perfúzní CT, o kterém bych se blíže zmínil v následující kapitole této práce. Normální hodnota perfúze v šedé hmotě je 50 ml/100g/min. V bílé hmotě je perfúze asi poloviční.

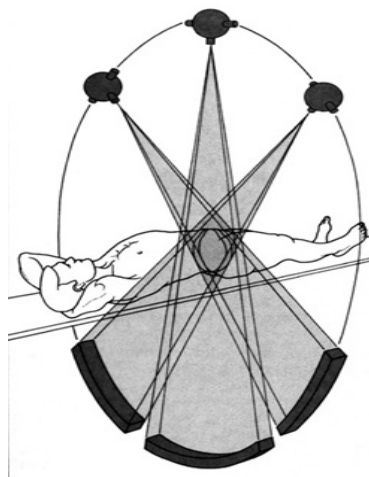
Podle hodnot prokrvení tkáně lze místo poškozené tkáně rozdělit na *jádro ischemie* (*core*), kde dochází ke zhroucení metabolismu mozkové tkáně, rychle klesá intracelulární zásoba ATP a selhává membránová stabilita. Nekróza je důsledkem snížení průtoku krve pod 12ml/100g/min. V zóně průtoku mezi 12 – 20 ml/100g/min., dochází sice k úplné ztrátě neurálních funkcí, ale nedochází k narušení integrity buněk. Tato oblast tkáně se nazývá *polostín* (*penumbra*) a jde o oblast tkáně, která je ovlivnitelná terapeutickým zásahem. V poslední řadě, kdy se hodnota perfúze pohybuje mezi 20 – 50 ml/100g/min., se jedná o *hypoperfúzi* (*oligémie*), kde si kompenzační mechanismy stačí, nebo dojde k nepatrnému narušení neurální funkce. Nejdůležitějším kompenzačním mechanismem je vasodilatace způsobená zvýšením $p\text{CO}_2$.

3) Metody moderní medicíny ke stanovení diagnózy CMP :

Překotný rozvoj techniky a především mikroelektroniky s sebou přinesl do neuroradiologie zástup nových vyšetřovacích metod. V 70. letech to byla hlavně počítačová tomografie a ultrasonografie. Na jejich sklonku se pak dále objevuje magnetická resonance. Tyto tomografické metody znamenaly doslova revoluční skok kupředu a nabídly diagnostickému zobrazování zcela nové možnosti a dimenze. Význam všech těchto zmiňovaných metod spočívá v tom, že jejich hlavním úkolem při stanovení diagnózy CMP je rozlišení krvácení od ischemie a popřípadě určení rozsahu ischemicky postižené oblasti.

3.1 Výpočetní tomografie :

V roce 1972 sestrojil fyzik Godfrey Hounsfield první klinicky použitelný výpočetní tomograf. Principem výpočetní tomografie je měření absorpce rentgenového záření tkáněmi lidského těla s použitím mnoha expozičních projekcí a následného počítačového zpracování obrazu. Rentgenka emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází vyšetřovaným objektem a je registrován sadou detektorů přeměňujících prošlá kvanta rentgenového záření na elektrický signál. Ten je digitalizován a dále zpracováván. Komplet rentgenka – detektory vykonává během expozice synchronní pohyb okolo vyšetřovaného objektu tak, že rentgenka je vždy na protilehlé straně vyšetřovaného objektu než detektory.

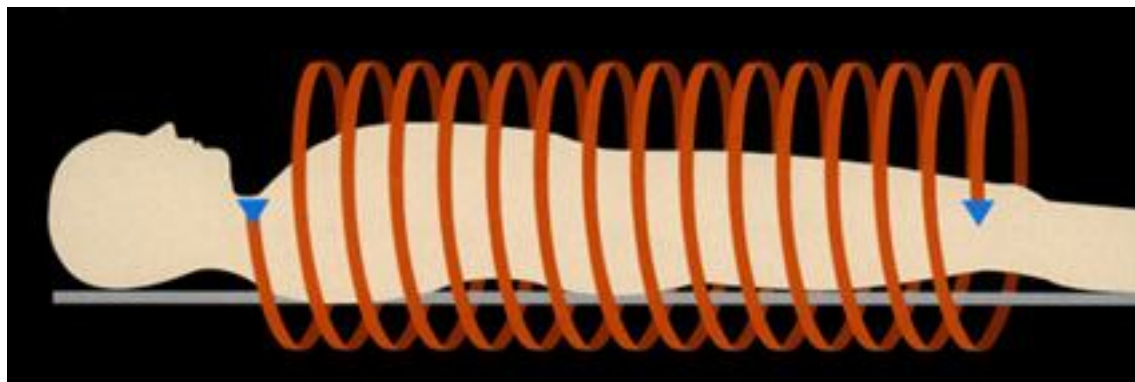


Obr.1. Princip CT

V rámci jednoho oběhu o 360° získá systém zhruba 400 – 700 projekčních měření absorpce daného objektu z různých úhlů. Výsledný prezentující obraz konkrétní (typicky

transverzální) vrstvy je o předem definované tloušťce, která je daná kolimací primárního svazku záření (1 – 10 mm).

V současné době se můžeme setkat s dvojí kategorií CT přístrojů. První tvoří dnes již ustupující *konvenční skenery*, kde rentgenka v gantry vykoná jednu otáčku ve směru hodinových ručiček a po posunu stolu do roviny další vrstvy vykoná otáčku opačným směrem. Pohyb rentgenky se tak mezi jednotlivými skeny zastavuje. Do druhé řady řadíme CT přístroje umožňující provádět vyšetření i *spirálními technologií*, kde jsou pevné kabely nahrazeny systémem po sobě klouzajících kontaktů a prstenců z vodivého materiálu. Celý rozsah oblasti je zde snímán jedinou expozicí, při níž komplex rentgenky s detektory vykonává více kontinuálních rotací kolem vyšetřovacího stolu s nemocným, který je rovnoměrně posunován skrze gantry.



Obr. 2.Schématické znázornění spirálního (helikálního) CT vyšetření

Zásadními výhodami spirálního CT je volumetrické získávání obrazových dat, dále pak podstatné zkrácení celkového skenovacího času, optimální časování skenování a provedení vysoce kvalitní obrazové rekonstrukce.

Dalším obrovským technologickým pokrokem na poli spirálního způsobu skenování bylo zavedení systémů s několika řadami detektorů vedle sebe, což umožnilo získávání dat z více vrstev v rámci jedné otočky rentgenky, čímž se opět výrazně zkrátila doba skenování.

3.1. 2 Princip výstavby CT obrazu :

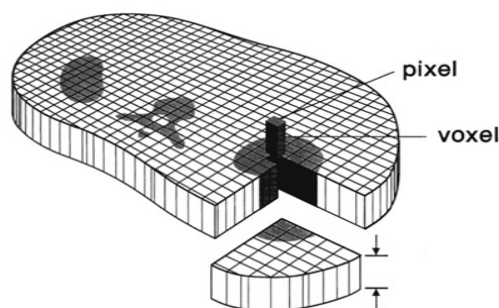
Sada údajů o absorpci záření, kterou zaznamenaly detektory z mnoha úhlových projekcí v rámci jedné vrstvy, bývá označována jako *hrubá data*. Tyto údaje jsou dále pomocí tzv. *filtrované zpětné projekce* (specifický rekonstrukční algoritmus) transformovány v obrazová data ve dvourozměrném obrazu sestaveného z matice bodů (typicky 512 x 512 bodů). Každý z těchto bodů (*pixel*) je vykreslen v konkrétním odstínu šedi v závislosti na

absorpčních vlastnostech odpovídajícího detailu tkáně v rámci vyšetřované vrstvy, numericky vyjádřeným tzv. *Hounsfieldovým absorpčním koeficientem* (HU). Hodnota této denzity vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních vztaženou k absorpci rentgenového záření ve vodě.

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

μ_{mat} - absorpční koeficient oslabení tkáně, μ_{vody} - absorpční koeficient oslabení vody

Ve skutečnosti ale vyšetřujeme objem, který je dán velikostí pixelu a tloušťkou vrstvy, tedy primární kolimací v rozmezí od 1 – 10 mm. Čím nižší je hodnota absorpce záření v daném voxelu tkáňové vrstvy, tím je tmavší odstín odpovídajícího pixelu ve výsledném obraze.



Obr. 3. Výsledná denzita (stupeň šedi) každého pixelu představuje ve skutečnosti úhrnnou průměrnou denzitu trojrozměrného objektu - voxelu, jehož tloušťka se rovná tloušťce vrstvy.

Těžiště CT technik ale nespočívá v rozlišení geometrickém, ale ve vynikajícím rozlišení kontrastním. CT přístroje běžně zaznamenají a zobrazí 4096 (2^{12}) různých absorpčních koeficientů – denzit. Rozsah tak zobrazitelných denzit je vysoký a tak se stanovili dva fixní body, kterými jsou hodnota – 1000 HU odpovídající absorpci vzduchu a hodnota 0 HU odpovídající absorpci vody. Rozložení denzit biologických tkání na CT škále je velmi nerovnoměrné.

Kdybychom každé HU jednotce přiřadili stupeň šedi, vznikl by obraz o více než 4000 odstínech šedi. Lidským okem jsem schopni rozlišit zhruba 20 – 30 odstínů šedi a tak je zapotřebí CT obraz přizpůsobit tzv. zúžením okna (*CT oknem*). Podle tkání, které se snažíme zobrazit, nastavíme úroveň okna (*Windows level*). Nad touto úrovní se ještě nastaví šířka okna (*Windows width*), a tím i denzitní rozmezí struktur, které mají být zobrazeny ve stupních šedi.

Při stanovení diagnózy CMP, kdy nás zajímají jednak minimální rozdíly v denzitě mozkové tkáně, jako jsou např. odlišení čerstvé ischemie, nebo minimální snížení denzity mozkové tkáně oproti normálu, se úroveň okna nastavuje do oblasti průměrné denzitní hodnoty mozkových struktur (např. 30 HU) a šíři okna zúžíme na nejnižší přijatelnou hodnotu (80 HU). Při tomto stanovení připadá jednomu stupni šedi denzitní rozmezí 3 HU, takže jsme schopni rozlišit šedou a bílou hmotu mozkovou, komorový systém mozku a ostatní likvorové prostory se pak v šedé škále zobrazují velmi tmavým odstínem.

3.1.3 Postup při CT vyšetření :

Výtěžnost CT vyšetření závisí na optimální volbě celé řady technicko – metodických parametrů.

Mezi základní aspekty vyšetření řadíme *určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev* . Každý CT přístroj nám umožní zhotovení topogramu, což je sumační snímek, na kterém se stanovuje poloha, orientace, počet tomogramů a úhel sklonu gantry.

Při topogramu se systém rentgenka – detektory nepohybuje.

Dalšími parametry, které musí být správně nastaveny, jsou *skenovací a obrazové parametry*, které musíme nastavit ještě před zahájením vlastního skenování, protože je retrospektivně již nelze měnit. Skenovací parametry mají přímý vliv na výslednou podobu hrubých dat. U **konvenčního způsobu skenování** sem řadíme napětí [kV], proud rentgenky [mA], dobu trvání jednoho skenu [s], počet projekcí, tloušťku vrstvy – kolimaci [mm], vzdálenost mezi středy sousedních vrstev – posun stolu [mm], sklon gantry [stupně] a časový interval mezi jednotlivými skeny [s]. Následující tabulka udává, že rozlišovací schopnost CT obrazu je nepřímě úměrná tloušťce vrstvy (kolimaci). S klesající tloušťkou vrstvy neroste jen geometrická rozlišovací schopnost, ale také kvantový šum ve výsledném obrazu. V tomto případě je šum nepřímě úměrný druhé odmocnině kolimace.

Kolimace	Počet kvant záření (fotonů)	Relativní nárůst šumu	Nárůst šumu (%)
10 mm	100 %	1	-
7 mm	70 %	1,2	20 %
5 mm	50 %	1,4	41 %
3 mm	30 %	1,8	83 %
2 mm	20 %	2,2	124 %
1 mm	10 %	3,2	216 %

Tab. 2 Porovnání kolimace s nárůstem šumu na CT obraze

Při skenování **spirálním CT** ke známým parametrům přibývá ještě rychlost posunu stolu v průběhu kontinuálního skenování, která nahrazuje posun stolu mezi skeny u konvenčního CT. Zde je rychlost určena vzdáleností, kterou stůl urazí za dobu jedné kruhové rotace rentgenky, nejběžněji za 1s. Poměr mezi hodnotou posunu stolu za jednu rotaci a kolimací vrstvy se nazývá „pitch“, který udává stoupání závitu.

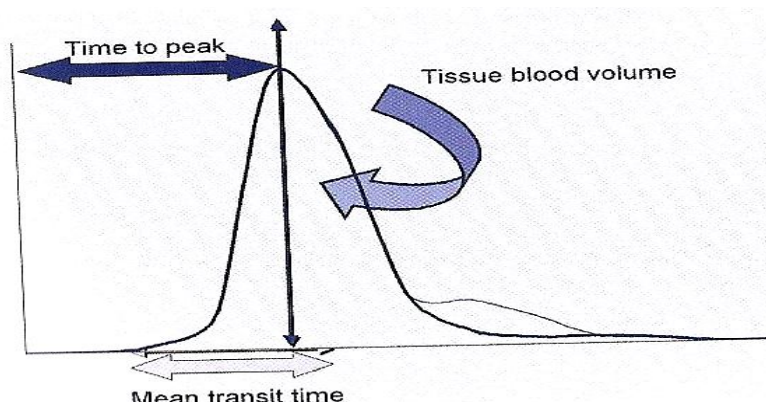
3.1. 4 Zpracování CT obrazu :

Obrazová data se dále používají ke zhotovení dvourozměrných (2D), nebo trojrozměrných (3D) rekonstrukcí, které závisí na velikosti voxelu. Veliký význam při tvoření těchto prostorových obrazů zaujímá CT angiografie (CTA), kde pomocí rekonstrukce SSD (povrchové stínování), MIP (Maximum Intenzity Projection) a VRT (Volume Rendering Technique) lze sestavit obrazy u kterých je možné posuzovat anatomii a kardiovaskulární soustavy vycházející ze spirální akvizice dat a intravenózní aplikace kontrastní látky.

3.1. 5 CT perfúze :

V případě posuzování ischemie mozkové tkáně je zapotřebí vyššího pracoviště, než jsou radiologická pracoviště okresních nemocnic. K přesnému stanovení ischemie mozkové tkáně slouží **Perfúzní CT (pCT)**, které vyžaduje využití speciálních programů pro stanovení perfúzních parametrů. Podmínkou funkčního vyšetření perfúze je provedení dynamického sériového vyšetření dané tkáně po rychlé aplikaci bolusu kontrastní látky.

Mezi základní fyziologické parametry určující význam stanovení perfúze patří *objem protékající krve* (tissue blood volume) a *průtok danou tkání* (tissue blood flow). Poměrem těchto dvou parametrů lze vypočítat parametr *Mean Transit Time* (MTT). Posuzování cirkulace se doplňuje o parametry *Time To Peak* (TTP), což je doba, za kterou dosáhne denzita tkáně nejvyšší hodnoty a parametr *Tissue Arrival Time* (TAT), který udává čas, za který se prvně objeví vzestup denzity v tkáni. Praktické stanovení parametrů mozkové perfúze a cirkulace se provádí po aplikaci kontrastní látky nitrožilně metodou hodnocení prvního průchodu kontrastní látky tkání (metoda *first-pass*).



Obr. 4. Schéma odvození cirkulačních a perfúzních parametrů

Při evaluaci perfúzního CT se nejprve stanovuje poslední bod cirkulace tkání, poté se definují všechny pixely u nichž dochází k vzestupu denzity nad stanovený práh. Program vyhodnotí tzv. *arrival time* v každém pixelu a vyhledá pixely s nejčasnějším vzestupem denzity. Z časového posunu mezi začátkem vzestupu denzity a nejvyšším nárůstem denzity se vypočítá parametr *transit time* (MTT), jako polovina tohoto posunu. Z křivky získané měřením časového vývoje denzity v pixelu se jako plocha pod křivkou vypočítává objem protékající krve (TBV). Na základě MTT a TBV se vypočítá průměrný tok krve pixelem (TBF). Vyhodnocením každého parametru v každém pixelu se vytvoří mapa, kde totožné úrovně jednotlivých hodnot představují stupně šedi nebo barevné tóny. Pomocí těchto map lze dále posuzovat poměr funkčních parametrů v jednotlivých zónách vyšetřovaného orgánu.

Významný parametr:	Zkratka:	Význam:
<i>Tissue Blood Volume</i>	TBV	Představuje objem krve protékající objemovou jednotkou tkáně – ukazatel perfúze tkáně
<i>Mean Transit Time</i>	MTT	Představuje dobu průtoku krve tkání – ukazatel perfúze tkáně
<i>Tissue Blood Flow</i>	TBF	Představuje průtok krve hmotnostní jednotkou tkání za minutu – ukazatel perfúze tkáně
<i>Time To Peak</i>	TTP	Představuje rychlost cirkulace – ukazatel cirkulačního času

Tab. 3 Mapa základních perfúzních parametrů

3.2 Ultrasonografie :

Poprvé v roce 1842, kdy rakouský fyzik a v té době i profesor matematiky na pražské polytechnice Johann Christian Doppler, formuloval princip, podle kterého se mění frekvence jakéhokoli vlnění, pohybuje-li se jeho zdroj vůči pozorovateli. Tento princip se stal základem pro jedno odvětví z moderních lékařských zobrazovacích metod, kterou je Dopplerovská ultrasonografie.

3.2. 1 Princip ultrasonografie

Ultrazvukem nazýváme tentýž druh vlnění o frekvencích vyšších, než je horní mez slyšitelnosti, tedy nad 20 kHz. Frekvence používané v diagnostické ultrasonografii představují řádově jednotky MHz, typicky v rozsahu od 2 do 10 MHz. Ultrazvuk je tak vlastně periodickým zřed'ováním a zahušť'ováním prostředí, kterým se šíří. Potřebuje tak ke svému šíření hmotné prostředí. Rychlost jeho šíření při tom závisí na hustotě daného prostředí, tedy na tom, jak rychle jsou si schopny předávat svůj periodický kmitavý pohyb. Nejrychleji se proto ultrazvuk šíří v prostředí s vysokou hustotou. Nejpomaleji pak v plynech.

<i>Prostředí</i>	<i>Rychlost [m/s]</i>	<i>Výskyt</i>
Pevné látky	4000	kosti
Kapalné látky	1540	měkké tkáně lidského těla
Plynné látky	330	vzduch

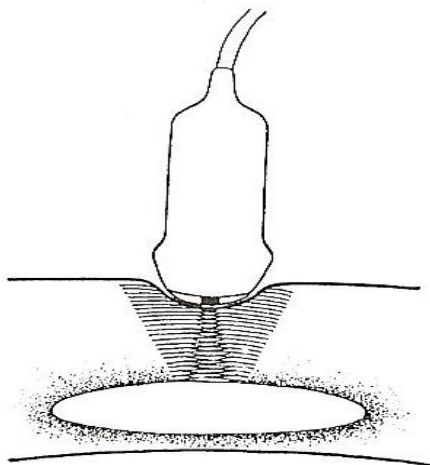
Tab. 3 Rychlost šíření ultrazvuku v daném prostředí

3.2. 2 Princip tvorby ultrazvukového obrazu

Podstatou tvorby ultrazvukového obrazu je vysílání ultrazvukového vlnění do vyšetřované oblasti s následnou registrací velkého množství jeho odrazů. Ty obecně vznikají na každém rozhraní dvou různých tkáňových prostředí a liší se mezi sebou zejména svou *intenzitou*, o které víme, že čím větší je rozdíl akustické impedance dvou různých prostředí, tím intenzivnější obraz na jejich rozhraní vzniká . Dále se pak liší *prostorovou orientací*, to je směrem odkud přicházejí. V poslední řadě pak *časovým zpožděním* mezi okamžikem vysílání ultrazvukového impulsu a následnou registrací jeho odrazu.

Ultrazvukový měnič vysílá mnohokrát za sekundu velmi krátké impulzy , jejichž úhnný svazek je sondou vyzařován v jedné rovině. Při prostupu ultrazvukového vlnění do

vyšetřované tkáně, dochází na každém akustickém rozhraní k odrazu části jeho energie. Podíl energie je tím větší, čím je rozdíl v akustické impedanci dvou prostředí vyšší. Nejen akustická impedance, která kvantitativně popisuje interakci mezi ultrazvukovým vlněním a prostředím, ale také i významnou měrou drobný rozptyl vlnění na akustických rozhraní struktur se podílí na tvorbě ultrazvukového obrazu.



Obr. 5. Schématické znázornění vysílání a příjmu ultrazvuku sondou

Při průchodu ultrazvuku tkáněmi dochází postupně ke ztrátě energií. Intenzita odrazů přicházejících tak z větších hloubek je postupně nižší a nižší. Aby bylo možno tento jev eliminovat, tzn. aby intenzita odrazů odpovídala výhradně akustickým vlastnostem prostředí a nebyla závislá na vzdálenosti zobrazovacích struktur od sondy, jsou ultrazvukové sondy vybaveny funkcí, která ztráty ultrazvukového vlnění při prostupu tkáněmi kompenzuje. Úkolem *časově závislého zesílení* (Time Gain Compensation – TGC) je progresivně zesilovat slábnoucí odrazy z hlubších vrstev tkáňového řezu tak, aby identické struktury byly zobrazeny stejně, bez ohledu na to, v jaké vzdálenosti se od sondy nacházejí.

Vznik ultrazvukového obrazu závisí z technického hlediska na schopnosti přístroje správně registrovat směr, intenzitu a časové zpoždění jednotlivých odrazů přicházejících z vyšetřované tkáně. Nejběžnějším způsobem ultrazvukového zobrazování je *B záznam*. Čím intenzivnější odraz ultrazvukový měnič z daného směru a hloubky zaznamená, tím světlejší bod je dané struktuře na monitoru přístroje přiřazen. Historicky nejstarším způsobem zobrazení je jednorozměrný *A scan*. Zvláštním typem záznamu je *M záznam*, který se ale spíše používá pro kardiologické vyšetření.

Dnešní ultrazvukové přístroje používají pro tvorbu obrazu sondy mechanické nebo elektronické, které dále dělíme na sondy fázově řízené, konvexní a sondy lineární. Pro určení diagnózy CMP se používají především sondy elektronické, které mají lineární uspořádání

s frekvencí 5 – 10 MHz, která umožní detailní zobrazení tepenné stěny i struktury sklerotických plátů. Jednotlivé měniče jsou zde uspořádány v přímé řadě za sebou a jsou buzeny postupně. Sektor těchto sond má tvar obdélníku a jeho šířka odpovídá šířce sondy a počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů.

3.2. 3 Využití Dopplerova jevu v sonografii

Pro stanovení diagnózy CMP má největší význam využití Dopplerova principu v této metodě. Princip Dopplerova jevu využívá zákonitosti, že pokud se zmenšuje (event. zvětšuje) vzdálenost mezi zdrojem vlnění o konstantní frekvenci a pozorovatelem, registruje pozorovatel vlnění o frekvenci vyšší (event. nižší) než je frekvence vysílaná. Tento princip umožňuje měřit rychlost struktur in vivo, ale nejběžnější aplikací Dopplerova jevu je kvantifikace hemodynamických struktur. V našem případě pak zejména kvalitativní stanovení parametrů krevního toku. V principu rozeznáváme dva základní typy dopplerovského záznamu, a to *spektrální záznam*, který je grafickým vyjádřením závislosti rychlosti krevního toku na čase a umožňuje tak přesnou kvantifikaci průtokových parametrů v dané cévě. Jako druhý je *barevný dopplerovský záznam*, který je metodou semikvantitativní a umožňuje kromě směru toku také určit přibližný rozsah rychlostí, avšak ve více cévách najednou.

3.3 Magnetická resonance :

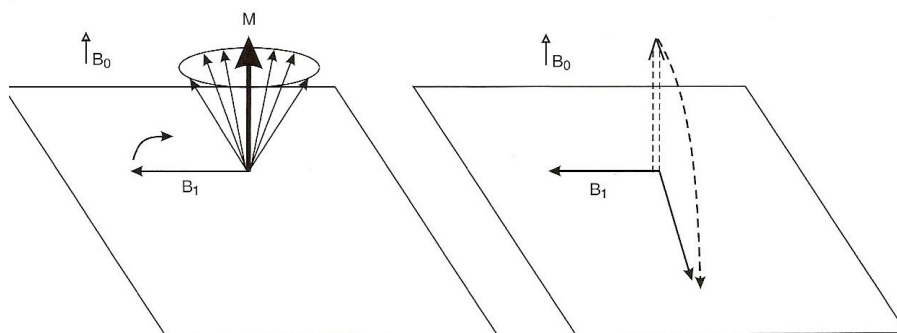
Je neinvazivní vyšetřovací metodou, která se od konce 70. let, kdy se začala prakticky uplatňovat v medicíně, postupně stává nenahraditelnou součástí moderních zobrazovacích metod. Teprve nebývalý rozvoj především výpočetní techniky v posledním desetiletí však dal všechny předpoklady k tomu, aby se MR stala rutinní zobrazovací metodou moderní medicíny.

3.3. 1 Princip Magnetické rezonance

Principem této metody je vlastnost atomových jader s magnetickým momentem různým od nuly absorbovat ve statickém poli kvanta energie přeměněného vysokofrekvenčního elektromagnetického pole. Využití magnetické rezonance je pouze u atomů s lichým počtem protonů v jádře. Ideálním prvkem pro měření je vodík, který má pouze jeden proton a je nejhojnějším prvkem v biologické tkáni. Může tak poskytnout až 1000 x silnější signál než ostatní prvky. Magnetické pole v okolí jádra je dáno magnetickým momentem a výsledná magnetizace je vektorovým součtem jednotlivých magnetických momentů. Vektor této výsledné magnetizace ve vnějším magnetickém poli vykonává precesní pohyb po plášti kužele kolem osy vnějšího magnetického pole s Larmorovou frekvencí f_L ,

$$f_L = (\gamma / 2\pi) B_0$$
$$(\gamma / 2\pi) = 42,57 \cdot 10^6 \text{ MHz/T}$$

kde γ je gyromagnetický poměr a B_0 reprezentuje velikost indukce stacionárního magnetického pole. Tato rovnice udává vztah mezi frekvencí precese a silou magnetického pole. Atomová jádra různého prvku mají různou frekvenci precese, která je specifická pro určitý prvek v daném magnetickém poli. Právě touto frekvencí RF pulsu je nutné excitovat atomová jádra, abychom dosáhli fenoménu magnetické rezonance. Magnetická rezonance je proces indukce přechodu mezi výše zmíněnými stavy protonů s rozdílnou energií za vzniku transversální magnetizace. Ta vznikne aplikací radiofrekvenčního pole kolmého na směr hlavního magnetického pole B_0 s amplitudou B_1 , které rotuje synchronně s precesním pohybem spinů a jež způsobí odklonění výsledné magnetizace od směru vnějšího magnetického pole o 90°



Obr. 6 Vyklopení longitudinální magnetizace do transverzální roviny

3.3. 2 Parametry pro získání MR obrazu :

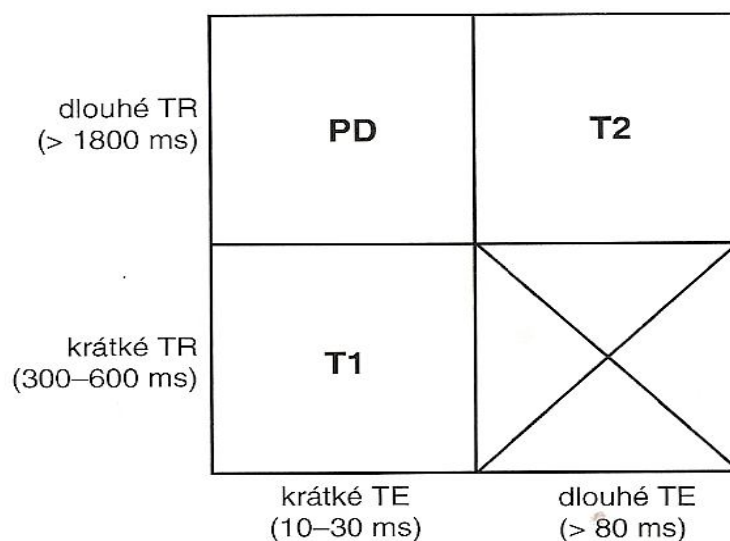
T1 relaxační čas je doba, která je zapotřebí k zotavení 63 % původní longitudinální magnetizace. Malé molekuly čisté vody se pohybují rychleji a velké molekuly proteinů se pohybují pomaleji. Středně velké molekuly, jako např. molekuly tuku, se pohybují frekvencí velmi blízkou Larmorově, a proto má tuk kratší T1 relaxační čas (150 – 250 ms) než čistá voda (mozkomíšní mok 2000 až 3000 ms) či tkáně bohaté na proteiny. T1 relaxační čas je závislý na síle magnetického pole, a tak tkáně s krátkým T1 relaxačním časem jsou zdrojem signálu větší intenzity a jsou tedy světlejší (hypersignální) na T1W obrazech.

T2 relaxační čas je pokles transverzální magnetizace z maxima na 37 % původní hodnoty. Tento čas popisuje zánik transverzální magnetizace způsobený defázací magnetických momentů jednotlivých spinů a ztrátu jejich fázové koherence (čas spin – spin).

Repetiční čas (TR) je čas mezi dvěma excitačními radiofrekvenčními pulsy. Longitudinální magnetizace narůstá pouze částečně mezi jednotlivými excitačními radiofrekvenčními pulsy, a to za podmínek steady state.

Čas echa (TE) je doba, která uplyne od středu 90o RF excitačního pulsu do středu echa. Prodloužením TE získáváme kontrast mezi tkáněmi, který závisí více na T2 relaxačním čase zobrazovaných tkání.

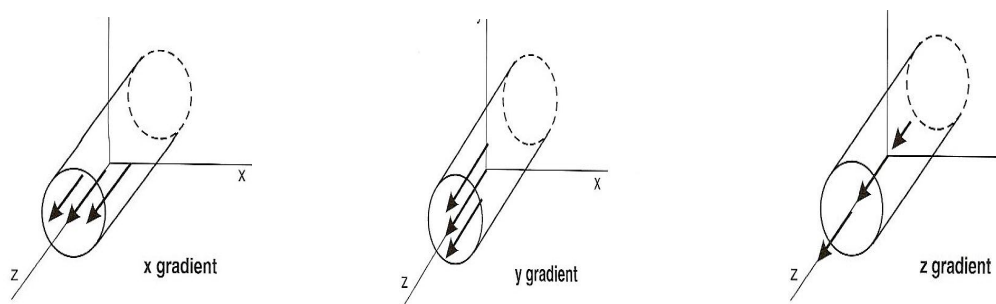
Vážené obrazy jsou obrazy, které mají vliv na výsledný kontrast, jedná se o T1 vážený obraz (T1W obraz), který maximalizuje vliv longitudinální magnetizace na výsledný kontrast a je charakterizován krátkým TE a TR. T2 vážený obraz maximalizuje vliv transverzální magnetizace na výsledný kontrast a je charakterizován dlouhým TR a TE. PD vážený obraz minimalizuje vliv longitudinální i transverzální magnetizace na výsledný kontrast a je charakterizován krátkým TE a dlouhým TR.



Obr. 7 Závislost T1, T2 a PD na TR a TE

3.3. 3 Výstavba MR obrazu

Různé speciální cívky pro vyšetření různých anatomických oblastí pak zlepšují poměr signál/šum. Gradient magnetického pole je pak proměnné magnetické pole, které narůstá na síle v určitém směru. Gradienty magnetického pole jsou krátkodobě aktivovány jako pulsy v přesně určených okamžicích.



Obr. 8 Gradienty magnetického pole

Pro získání MR signálu rozeznáváme dvě základní skupiny technik, kterými jsou Spin-echo sekvence (SE), která se skládá z 90 % excitačního pulsu následovaného po čase

TE/2 180o refokuzacním pulsem, který způsobí vznik echa v čase TE a gradientní echo sekvence (GE), která k defázaci a následné refázaci používá gradienty opačné polarity.

Vytváření celkového obrazu magnetické rezonance vzniká použitím algoritmu Fourierovy transformace pro identifikaci lokalizace MR signálu z různých oblastí vyšetřované části těla. Tento algoritmus vytváří 2D a 3D MR obrazy různých velikostí a prostorových uspořádání. Obraz je vypočítáván z digitalizovaných MR signálů přijatých ech. MR obrazy se skládají z 256 sloupců a 256 řad pixelů (voxelů), kde je každý reprezentován celým číslem. Toto číslo odpovídá MR signálu, který pochází z odpovídající oblasti obrazu. Každý pixel je vytvářen dvěma *byty*, což umožňuje celkem 65 536 možných hodnot.

3.3. 4 Zobrazovací techniky MR

Pro stanovení diagnózy CMP, kde je nutné znát příčinu vzniku a popřípadě rozsah ischemie, došlo i v této vysoce moderní metodě k zavedení angiografické techniky do této metody. 3D obrazy jsou získávány aplikací fázového kódování ve dvou ortogonálních směrech. Podmínkou je zde, aby pro každý krok fázového kódování v jednom směru byly zopakovány všechny kroky fázového kódování ve směru druhém. V současné době rozeznáváme tři typy magnetické rezonanční angiografie (MRA). První skupina je založena na fenoménu *inflow* a nazývá se TOF (time of flight) technika. Druhá skupina využívá skutečnosti, že chování fáze makroskopické magnetizace může být citlivé na pohyb a označuje se jako PC (phase contrast). Třetí skupina je založena na aplikaci kontrastní látky a nazývá se ceMRA (contrast enhanced).

Stejně jako u počítačové tomografie (CT) i v tomto případě je možné k vizualizaci vaskulárního stromu použít zrekonstruovaných projekcí, které přiřadí nejvyšší intenzitu signálu nalezenou v akvizičních řezech podél paprsku perspektivy danému pixelu na obrazovce. Tato projekce se nazývá maximum intenzity projection (MIP). Mezi další zobrazovací angiografické metody patří 3D a 2D Time-of-Flight angiography, CeMRA, 3D a 2D Phase Contrast (PC) angiografie. Další možností je využití zobrazování difúze magnetickou rezonancí (metoda DWI), která slouží k zobrazení náhodného pohybu vodních molekul. Tato technika je užitečná zejména pro detekci cytotoxického edému, kde dochází ke zvýšení intracelulární tekutiny na úkor extracelulární, což vede ke snížení difúze vody. Protože ischemie vede k cytotoxickému edému velmi časně (již asi po 1 hod.), DWI je schopné velmi časně detekce ischemické léze. Další metodou zobrazování perfúze magnetickou rezonancí je metoda PWI, která umožňuje měření kapilární perfúze. Do ischemické mozkové tkáně se sníženou perfúzí se dostane méně kontrastní látky a T2 vážený

obraz zde zůstane hypersignální. Poslední zobrazovací metodou využívanou ke stanovení diagnózy CMP je funkční magnetická rezonance (fMRI), která umožňuje funkční zobrazení mozku respektive jeho reakci na podnět.

4) Diskuze výsledků :

V této části mé práce, po předchozí spíše informativní části o všech moderních zobrazovacích medicínských metodách používaných ke stanovení diagnózy cévních mozkových příhod, bych rád zhodnotil dosud zjištěné výsledky.

4.1 Příčiny vzniku CMP

Nejdříve chci zmínit zjištěné nejčastější příčiny diagnózy CMP a poté bych se zabýval výhodami či nevýhodami moderních zobrazovacích medicínských metod při stanovení diagnózy CMP. Nejčastěji zjištěnou příčinou ischemické CMP je embolizace z oblasti aterosklerotického plátu do intrakraniálního řečiště s následkem okluze některé intrakraniální tepny. Je prokázáno, že riziko embolizace aterosklerotického plátu je závislé na procentu stenózy, tedy na maximální průtokové rychlosti v dané oblasti stenózy. Stenóza je tvořena z 95 % aterosklerotickými pláty. Jen z 5% je příčinou disekce, vaskulitida, spazmus, či fibromuskulární dysplázie. Druhou možnou příčinou vzniku CMP je regionální hypoperfúze mozku z hemodynamických příčin, ke které dochází zejména při progresivní změně patologického stavu. Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, zavedení angiografické metody do moderních medicínských vyšetřovacích metod znamenalo veliký přínos právě pro stanovení těch diagnóz, kde hemodynamické parametry hrají hlavní roli.

4.2 Výhody a nevýhody CT

Obecně lze říci, že CTA (CT angiografie) má tendenci podhodnotit procento stenózy ve srovnání s DSA (bere se jako standard). Další velkou nevýhodou této metody je zde radiační zátěž, aplikace kontrastní látky a délka rekonstrukce obrazů. Nevýhodu této metody tvoří vznikající artefakty během vyšetření pacienta a to, že nejméně z těchto metod vypovídá o dynamice a funkci kardiovaskulárního systému. Přestože se jedná o prakticky rutinní metodu, nelze ji použít všude. Příkladem jsou těhotné nebo kojící ženy, u kterých má škodlivé rentgenové záření teratogenní účinky. Dále např. pacienti, kteří mají alergickou reakci na jodové kontrastní látky. Problémy s vyšetřením se mohou dále vyskytovat u pacientů s diabetem, kde je nutné úměrně snížit dávku inzulinu a u pacientů, kteří jsou neklidní. Avšak výhodami této metody je její relativně dobrá dostupnost, nízká míra invazivity oproti katetrizaci a vyšší stupeň rozlišení oproti MRA a US.

4.3 Výhody a nevýhody MR

Na rozdíl od CTA u MRA (MR angiografie) není radiační zátěž pacienta, což je zde velkou výhodou. Dalšími výhodami vůči ostatním zobrazovacím metodám v diagnostické radiologii je větší přesnost při zobrazení všech orgánů, jež je důsledkem rozdílné intenzity signálu u odlišných měkkých tkání. Navíc toto zobrazení probíhá bez škodlivého ionizujícího záření. Díky rozsahu nastavení vyšetření je možné dosáhnout rozlišení, které dalece přesahuje možnosti CT. Zdokonalením je podání kontrastní látky, která tak pomůže odhalit např. přítomnost zánětů nebo nádorových tkání. Další velkou výhodou této metody je délka doby získání jednoho snímku, která se snížila na několik milisekund. Hlavní nevýhodou této metody jsou vysoké pořizovací i provozní náklady, stejně jako vyšší časové nároky oproti jiným typům vyšetření. Mezi nevýhody této metody patří i nadhodnocení stenózy nad 50 % ve srovnání s DSA (digitální subtrakční angiografie). Pro pacienty jsou hlavním nebezpečím vedlejší účinky při přítomnosti kovových materiálů v těle, které se mohou zahřát a způsobovat nebezpečí. U nových materiálů by neměl být ale žádný problém. Větší nebezpečí hrozí u pacientů s kardiostimulátory a jinými elektrickými přístroji, u kterých je ve většině případů nemožné vyšetření provést. Všechny tyto nevýhody tohoto vyšetření dělají z MRA metodu druhé a třetí volby.



Obr. 9. Magnetická rezonance

4.4 Výhody a nevýhody Ultrasonografie

Poslední zmiňovanou metodou je metoda intrakraniální sonografie, u které je největší výhodou její cena vyšetření a opakovatelnost, se kterou se může provádět. Další velkou výhodou této metody je, že za použití Dopplerovské techniky v této metodě lze získat poměrně přesné informace o průtoku krve. Nevýhodou této metody jsou získané obrazy, u kterých je rozlišovací schopnost oproti CT a MR velmi znatelná, a proto se tato metoda obecně používá jako kontrolní metoda k CT či MR. Na pacienta během tohoto vyšetření nepůsobí žádné vedlejší účinky kromě nepatrného ohřívání vyšetřované oblasti, které vzniká na základě vysílání ultrazvukových vln. Dosud však nebyl prokázán negativní dopad tohoto důsledku na lidský organismus.

5) Závěr :

Pacienti s podezřením na CMP jsou po rychlém převozu do nemocničního zařízení dále léčeni na základě zjištěných výsledků z moderních medicínských zobrazovacích vyšetření, a to v závislosti na vybavení každé nemocnice, které je zde základním faktorem.

CT s dalšími zobrazovacími metodami mozku umožňují přesně diagnostikovat typ CMP a hlavně v důsledku toho stratifikovat nemocné pro další způsob léčby. To je jejich obrovský přínos a dnes jsou již vypracovány přesné algoritmy postupů a návaznosti vyšetřovacích metod. Selektce nemocných dnes hraje klíčovou úlohu v tom, aby se jednoznačně vyčlenili pacienti, u kterých je naděje na úspěch při cílené a co nejrychlejší terapii na specializovaném pracovišti, kam by se měl pacient dostat do 3 hodin od začátku příhody. A naopak - aby se vyčlenili pacienti, kde je indikována pouze konzervativní a symptomatická terapie, protože nález nedává naději na úspěch specializované terapie. Celý systém je dnes mezi pracovišti zdokonalen i komunikací přes internet s možností okamžitého odeslání výsledků vyšetření i dalších dat na vyšší pracoviště.

Důležitým faktorem je tedy výběr správné metody ke zjištění nejobjektivnějších výsledků vypovídajících o stavu nemocného, protože právě tato technika rozhoduje o dalším způsobu léčby a o tom, zda pacient bude doléčen v nemocničním zařízení kam byl přivezen, nebo bude transportován na specializované oddělení iktových jednotek.

Tato práce byla vypracována v Domažlické nemocnici a.s., která je moderní a současnou okresní nemocnicí. Nejpoužívanější metodou ke stanovení diagnózy CMP je zde počítačová tomografie, která se zde stala rutinní metodou využívanou nejen ke stanovení této diagnózy, ale i k určení jiných závažných onemocnění.

Výsledky mé práce ukazují, že právě na okresní úrovni má dominovat počítačová tomografie, která je doplňována sonografickými metodami. V krajských nemocničních zařízeních nebo na vyšších specializovaných pracovištích je používáno složitějších metod, kterými jsou perfúzní počítačová tomografie. Pokud je pracoviště vybaveno magnetickou rezonancí, je využito pro její vlastnosti i této techniky. Jako doplňující metody zde může být užito i intrakraniální sonografické metody.

Nejčastějším místem, kam se pacient prvotně dostane, bývají právě zdravotnická zařízení na úrovni okresních nemocnic. A tak vybavení na této úrovni nejvíce ovlivňuje další léčbu pacienta. Nejčastěji to bývá právě počítačová tomografie, která tak rozhoduje o další léčbě pacienta a jeho zdravotním stavu.

V diagnostice mozkové ischemie i v stratifikaci nemocných určených k cílené léčbě hrají klíčovou úlohu již zmiňované dvě zobrazovací metody, kterými jsou výpočetní tomografie a magnetická rezonance. Zatímco v předchozích desetiletích bylo stěžejní rolí CT odlišení krvácení, v současné době vedou pokroky v zobrazování k vývoji nových metod pro studium mozkové perfúze (perfúzní CT) a zobrazení cévního zásobení pomocí CT – angiografie (CTA). Také pokroky v zobrazování MRI zavedením difúzně vážených sekvencí (DWI), perfúzní MRI a MR – angiografie (MRA) umožnili zefektivnit zobrazení ischemie mozku již v časných stádiích.

Co se týče přístrojového vývoje, největší vývoj v diagnostických zobrazovacích metodách do budoucna je očekáván u magnetické rezonance, která se tak stala revoluční zobrazovací metodou a stojí na pokraji své slávy a svých možností. Další rozvoj výpočetní techniky lze předpokládat ve zobrazení v reálném čase, tak jak je známe z ultrazvukové diagnostiky. Pomocí MR bude tedy možné provádět rychlý screening rizikových skupin obyvatelstva se zaměřením na detekci chorob v jejich nejranějších stádiích. Do budoucna lze teoreticky očekávat další výrazný kvalitativní skok s nástupem nové technologie, tzv. dvojité elektron-nukleární rezonance, která s výhodou využívá faktu, že spin elektronů je svázán jaderným spinem na základě dipólového principu. Tato skutečnost může přinést až několikanásobné zvýšení intenzity MR signálu a tím i citlivosti celé metody.

V závěru celé práce bych chtěl zmínit, že na jedné straně již medicína vládne vysoce specializovanými vyšetřovacími metodami, na jejichž výsledku záleží, jaký bude další osud pacienta. Na druhé straně i nejdokonalejší metody a možnosti jsou k ničemu, pokud se pacient nedostane do zdravotnického zařízení co nejrychleji a pokud již i toto prvotní pracoviště okresního formátu není dostatečně vybaveno k adekvátnímu základnímu vyšetření (CT) a není schopno ho urgentně provést a urgentně na něj dále reagovat.

6) Literatura :

Ferda J., (2004): CT angiografie. Galén

Eliáš P, Máca P, Neuwirth J, Válek V, (1998): Moderní diagnostické metody. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně

Černoch Z, a kol, (2000): Neuroradiologie. Schering

Seidl Z, Vaněčková M, (2007): Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře. Grada

Školoudík D, Škoda O, Bar M, Brozman M, Václavík D, (2003): Neurosonologie. Galén

Čech E. a kol. (1982): Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii. Avicenum, Praha

Kremkau F.W., Taylor K.J.W.: Artifacts in ultrasound imaging. J. Ultrasound Med..1986.5.227-237

Kremkau F.W.: Doppler Ultrasound : Principles and instruments. Saunders, Philadelphia 1995

Merritt C.R.: Doppler US: The basics Radiographies. 1991.11.109-119

Babikian V.L., Wechsler L.R.: Transcranial Doppler Ultrasonography. Butterworth-Heinemann, Woburn, MA, 1999, 512

Klingerhofer J, Bartels E, Ringelstein E.B., et al. New Trends in Cerebral Hemodynamics And Neurosonology. Elsevier Science B.V., Amsterdam 1997, 845.

Widder B, Kleiser B, Krapf H.: Course of Cerebrovascular Reactivity in Patients with Carotid Artery Occlusions. Stroke 1994, 25:1963-1967

Thurnher M.M., Castillo M.: Imaging in acute stroke. Eur Radiol 2005, 15:408-415

Mullins M.E., Schaefer P.W., Sorensen A.G., Halpern E. F., Ay H., He J., Koroshetz W. J., Gonzalez R. G.: CT and conventional and diffusion – weighted MR imaging in acute stroke: study in 691 patients at presentation to the emergency department. Radiology 2002, 224 (2): 353 – 360

Hoeffner E.G., Case I., Gujar S.K., Shah G. V., Deveikus J. P., Carlos R. C., Thompson B. G., Harrigan M. R., Mukherji S. K.: Cerebral perfusion CT: Technique and clinical applications. Radiology 2004: 231 (3): 632-644

Wintermark M.: Brain perfusion – CT in acute stroke patients. Eur Radiol 2005, 15 (Suppl 4): D28 – D31

Vilela P., Goulao A.: Ischemic stroke: carotid and vertebral artery disease. Eur Radiol 2005: 15: 427 – 433

Žižka J., Eliáš P.: Karotické a vertebrální tepny. Dopplerovská ultrasonografie, Nucleus, Hradec Králové 1998, 74 – 107

Žižka J.: Magnetická rezonance. In: Válek V, ed.: Moderní diagnostické metody III., IDVPZ, Brno 1996, 2 – 43

Baumgartner R. W., Mattle H. P., Aaslid R.: Transcranial color-coded duplex sonography, magnetic resonance angiography, and computed tomography angiography: methods, applications, advantages, limitations. J Clin Ultrasound 1995, 23, 89 – 111

Kuntz R., Skalej M., Stefanou A.: Image quality of spiral CT versus conventional CT in routine brain imaging. Eur J Radiol 1998, 26, 235 – 240

Krajina A., Hlava A.: Angiografie. Nucleus, Hradec Králové 1999, 145 – 160