

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

**Postavení jednotlivých zobrazovacích metod v neuroradiologii -
vývoj, využití, omezení.**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

VLASTIMIL PEKÁREK

Vedoucí práce: MUDr. Pavel Ryška, Ph.D.

15.05.2007

The role of individual imaging methods in neuroradiology – development, the use and limitations.

Neuroradiology is the branche of radiodiagnostics methods as x-rays, computed tomography, ultrasound, magnetic resonance imaging, digital subtraction angiography are employed. Recently examination procedurs have made rapid development. Some methods once frequently used were put down. Other methods were abandoned as they were invasive, demanding and diagnostically less efficient. They were replaced by new methods that are diagnostically more precise, patient friendly and recently available quite well. These are primarily computed tomography and magnetic resonance imaging that dominace in diagnostic imaging of central nervous systém.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „**Postavení jednotlivých zobrazovacích metod v neuroradiologii-vývoj,využití,omezení**“ vypracoval samostatně a použil jen pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury. Prohlašuji, že v souladu s § 47 b zákona č 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách.

V Českých Budějovicích

Vlastimil Pekárek

Obsah

ÚVOD

1. SOUČASNÝ STAV

2. METODY

2.1. Skiografie

2.1.1. Lebka

2.1.2. Páteř

2.2. Perimyelografie

2.3. Pneumoencefalografie

2.4. Ventrikuloencefalografie

2.5. Výpočetní tomografie

2.5.1. Lebka, mozek

2.5.2. Páteř

2.5.3. CT angiografie

2.5.4. CT perfuze mozku

2.6. Magnetická rezonance

2.6.1. Lebka, mozek

2.6.2. Mícha

2.6.3 MR angiografie

2.7. Katetrizační angiografie

2.8. Ultrasonografie

3. DISKUZE

4. ZÁVĚR

5. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

6. KLÍČOVÁ SLOVA

7. ZKRATKY

8. PŘÍLOHY

Úvod

Vstupoval jsem do praxe v 70. letech minulého století. V té době byly na vrcholu metody jako pneumoencefalografie (PEG) a ventrikuloencefalografie (VEG) a především katetrizační angiografie mozkových cév. V roce 1978 bylo na našem pracovišti uvedeno do provozu první CT a tak jsem mohl posoudit jeho přínos v diagnostice mozkových onemocnění a srovnání s ostatními metodami. Později bylo naše pracoviště vybaveno magnetickou rezonancí, což byl další výrazný posun vpřed. Některé dříve velmi rozšířené metody byly zatlačeny do pozadí nebo bylo od nich zcela upuštěno. Tak jsem mohl sledovat vývoj neuroradiologické diagnostiky v praxi.

1. SOUČASNÝ STAV

Pod pojem zobrazovací metody využívané v neurologii a neurochirurgii řadíme dnes celou řadu vyšetřovacích technik, které zobrazují morfologickou stavbu na straně jedné a funkční vztahy v zachycených tkáních na straně druhé. Podle toho která z obou složek převládá jde spíše o metody morfologické (nativní rentgen, angiografie–AG, digitální subtrakční angiografie-DSA, výpočetní tomografie-CT, zobrazování magnetickou rezonancí-MR, magnetická rezonanční angiografie- MRA) nebo funkční (jednofotonová emisní výpočetní tomografie- SPECT, pozitronová emisní tomografie- PET). V širším smyslu k funkčním metodám je možno řadit EEG, brain-mapping, evokované potenciály, dopplerovské vyšetření cév včetně transkraniálního.

V neuroradiologii jsou využívány především metody morfologické. Neuroradiologie je tedy obor radiodiagnostiky zabývající se chorobnými změnami mozku a míchy. Radiodiagnostika centrálního nervového systému se u nás začala rozvíjet už po první světové válce a lékaři, kteří ji prováděli se vždy snažili držet krok se současnou světovou úrovní. Zobrazovací metody používané v radiodiagnostice patří k oborům, které zaznamenaly za posledních dvacet let největší rozvoj a modernizaci, a to nejen přínosem nových zobrazovacích principů, ale také zdokonalováním metod stávajících.. Současné byly vyvinuty systémy digitalizace obrazu, elektronické archivace a přenášení obrazů, které vyústily v „bez fóliové“ nemocnice a v popisování na dálku ve smyslu

telemedicíny. Konvenční zobrazovací metody ovládaly radiodiagnostiku po desetiletí. Velké množství nejrůznějších rtg. projekcí a jejich modifikací nebo složitých invazivních kontrastních vyšetření (PEG, VEG), dokonale propracovaných v 60. letech jsou dnes téměř zapomenuty a nahrazeny méně invazivními a diagnosticky mnohem výtěžnějšími postupy. Pro konvenční rtg. techniky na začátku 21. století zůstal prostor v diagnostice skeletálních patologických lézí. Z angiografie, jejíž vrchol byl na přelomu 60. a 70. let se stala metoda selektivní, specializovaná a mnohdy vyhrazená pro náročné terapeutické zákroky. Rozvoj techniky, mikroelektroniky a počítačů přinesl do neuroradiologie nové vyšetřovací metody. V 70. letech to byla ultrasonografie a výpočetní tomografie a na jejich sklonku magnetická rezonance. Tyto metody znamenaly revoluční skok kupředu a nabídly nové možnosti v diagnostickém zobrazování. Dnes tvoří hlavní páteř neuroradiologické diagnostiky.

2. METODY

2. 1. Skiografie

Konvenční skiagramy mají stále nezastupitelnou úlohu v diagnostice onemocnění lebky a páteře. Zatímco ještě v 70. letech minulého století tvořily základní osu neuroradiologické diagnostiky, dnes již ustoupily do pozadí a jejich úloha je především v traumatologii a patologii nálezů vlastního skeletu lebky a páteře.

Vyšetřování skeletu začalo velmi brzy po zveřejnění objevu paprsků X W. K.



Roentgenem.

Nejčastějším důvodem pro rentgenování byla cizí tělesa. Umožňoval to velký rozdíl mezi vysokou absorpcí záření cizím tělesem a nižší absorpcí kostí a nízkou absorpcí měkkých tkání. Jednalo se především o projektily, které byly prostřednictvím rentgenu lokalizovány. Střelná poranění lebky patřila vždy,

vedle střely do srdce, mezi nejdramatičtější. Na konci 19. století tvořila neválečná poranění lebky asi polovinu všech poranění projektily. Již během roku 1896 byl rentgen použit k prokázání revolverových kulí v mozku ve Francii. Také v letech 1897 a 1898 byla publikována řada snímků střelných poranění hlavy. Tyto kazuistiky byly zajímavé z hlediska přínosu rentgenologie pro neurologii. Hlavní roli tu hrála topografie střely. Snímkovalo se v sagitální rovině s expozičním časem až 8 minut. Druhá projekce byla bitemporální.

U nás jako první použil rentgen na chirurgické klinice v Praze R. Jedlička v roce 1898 a na základě snímku lokalizoval projektil.

Také při střelných poraněních páteře hrál rentgen významnou roli. I když v té době mnoho chirurgů považovalo jejich operování za zbytečné. Ale specialisté (neurochirurgové) dokazovali, že některá poranění vznikají jen místním nárazem, jiná lze ošetřit odstraněním střepiny nebo střely a uvolněním páteřního kanálu, dekompresí s odstraněním kostních úlomků. K tomu byl rentgen zcela nezbytný.

Kostní traumatologie hlavy a páteře je obor kde se rentgenová vyšetření uplatnila nejpozději. Na konci 19. století byly snímky poměrně nedokonalé a proto se rentgenová vyšetření u čerstvých poranění téměř neprováděla. Lomné linie byly těžko postřehnutelné, ale větší imprese již rozeznatelné byly. Rentgenová vyšetření v oblasti lebky zůstala na konci 19. století daleko za požadavky doby a daleko za prospěchem, který poskytovala v jiných oblastech úrazů kostry. K zobrazení skeletu obličeje, tedy očních vedlejších dutin a dolní čelisti se užívalo speciálních projekcí. Rentgenování obratlů bylo velmi svízelné. Přesto už na snímcích bylo možno odhalit fraktury spinózních výběžků posledních krčních a horních hrudních obratlů a deformace krčních obratlů. S dokonalejšími lampami se odhalovaly stále častěji i různé anomálie páteře.

Velmi brzy se také rentgen uplatnil ve válkách. První zprávy o vyšetření zraněných vojáků rentgenem pocházejí z italsko-habešské války v roce 1896. Rentgenování byli pouze ti vojáci, kteří se vrátili do Itálie. Také v dalších válečných konfliktech v té době se využívaly rentgenové laboratoře. Existují zmínky o snímcích lebky pořízené k lokalizaci projektilů. Osud střelných poranění lebky byl velmi špatný. Většinou

končila smrtí krátce po zranění. Naději na úspěšnou léčbu měly jen tangenciální rány vpáčenou lamina interna.

V první světové válce byl rentgen již značně rozšířen. Kde to bylo možné, všechna střelná poranění hlavy byla snímkována. Hledaly se projektily, úlomky kostí. Byly demonstrovány případy, kdy byl na základě rentgenového snímku objeven absces mozku.

2.1.1. Lebka

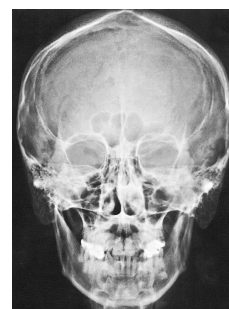
Lidskou lebku (cranium) dělíme na mozkovou a obličejovou část. Při snímkování lebky je nutné brát v úvahu, že mozková část, jejíž kosti mají větší hustotu, absorbuje mnohem více rentgenového záření než část obličejová. To vyžaduje použití značně odlišných projekčních způsobů a expozičních hodnot. Snímkuje-li obličejovou kostru tak, že se její obraz nesumuje s mozkovou částí lebky, používáme méně pronikavého záření (snížení kV). Snímky nosních kostí, očnic apod.

Aby bylo možné provádět standardní projekce lebky, používá se k orientaci některých viditelných nebo hmatatelných bodů a pomocných čar, které tyto body spojují.

Mediální (mediosagitální) rovina dělí lebku vertikálně, ve směru šípového švu, zřepředu nazad na dvě souměrné poloviny.

Meatoorbitální základní čára spojuje zevní oční koutek se středem zevního zvukovodu. Určuje rovněž polohu lebky vzhledem k filmu. Měkké části obličeje jako brada, nos mají proměnlivou velikost a tvar, a proto nemohou určovat polohu lebky. Používání výrazů jako čelo – nos nebo brada – nos je proto méně přesné.

Čára spojující dolní okraj očnice s horním okrajem zevního zvukovodu se nazývá frankfurtská horizontála nebo také základní antropologická čára. Spojnice zevního zvukovodu a dolního okraje nosu je Camperova čára.



Základní projekce lebky: zadopřední, okcipitofrontální

Zadopřední projekce je centrovaná podle orbitomeatální linie a zachycuje především obličejový skelet a frontální struktury kalvy.

Modifikací PA projekce je projekce dle Caldwell, které dosáhneme sklonem CP o 15° - 23° kaudálně od orbitomeatální linie tak, že se pyramidy dostanou pod dolní okraj očnic a jsou tak přehlednější než v PA projekci. Zvýšením sklonu na 37° kaudálně docílíme semiaxiální (Watersovy) projekce, která velmi dobře zobrazuje nosní dutiny a zygomaticomaxilární komplex.



Boční, laterolaterální

Laterální projekce dobře zobrazuje převážnou část klenby a baze lební.

3. předozadní, frontookcipitální

Pacient leží na zádech, frankfurtská horizontála svírá s úložnou deskou pravý úhel. CP míří na kořen nosu a dopadá kolmo na střed kazety. Tato projekce se provádí u polytraumat a nemocných v bezvědomí. Nutná je fixace nastavené polohy. Také u malých dětí dáváme přednost této projekci. Ty jsou klidnější, mohou-li sledovat co se děje kolem.



Poloaxiální na obličejový skelet

Mediosagitální rovina leží ve střední čáře stolu, lebka se opírá o úložnou desku bradou a nosem, frankfurtská horizontála svírá s úložnou deskou úhel 45° .



Axiální, submentovertikální

Axiální projekcí lebky je submentovertikální projekce, kdy CP prochází kolmo na orbitomeatální linii. Nezakloní-li pacient dostatečně hlavu, sklání se CP kraniálním směrem tak, aby dopadal kolmo na frankfurtskou horizontálu. Tato projekce je vhodná k zobrazení klínové kosti a otvorů na bazi střední jámy lební.

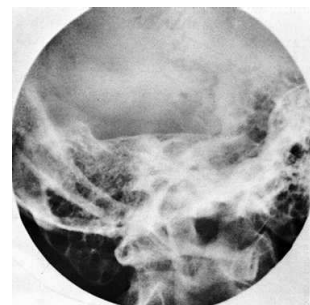
Toto je pět základních projekcí lebky. Při úrazech se zhotovují snímky ve dvou základních projekcích, a to AP nebo PA a boční. Podle lokalizace poranění se přidává projekce třetí: při poškození obličejové části se provádí projekce na obličejový skelet, při úrazech v týle to je projekce podle Towna nebo projekce axiální, submentovertikální.

Vedle těchto základních projekcí existuje celá řada speciálních projekcí, sloužících k zobrazení určité části lebky. Jsou to především projekce na kost spánkovou. Rentgenologicky nejvýznamnější součástí této kosti je skalní kost (os petrosus). Tvoří část spodiny lebeční a odděluje střední a zadní jámu lební. Leží v ní šikmo v úhlu 45° k mediální rovině a obě kosti tak vytváří písmeno V směřující hrotem dopředu. Ve skalní kosti je systém kanálků a dutin sluchového a rovnovážného ústrojí. Vnitřním zvukovodem zde prochází sluchový nerv. Laterálně přechází skalní kost v systém dutin v bradavčitém výběžku (procesus mastoideus), uloženém za ušním boltcem.

Projekce na skalní kost je možno rozdělit na dvě skupiny.

- a) asymetrické projekce – zobrazuje se pouze jedna pyramida ve třech na sebe kolmých průmětech: Stenversova projekce (zezadu), Arcelinova projekce (zepředu), Mayerova projekce (shora), a v podélné ose zevního zvukovodu Schüllerova a Runströмова projekce. Všechny tyto projekce se vždy provádí jako srovnávací snímky.

b) symetrické projekce – jednou expozicí se zobrazují obě pyramidy. Sem patří Townnova projekce, na lebeční spodinu, a předožadní (zadopřední) kolmá projekce skalních kostí do oblasti očnic.



Stenversova projekce

Základní postavení je shodné jako u zadopřední projekce lebky na čele a nosu, rovina frankfurtské horizontály kolmo k filmu, hlava pootočená 45° k vyšetřované straně. CP je skloněn 10 - 15° kranálně a míří v úrovni bradavčitého výběžku asi prst od zevního týlního hrbolu směrem k zevnímu zvukovodu vyšetřované strany.

Připomínka: Při přetočení hlavy o více než 45° se pyramida protáhne, ale je dobře a nepřekrytě zobrazena v celém rozsahu. Při nedotočení přečnívá hrot pyramidy okraj očnice a vnitřní týlní hrana (crista occipitalis interna) se promítá do středního ucha, které překrývá.

Tato projekce je zaměřena na vnitřní stranu skalní kosti, kdy je dobře zobrazen vnitřní zvukovod, hlemýžď, horizontální a vertikální polokruhové kanálky, struktura hrotu pyramidy a bradavčitého výběžku. Stenversova projekce je indikována při podezření na afekci koutu mostomozečkového, zvláště při podezření na neurinom n. VIII. Vždy je třeba posuzovat šíři zvukovodů na obou stranách.



Schüllerova projekce

Hlava je přesně v bočné projekci, ušní boltce vyšetřované strany je přehrnuto dopředu a fixováno. CP vstupuje dva prsty nad zevním zvukovodem nevyšetřované strany, je

skloněn kaudálně o 25° v čáře zevního zvukovodu. Důležité je přesně boční nastavení, mediosagitální rovina musí být přesně rovnoběžná s úložnou deskou. U správně provedené projekce se překrývají projasnění zevního a vnitřního zvukovodu a středoušní dutiny.

Projekce je důležitá k posouzení mastoidálních sklípků. Středoušní dutiny a polohy esovitého splavu před případnou operací. Nejsou vidět sluchové kůstky. Při podezření na afekci v oblasti hrotu pyramidy je výhodné, aby pacient měl otevřená ústa.

Modifikací Schillerovy projekce jsou Runströmovy projekce I a II. Nastavení je shodné jako u Schillerovy. U první modifikace se sklání CP 15° a u druhé 35°. V obou případech kaudálně. Místo vstupu CP na lebce je 2 (modifikace I) prsty, 4 (modifikace II) prsty nad zevním zvukovodem nevyšetřované strany.

Častěji se používá modifikace II se sklonem 35°, protože je lépe vidět horní obrys středouší.



Mayerova projekce

Tato projekce slouží jako základní vyšetření pro akutní potřebu. Mnohem podrobnější informace přináší vyšetření výpočetní tomografií. Proto se prakticky neprovádí.

Pacient leží na zádech, brada je maximálně přitažena k tělu, hlava je natočena 45° k vyšetřované straně, CP se sklání 45° kaudálně, míří do středu zvukovodu vyšetřované strany.



Townova projekce

Pacient leží na zádech, brada je maximálně přitažena k hrudníku. CP míří na čelní kost 4 prsty nad kořen nosu a je skloněn 45° kaudálně.

Pyramidy jsou zobrazeny symetricky. Tato projekce se používá jako doplňková na vnitřní zvukovody. Také je možné využít této projekce jako srovnávací snímek čelistních kloubů nebo zobrazení případné fisury v okcipitální oblasti.

Dále jsou pyramidy dobře zachyceny na axiální (subentoverikální) projekci. Hroty pyramid jsou dobře patrné na předozadní (zadopřední) projekci, kdy se promítají do očnic.



Turecké sedlo

Kromě tureckého sedla můžeme zobrazit i zadní vedlejší nosní dutiny a epifarynx.

Projekce boční:

Provádí se stejně jako boční snímek lebky pouze na menší formát. Důležité jsou v boční projekci prováděné tomogramy.

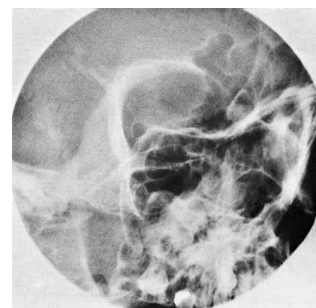
Dále je možné provést zadopřední projekci na dorsum sellae.



Očnice

Projekce zadopřední

Hlava je v základním uložení čelo-nos, frankfurtská horizontála kolmo k úložné desce. CP sklání 30° kaudálně, míří na kořen nosu.



Projekce na optický kanál

Projekce podle Rhese-Göbel. Hlava je mírně natočena tak, aby se vyšetřovaná očnice dotýkala stolu třemi body: svým horním okrajem, hranou jařmové kosti a přitlačenou špičkou nosu. CP se skloně kaudálně 15° a míří do středu vyšetřované očnice. Provádějí se srovnávací snímky na oba optické kanály.

K zobrazení struktur na povrchu lbi nebo úrazových kostních impresí se provádějí tangenciální snímky.

Na lebce se může projevit příčina neurologických potíží celkovou změnou konfigurace lebky nebo některé její části (zvláště na bazi). Změna struktury lebky může být celková nebo lokální. Důležité je posouzení nitrolebních kalcifikací. Některé nemají klinický význam (v glandula pinealis, plexus chorioidei, falx cerebri, dura mater), ale jejich anomální lokalizace může ukazovat na patologické poměry v lebce. Jiné jsou projevem závažného chorobného stavu (kalcifikace ve stěnách tepen nebo v aneurysmatu, v nádorech, v hematomu).

Významné je zjištění nitrolební hypertenze, která se na nativním snímku projeví zmnožením nitrolebního reliéfu, rozstupem švů, tlakovou kostní atrofií (zvláště dorsum sellae) a zmnožením žilního reliéfu.

Na snímku lebky se posuzuje

- stav obličejového a mozkového skeletu, šíře kalvy, ložiska projasnění (defekty, Pacchionské granulace, ložiskové osteolytické procesy)
- stav a utváření lbi (mikrocefalie, kraniostenóza, bazilární imprese)
- známky úrazu (fisury, fraktury, stopy vzduchu intrakraniálně)
- v zadopřední projekci lokalizace kalcifikované epifýzy, která může posunutím upozornit na expanzivní proces. U starších jedinců vychýlení kalcifikované epifýzy ze střední roviny, může být příznakem expanze z druhé strany. Rovněž pro některé mozkové nádory jsou kalcifikace typické, např. oligodendrogliom., meningeom, kraniofaryngeom, někdy i pro arteriovenózní malformace, tuberózní sklerózu a onemocnění parazity.
- zastření vedlejších dutin
- známky zvýšeného nitrolebního tlaku – většina expanzivních nitrolebních procesů se projeví nitrolební hypertenzí, ať již v důsledku mozkového edému nebo blokády likvorových cest a následného vnitřního hydrocefalu. U dětí, kde není dokončen uzávěr mozkových švů, může docházet k jejich rozestupu. Po uzávěru mozkových švů pak dochází ke zvýraznění nitrolebního reliéfu, tlakem mozkových závitů na kalvu.
- známky osteolýzy se vyskytují při myelomu nebo metastatických nádorech, ale mohou být způsobeny i benigním procesem a vyžadují další klinická vyšetření.

Adenom hypofýzy balonovitě rozšiřuje turecké sedlo, meningeom v selární oblasti může být příčinou kostních změn, ať již osteolytických, nebo naopak sklerotizace kostní, kalcifikace nad tureckým sedlem vzbuzují podezření na kraniofaryngeom, kalcifikace v oblasti bazálních ganglií mohou být zapříčiněny zvýšenou činností příštítných tělísek.

Zavedení nových moderních zobrazovacích metod (CT, MR) významně ovlivnilo indikace rentgenových snímků lebky. Tyto nové postupy zřetelně omezily provádění většiny speciálních projekcí, které se snažily zobrazit obtížně dostupné části lebečního skeletu.

CT tak nahradilo snímky baze lebny a projekce spánkové kosti ve většině indikací. Výjimkou jsou nekomplikovaná zánětlivá onemocnění v otologii. V neurologii jsou snímky pyramid pouze orientačním vyšetřením. Také v případech kraniocerbrálních poranění ustoupil význam rentgenových snímků do pozadí. Jen CT je schopno zobrazit případné nitrolební poranění a lépe než klasický snímek ukáže i závažnější změny na skeletu, např. impresivní fraktury.

V současnosti jsou hlavní indikací k vyšetření lebky rentgenové snímky lézí skeletálního původu, vrozené i získané. Nadále se provádějí klasické snímky lbi v neurochirurgii při plánování lokalizace kraniotomie. Z podobných důvodů se snímkuje i turecké sedlo. Dále jsou to např. pooperační kontroly katetrů po drenážních operacích u hydrocefalů.

Proto i po zavedení nových zobrazovacích metod zůstávají klasické rentgenové snímky lebky stále významnou součástí neuroradiologie.

2.1.2. Páteř

I přes zavedení nových zobrazovacích metod má nativní vyšetření stále své opodstatnění, ať již pro dostupnost a ekonomickou nenáročnost, tak pro možnost funkčního vyšetření, které nové zobrazovací metody zatím neumožňují. Zvláště počáteční stadia onemocnění páteře již mají změny funkční, ale ještě ne změny morfologické.

Bolesti zad a krku při degenerativním onemocnění páteře jsou velmi častým důvodem návštěv pacienta u specialisty (neurolog, ortopéd, neurochirurg). Poté je obvykle zvolena některá z radiodiagnostických metod. Standardním vstupním vyšetřením je klasický skiagram. Prosté snímky ukáží stav skeletu, popřípadě stav okolních měkkých tkání. Napomohou k určení etáže příčin potíží pacienta. Velmi dobře také určí šíři páteřního kanálu. Důležité je vyloučit závažnější příčiny jako je zánět nebo tumor. Po zhodnocení následuje další vyšetřovací a léčebný postup.

Rentgenové snímky jsou prvním krokem v diagnostickém algoritmu. Základním požadavkem kromě správné projekce a expozice je to, že musí být vidět všechny obratle vyšetřované části páteře. Snímky hrudní a bederní páteře musí být u mladých pacientů

indikovány uvážlivě, protože gonádová dávka je značná. Běžně se provádějí nativní snímky v předozadní a bočné projekci. Šikmé snímky nejlépe zobrazují intervertebrální otvory a zvláště v oblasti krční páteře jsou klinicky často oprávněně požadovány.

Na snímcích se sleduje:

- poruchy držení (stav fyziologických zakřivení, lordózy, kyfózy, respektive jejich poruchu, skoliózu, rotaci obratlů, rigiditu páteře, spondylolistézu, spojenou popřípadě se spondylolýzou).
- tvar obratlů (ploché, rybí, štěrbinovité)
- strukturální změny obratlů (osteoporózu, ložiskové projasnění, sklerotizaci, lomné linie, změnu struktury např. při hemangiomu)
- změny na intervertebrálních kloubech (spondylartrózu)
- změny stavu obratlů (šíře páteřního kanálu, uzavření oblouku obrtale – spina bifida, chybění pediklu)
- spondylotické změny (tvorba osteofytů, fenomén vakua)
- okolní struktury (studený absces při TBC, kalcifikace ve stěně aorty, sakroiliakální skloubení)

Již z nativního rentgenového vyšetření kanálu páteřního lze mnohdy vyslovit podezření na závažné onemocnění. Z rozšíření kanálu páteřního s erozí pediklů je možné usuzovat na expanzivní proces v kanálu páteřním, rozšířené foramen intervertebrále může být projevem rostoucího neurofibromu. Přesto s u podezření na expanzivní proces nevyhne dalšímu vyšetření PMG, CT, MR.

Skiografie při poraněních páteře je metodou první volby. Technika vyšetření musí být co nejšetrnější ke zraněnému, neboť jen tak je možné zabránit zhoršení stavu u případné nestability. Je nutné vyhýbat se manipulaci se zraněným, snímky pořizovat vleže na zádech a cílených projekcí dosahujeme změnou směru centrálního paprsku. Obtíže nastávají při zobrazování C–Th přechodu. Zde si lze pomoci „plaveckou“ polohou, přičemž je nutná aktivní spolupráce pacienta.

Krční páteř.

Snímky v AP projekci zobrazují (s mírným záklonem hlavy) krční páteř kaudálně od C2 a umožňují zhodnocení vertikálního uspořádání spinózních a artikulárních výběžků, unkovertebrálních skloubení i vlastní struktury obratlových těl. Pedikly nejsou v AP

projekci zobrazeny dobře, protože probíhají šikmo dorzolaterálně, takže přesné stanovení interpedikulární vzdálenosti není z AP snímku možné.

Superpozice obličejových struktur znemožňuje kvalitní AP zobrazení kraniocervikálního (CC) přechodu a prvních dvou krčních obratlů. Tento problém řeší transorální projekce (dle Sandberga).

Laterální projekce vyžaduje pro kvalitní zobrazení C-Th přechodu maximální stažení ramen kaudálně. Dobře zobrazuje CC přechod, atlantoaxiální skloubení, kontinuitu uspořádání předních a zadních okrajů obratlových těl a spinózních výběžků (musí tvořit plynulou linii), výšku a tvar meziobratlových prostorů. Na bočním snímku lze rovněž přesně stanovit AP průměr páteřního kanálu (dolní hranicí normy je 13 mm) a tloušťku prevertebrálního prostoru.

Šikmou projekci C páteře získáme natočením trupu vyšetřovaného o 45°. Vzhledem k šikmému průběhu meziobratlových otvorů dá jediné tato projekce přesnou představu o jejich průměru a tvaru, dobře zobrazí i unkovertebrální skloubení a pedikly. Obtížnost správné penetrace C–Th přechodu na bočním snímku řeší tzv. “plavecká” poloha při snímkování obratlů C7–Th1, která zabrání superpozici ramen a páteře (docílíme jí elevací paže přivrácené ke kazetě a stažením druhého ramene kaudálně při mírném zapažení).

Plynulost změn zakřivení C páteře v závislosti na poloze hlavy lze spolu s případnou patologicky zvýšenou nebo sníženou mobilitou hodnotit pomocí funkčních snímků ve flexi a extenzi.



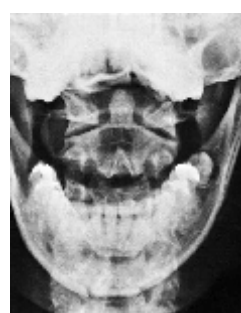
Krční páteř AP



Krční páteř L



Krční páteř šikmá

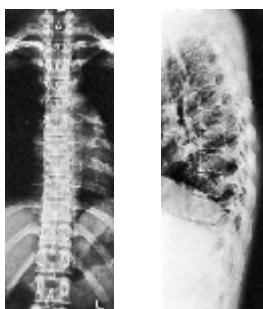


Sandbergova projekce

Hrudní páteř.

Předozadní projekce slouží ke zhodnocení struktury a uspořádání obratlových těl, pediklů (včetně jejich vzdálenosti), vertikální linie spinózních výběžků, kostotransverzálních výběžků a paravertebrálních tkání.

Na bočním snímku Th páteře hodnotíme kontinuitu linie předních a zadních okrajů obratlových těl a spinózních výběžků, tvar a strukturu obratlových těl, výšku a tvar meziobratlových prostorů i přesně laterálně směřujících foramin, AP průměr páteřního kanálu.



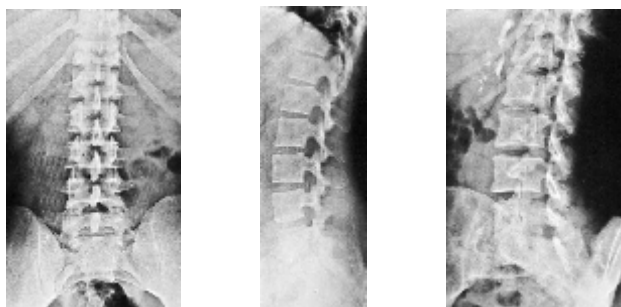
Hrudní páteř

Bederní páteř.

Předozadní projekce dobře zobrazuje strukturu a uspořádání obratlových těl, pediklů (včetně jejich vzdáleností), spinózních a transverzálních výběžků a paravertebrálních měkkých tkání. Je důležitá pro stanovení poruch uzávěru kanálu páteřního, skutečného počtu bederních obratlů a detekci tzv. Přechodných obratlů včetně jejich vzájemných artikulací.

Laterální projekce umožní studium analogických struktur jako na bočním snímku Th páteře. Struktury tvořící obratlový oblouk se na bočním snímku superponují a k jejich zobrazení je výhodnější šikmá projekce s rotací trupu o 45°, kde vytvoří typický obraz „pejska“ (pedikl tvoří jeho oko, příčný výběžek nos, horní kloubní faceta ucho, štěrbina facetových kloubních ploch krk, dolní kloubní faceta přední tlapku, oblouk tělo, kontralaterální horní kloubní faceta ocas a kontralaterální dolní faceta zadní tlapku tohoto „pejska“). Protože je boční snímek L páteře centrován na obratel L3, bývá oblast Th-L a L-S přechodu geometricky zkreslena (meziobratlové prostory jsou zobrazeny

šikmo). Pro nezkraslené zobrazení je proto někdy nutno dohotovit boční snímky těchto okrajových úseků L páteře.



Bederní páteř AP Bederní páteř L Bederní páteř šikmá

2.2. Perimyelografie (PMG)

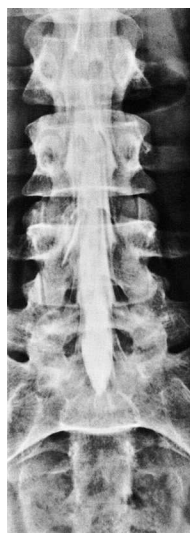
PMG představuje přes tři čtvrtě století starou vyšetřovací metodu vypracovanou za toto období téměř k dokonalosti. Její význam v posledních letech prudce klesá, především v souvislosti s rozvojem a zvyšující se dostupností MR, která navíc nemá žádné vedlejší účinky nebo komplikace a je neinvazivní. Spočívá v aplikaci kontrastní látky intrathékálně. Je možné aplikovat pozitivní nebo negativní kontrastní látku. První myelografické vyšetření provedl v roce 1919 průkopník těchto metod Dandy, který aplikoval do páteřního kanálu vzduch. V současné době je toto vyšetření prakticky nahrazeno CT nebo MR.

Kontrastní látka se aplikuje lumbální, subokcipitální nebo laterální punkcí mezi laminy C1/C2 obratlů. Od 20. let do začátku 80. let se používaly olejové kontrastní látky s vysokou viskozitou, jejichž hlavní nevýhodou bylo značné riziko vzniku arachnoitidy. Nyní se provádí výhradně neionickou, nízkoosmolární kontrastní látkou. Dobře se zobrazí arachnoidální prostory, které mohou být patologickým procesem deformovány, zúženy nebo přerušeny. V současné době je vyšetření indikováno při podezření na výhřez meziobratlové ploténky. Polohováním a sklápěním pacienta se zobrazí oblast kde se očekává patologický proces. Snímkování se provádí v následujících projekcích: AP, pravá šikmá, levá šikmá, pravá bočná, levá bočná, předklon, záklon. Vyšetření je možné doplnit v určitém časovém odstupu (3 hodiny) CT myelografií, kdy je rozlišovací schopnost zvětšena kontrastem, která přinese další

informace. Časový odstup od aplikace kontrastní látky je nutný. Musí dojít k částečné resorpci kontrastní látky, protože CT je asi 50 x citlivější vůči kontrastní látce než nativní rtg. CT vyšetření je možné provést jen omezeného rozsahu páteře a nelze provést funkční vyšetření, sagitální rovina řezu je možná jen rekonstrukcí.

PMG představuje metodu, která umožňuje rychlou orientaci a posouzení míry komprese durálního vaku. Jejími výhodami jsou rychlá dostupnost, malá náročnost a zejména možnost dynamické studie. Nevýhodami jsou pak invazivita, radiační zátěž a malá schopnost diferencovat změny v měkkých tkáních v kanále. Obtížně se zobrazují foraminální a extraforaminální patologie. Rizikem jsou možné nežádoucí reakce na použité látky, aplikace kontrastní látky mimo durální vak a postpunkční potíže.

V současné době lze toto vyšetření nahradit magnetickou rezonancí, která je komplexnější a zcela neinvazivní.



PMG



Pneumo PMG



Pneumo PMG



Aplikace kontrastní látky

2.3. Pneumoencefalografie (PEG)

Pneumoencefalografie je invazivní technika dříve užívaná v diagnostice intrakraniálních lézí. Poprvé ji použil americký neurochirurg W. E. Dandy v nemocnici Johna Hopkinse v Baltimore v roce 1919 jako vylepšení vzduchové ventrikulografie, kterou zavedl v roce 1918. Tato vyšetřovací technika se prakticky přestala používat po širším zavedení CT do praxe po roce 1972.

Je to metoda, která spočívá v nahrazení části mozkomíšního moku (asi 30 cm³) vzduchem. Vzduch se insuluje nejčastěji lumbální nebo subokcipitální punkcí a manipulací hlavy a změnou polohy pacienta, který je fixován v otočném křesle, se vzduch přemísťuje v komorách, a tím se zobrazí příslušné části komorového systému. Provádí se snímky v různých projekcích a z dislokace nebo deformace mozkových

komor se usuzuje na lokalizaci či etiologii patologických procesů. CNS. Je to invazivní vyšetřovací metoda, která má své kontraindikace. Zvláště syndrom nitrolební hypertenze, kdy lumbální punkce může být příčinou komatu.

Před zavedením CT byla pneumoencefalografie společně s mozkovou angiografií nejdůležitější neuroradiologickou metodou, zejména k průkazu expanzivních nitrolebních procesů.

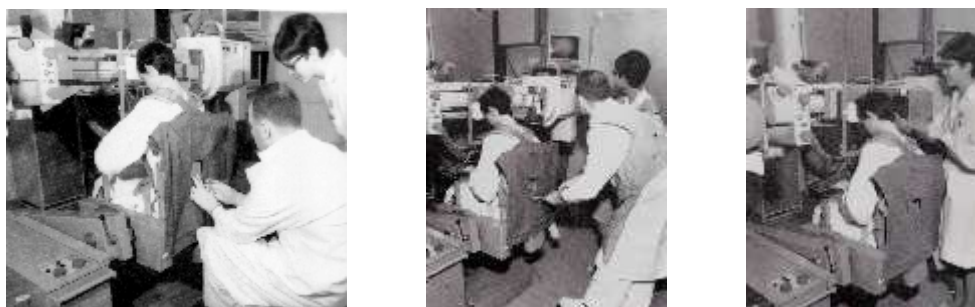
Po zavedení výpočetní tomografie (CT) se PEG přestaly provádět. CT má řadu předností. Jedná se o neinvazivní metodu, s mnohem přesnější diagnostikou, s menšími dávkami záření a možností opakovat vyšetření. Také mohly nastat komplikace při provádění lumbální nebo subokcipitální punkce. Lumbální punkce je celkem bezpečná, vyloučí-li se známé kontraindikace (syndrom nitrolební hypertenze, infekce v místě vpichu). Subokcipitální punkce je značně rizikovější. Může být příčinou značných komplikací, nebo dokonce úmrtí. Při provádění punkce je možné jehlou proniknout až do prodloužené míchy. Subokcipitální punkce je indikována jen v případech, když punkci nelze provést jiným způsobem. Vždy je nutná skiaskopická kontrola.

Vzhledem k okolnostem, že CT nevyžaduje hospitalizaci, tato metoda pneumoencefalografii zcela nahradila. Před zavedením CT se na našem pracovišti provádělo v průměru 10-15 vyšetření týdně.

Pneumoencefalografie se prováděla výhradně u hospitalizovaných pacientů. Byla nutná příprava pacienta na vyšetření. Den před vyšetřením se pacientovi podala sedativa. K vlastnímu vyšetření se pacient dostavil lačný. K provedení vyšetření bylo třeba instrumentarium pro lumbální punkci, zkumavky na odebrané vzorky mozkomíšního moku, stříkačky k insuflaci vzduchu. Používalo se speciální rentgenové nářadí jako vyšetřovací stůl, který bylo možno upravit jako vyšetřovací křeslo, kefalograf s možností provádět tomografické snímky. Vyšetření se zahajovalo lumbální punkcí. Pacient seděl s hlavou mírně předkloněnou („poloha odsouzence“), po odebrání menšího množství mozkomíšního moku, se bederní jehlou insufovalo asi 15 ml vzduchu. Snímkovalo se v předozadní a bočné projekci a prováděly se bočné tomogramy. V této pozici se zobrazily především útvary v zadní jámě lební. Hlavně IV. komora, mokovod a část III. komory. Poté se dávka vzduchu doplnila na 25-50 ml

vzduchu, přičemž se současně po malých dávkách odpouštěl mozkomíšní mok. Dále se prováděl celý sled projekcí, vypracovaných Lysholmem. Využívalo se při něm přesunu vzduchu do nejvýše položených částí komorového systému různým polohováním pacienta. V každé poloze se dělaly snímky zadopření, bočné a boční tomogramy.

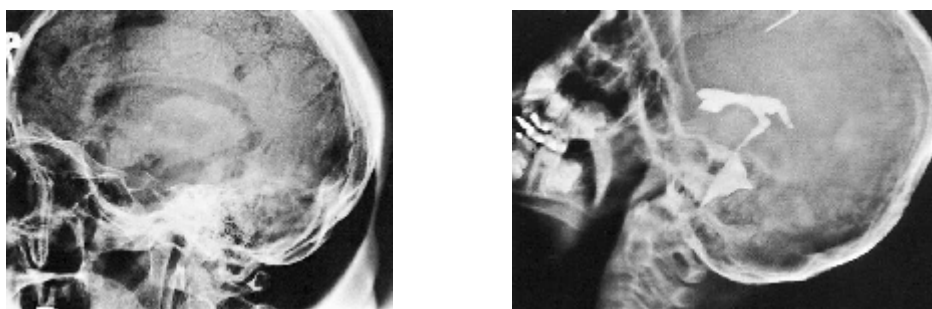
Insuflace bývala provázena dosti nepříjemnými pocity, především nauzeou, zvracením a bolestmi hlavy. Po vyšetření zůstával pacient celý den na lůžku pod lékařským dohledem. Také následující 2-3 dny měl pacient klid, než došlo ke vstřebání vzduchu.



Insuflace vzduchu při pneumoencefalografii

2.4. Ventrikuloencefalografie (VEG)

Je to aplikace kontrastní látky do mozkových komor. Provádí se výhradně na neurochirurgických pracovištích. Nejprve se provede trepanace lebky na operačním sále. Trepanačním otvorem se zavede jehla přímo do postranní komory a zavedenou jehlou se insuluje vzduch nebo pozitivní kontrastní látka. V případě vzduchu se snímkuje ve stejných projekcích jako při pneumoencefalografii, tzn. technikou vypracovanou Lysholmem. Po výkonu zůstává pacient hospitalizován a pod lékařským dohledem. Indikací bývá obstrukční hydrocefalus a patologické procesy v mozkových komorách, kdy se nepodařilo zjistit diagnózu jinou vyšetřovací metodou.



Ventrikuloencefalografie negativní KL Ventrikuloencefalografie pozitivní KL



Aplikace KL při ventrikuloencefalografii

2.5. Výpočetní tomografie (CT)

Výpočetní tomografie je po rentgence nejpodstatnějším objevem na úseku rentgenové diagnostiky. Výpočetní tomografie (počítačová tomografie, CT) je rentgenové diagnostické obrazové zařízení, které zobrazuje anatomické struktury lidského těla v transverzálních rovinách s vysokou rozlišovací schopností. Tato metoda využívá digitální zpracování dat po průchodu rentgenového záření v mnoha průmětech vyšetřovanou vrstvou.

Základní princip je založen, podobně jako při konvenčním snímkování, na zeslabování svazku rentgenového záření při průchodu vyšetřovaným objektem. Jde o metodu tomografickou, kdy se celé vyšetření skládá z většího množství vrstev. Svazek záření vycházející z rentgenky je vykloněn do tvaru vějíře, jehož šířka určuje zobrazované vrstvy. Záření po průchodu pacientem dopadá na detektory uložené na části kruhové výseče naproti rentgence. V detektorech je registrováno množství dopadajícího záření a převedeno na elektrický signál, který je odeslán do počítače ke zpracování. Během expozice se systém rentgenka–detektory, které jsou spolu pevně, spojeny otočí o 360° (180°). Během této rotace se změní řádově stovky dat každým detektorem, kterých bývá 800–1200. Z těchto dat počítač rekonstruuje obraz vyšetřované vrstvy. Nejmodernější přístroje mají několik řad detektorů, což výrazně zkracuje čas vyšetření.

Klasické rentgenové. zobrazení je planární—to je dvojrozměrná projekce denzity tkáně do určité roviny. Skutečná tkáň je však trojrozměrná, takže planární obraz, který je

dvojrozměrnou projekcí skutečnosti, může zachycovat jen část reality. O uspořádání tkáně v „hloubkovém třetím rozměru“ kolmém k zobrazované rovině nemůžeme z planárního obrazu nic zjistit. Planární obrazy mají z tohoto hlediska závažná úskalí – možnost překrývání a superpozice struktur uložených v různých hloubkách. Tento problém lze částečně řešit zobrazováním ve více projekcích, avšak riziko falešného nálezu nebo neodhalení anomálie v hloubi organismu, překrytí jinou strukturou, nelze nikdy vyloučit. Pro odstranění těchto nevýhod planární rentgenové diagnostiky byla vyvinuta transmisní rentgenová tomografie poskytující trojrozměrné zobrazní denzity tkání v organismu. Tomografického rentgenového zobrazení se dosahuje tím, že vyšetřovaná oblast se prozařuje rentgenovým zářením v různých úhlech ($180^\circ - 360^\circ$). Rentgenka a naproti umístěné detektory rotují kolem těla pacienta, přičemž úzký paprsek rentgenového záření prozařuje vyšetřovanou tkáň a jeho intenzita je detekována a převáděna na elektrický signál. Zeslabení paprsku v důsledku absorpce záření je vyhodnocováno a z množství naměřených hodnot se pak metodou zpětné projekce provede rekonstrukce denzitního obrazu příčného řezu vyšetřované oblasti. Na tomto obraze jsou citlivě a vysokým rozlišením zobrazeny struktury uložené v různých hloubkách - jedná se o obraz tomografický. Postupným podélným posunem pacienta vzhledem k systému rentgenka-detektory se vytvoří řada obrazů příčného řezu (vrstev), které umístěny vedle sebe vytvářejí trojrozměrný tomografický obraz vyšetřované vrstvy. Vzhledem k výpočetní náročnosti rekonstrukční procedury lze toto provést pouze s pomocí počítače - proto se tato metoda nazývá počítačová tomografie (CT). Přesný název „rentgenová transmisní počítačová tomografie“ (X-ray Transmission Computerized Tomography) se pro svou zdlouhavost neujal.

Kromě prostorového tomografického zobrazení je hlavní předností CT v porovnání s konvenčním rentgenovým zobrazením to, že je schopno rozpoznat a zobrazit i nepatrné rozdíly v zeslabení rentgenového záření, které proniká vyšetřovanou tkání. Je to dáno v první řadě elektronickou detekcí rentgenového záření, které je schopno zachytit jemnější rozdíly a širší rozsah dynamiky než klasický rentgenový film. K výbornému denzitnímu rozlišení dále přispívají i metody počítačové rekonstrukce a filtrace obrazu, jakož i možnost flexibilního nastavení optimální modulace obrazu.

Rozdíly v absorpci jsou definovány pomocí stupnice pojmenované podle konstruktéra prvního CT přístroje–Hounsfielda. Jednotkou je Hounsfieldova jednotka–HU. Stupeň absorpce (šedi) každého pixelu se vyjadřuje v Hounsfieldových jednotkách. Hounsfieldova stupnice je úsečka, která je rozdělena na 4096 stupňů. Číslo 4096 je dvanáctou mocninou čísla 2. Jsou definovány dva základní body -1000 pro denzitu vzduchu a numerický střed 0 pro destilovanou vodu. Hodnoty 3096 dosahují kovy a neřaděné kontrastní látky. Denzity jednotlivých tkání leží v rozmezí -1000 – +3096. Rozdíly v denzitě se vyjadřují stupni šedi. Celý rozsah škály nezobrazuje kvalitně jednotlivé struktury lidského těla, proto se užívá systém „okno“ (window). Vybere se interval Hounsfieldovy stupnice a jemu se přiřadí celá škála šedi a určí se jeho střed. W-šíře okna, C-střed okna.

V roce 1971 G. N. Hounsfield jako první zkonstruoval počítačový tomograf použitelný v klinické praxi. K realizaci došlo v laboratořích firmy EMI Ltd. (Electro musical instruments) –tedy v hudebním prostředí mimo medicínu. I když Hounsfield nabízel tento objev světovým firmám, zabývajících se konstrukcí a výrobou přístrojů pro medicínu, tak neuspěl. Proto firma EMI sama vyrobila a prodala několik desítek CT přístrojů. Na tuto výzvu reagovala jako první firma NUCLEAR-OHIO Inc. v USA. Vyvinula CT typu Delta – Scan 50. Tento přístroj byl v roce 1978 instalován na Radiologické klinice FN v Hradci Králové a vydržel v provozu 12 let. Je zajímavé, že umožňoval snímat dva řezy najednou.

Tomuto objevu předcházela řada teoretických prací. Johann Radon, rakouský matematik, vypracoval v roce 1917 teorii matematické rekonstrukce dvourozměrného obrazu z jednorozměrných projekcí. Praktickou rekonstrukci obrazu provedl v roce 1956 Bracewell. V letech 1961-1963 přenesli Oldendorf, Kuhl, Edwards, a Cormack rekonstrukční techniku do medicíny. A. M. Cormack (USA) v roce 1963 publikoval teorii snímkování vrstev (tomografie), která obsahuje všechny prvky počítačové tomografie. Je autorem analytické techniky v rekonstrukci rentgenového obrazu. Práce G. N. Hounsfielda a A. M. Cormacka přinesla revoluční změnu v diagnostickém zobrazování. Oba dostali za tento objev v roce 1979 Nobelovu cenu za fyziologii a medicínské vědy



G. N. Hounsfield



A. M. Cormack

V roce 1972 použil J. Ambrose, radiolog z Atkinson Morley Hospital v Londýně Hounsfieldovu techniku k odlišení nádoru od ostatní mozkové tkáně. Tím byl poprvé využit princip výpočetní tomografie v klinické praxi a položen tak základní kámen nové neuroradiologické metody, jejíž význam je přirovnáván k objevu samotných základů radiodiagnostiky W. C. Roentgenem.

Poznámka: Je třeba rozlišit lineární (kruhovou, eliptickou) tomografii od počítačové.

Základní princip CT.

U prvních CT byl zdrojem záření zářič gama, teprve později byla použita rentgenka. Snímky řezu se pořizovaly tak, že zdroj záření vysílal velmi úzký paprsek kolmo na dlouhou osu vyšetřovaného objektu. Na protilehlé straně zdroje a v pevném mechanickém spojení s ním byl umístěn detektor, který zachycoval rozdíl mezi intenzitou vysílaného záření a záření, které prošlo objektem v různých úhlech daných otáčením objektu. Informace o množství absorbovaného záření spolu s informací o poloze zdroje záření a detektoru byla předána počítači, který tyto dílčí informace střídal a byl schopen je vybavit v číselné podobě, ve formě obrazu složeného z drobných políček různé denzity, která byla úměrná absorbovanému záření ve tkáních. Byl tedy získán obraz tenké příčné vrstvy objektu složený z drobných políček různé sytosti šedé stupnice od bílé do černé, který dovolil rozlišit v zobrazovaných tkáních a strukturách několikanásobně větší rozdíly absorpce. Základní skiagrafické snímkování a klasická lineární tomografie dovoluje rozpoznat pouze tyto tkáně: kost, tuk, plyn a tzv. měkké části, do kterých patří všechny orgány s celou jejich komplikovanou strukturou. Tyto struktury jsou na rentgenových snímcích pouhým okem nesnadno rozlišitelné a jeví se jako jeden odstín šedi. Hounsfieldův experimentální model CT byl velmi rychle

překonán a během krátké doby byla vyvinuta celá řada technologií skenování označované postupně jako 1., 2., 3., 4. a 5. generace. Cílem bylo získat co největší rozlišovací schopnost v co nekratším čase zhotovení obrazu. U první generace byl použit úzký rentgenový svazek záření (tenký jako pletací jehla). U druhé generace byl již použit rentgenový svazek ve formě vějíře, kde síla (tloušťka) svazku určovala tloušťku tomogramu a úhel vějíře byl dán rozměry řady detektorů. Základní geometrie sestavy: rentgenka – pacient – detektory, přímo určují kvalitu výsledného obrazu. Protože soustava při snímání je v pohybu, vzniká řada nepříjemných artefaktů, které zhoršují obraz.

První generace pracovala na principu translačně rotačního pohybu, měla jen jeden detektor. Rentgenka a detektor se pohybovaly v polokruhu a zastavovaly se po otočení 10-15°. Po zastavení rotačního pohybu jsou čidla i rentgenka lineárně nad vyšetřovaným objektem. Expoziční doba byla několikaminutová a radiační zátěž pacienta byla vysoká.

Druhá generace: přístroje pracovaly v systému translace/rotace. Měly už desítky detektorů, expoziční časy byly 10–50 sekund na jeden sken. Umožňovaly náběr dat během jednoho nádechu.

Třetí generace: systém rotačních pohybů. Rentgenka a detektory jsou spojeny. Rotují v plném kruhu. Detektory jsou zkolimovány do ohniska rentgenky. Projekční data pro jeden směr jsou získávána simultánně na výstupu všech detektorů. Problémem tohoto systému byl přívod vysokého napětí k rotující rentgence a odvod signálů z detektorů, protože přístroje pracovaly v režimu „tam a zpět“. Omezením byl časový interval mezi jednotlivými skeny (čas na ochlazení). Pacient mezi skeny mohl dýchat.

Do čtvrté generace patří systém rotace/nutace, kdy průměr prstence detektorů je menší a rentgenka rotuje vně prstence detektorů. Během rotace se prstenec detektorů uhýbá (naklání se o několik stupňů) – vykonává nutaci.

Velkým skokem kupředu bylo zavedení helikálních („spirálních“) CT přístrojů. Umožnila to slip-ring konstrukce. Zde není potřeba kabelů a rentgenka rotuje kontinuálně. Byl zesynchronizován rotační pohyb s translačním posunem stolu. Získává se značný objem dat během krátkého časového úseku. První helikální přístroj byl

veden do provozu v Londýně v roce 1989. Dalším významným posunem bylo zavedení několika řad detektorů – 4, 6, 8, 16, 24 – multislice přístroje. Tím se opět zvýšil objem dat, což umožnilo zavedení nových rekonstrukčních algoritmů, výrazné zkrácení vyšetřovacích časů, výborné prostorové rozlišení, CT skiaskopie (rekonstrukce v reálném čase), redukce pohybových artefaktů.

Hlavní přednosti helikální techniky:

1. Krátká doba skenování
 - a) získáváním objemu dat během jednoho nádechu (omezení pohybových artefaktů)
 - b) zlepšení odhalení malých lézí
 - c) zmenšení množství použité kontrastní látky
 - d) zvýšení počtu vyšetření
 - e) snížení nákladů na vyšetření
 - f) využití v kritických stavech
2. Prostorově kontinuální akvizice obrazových dat:
 - a) rekonstrukce obrazu v libovolné pozici
 - b) generace obrazu s minimálním vzájemným posunem rekonstruovaných vrstev
 - c) zlepšení kvality 3D a MPR rekonstrukcí, CT angiografií
3. Radiační zátěž pacienta závisí: na proudu, napětí, délce skenování, šíři vrstvy a pitch faktoru.
4. hodnoty proudu jsou nastaveny na nižší hranici než u konvenčních CT přístrojů
5. odpadá potřeba opakovat sken
6. lze využít množství překrývajících se obrazů bez zvýšení radiační dávky
7. při užití pitch faktorů větších než 1, dochází k redukci radiační dávky

Artefakty v CT obrazu.

Jsou to nežádoucí obrazy, tj. obrazy, které neexistují ve snímaném objektu. Jsou způsobeny systémovými nedostatky metody, tj. elektromechanickou konstrukcí tomografu a počítačovým zpracováním obrazu. Sem také patří nežádoucí variace CT čísel (HU).

- 1) Artefakty dané systémem tomografie.

- a) Beam hardening effect – efekt zvýraznění tvrdého záření, nebo odfiltrování části měkkého spektra rentgenového záření tkáňovými strukturami snímaného objektu.
- b) Partial volume effect – tj. efekt částečného zachycení struktury snímaného objektu.
- c) Aliasing effect – tzv. druhotný artefakt v pozadí („duch“)

Tyto artefakty jsou dané fyzikálními principy metody, musí být korigovány a jejich vliv na kvalitu obrazu je podstatně snížen.

2) Artefakty způsobené pacientem

- a) pacient je větší než měřicí pole
- b) pohyb pacienta během skenování
- c) kovové předměty ve snímaném objektu (v těle nebo mimo tělo pacienta)

Tyto artefakty se minimalizují spoluprací obsluhy s pacientem.

3) Artefakty způsobené detektory

- 4) Artefakty způsobené sběrem dat a chybami při rekonstrukci – nestability, nonlinearity, chybné korekční parametry.

Beam hardening effect je závažným problémem při skenování hlavy, především zadní jámy lebni. Nejvíce je postižen prostor mezi skalními kostmi - Hounsfieldův tmavý pruh (Hounsfield's dark space). Je odfiltrována měkká složka spektra, což se projeví tmavým pruhem. Stupeň tohoto efektu závisí na síle objektu kterým záření prochází a na jeho biologickém složení. Na moderních přístrojích je tento artefakt částečně korigován během preprocessingu.

Partial volume effect je způsobený částečným zachycením struktury snímaného objektu detektorem. Na detektor dopadá energie prošlá dvěma různými tkáněmi v objektu, které jsou těsně vedle sebe. Chyba (artefakt) vzniká součtem dvou různých hodnot (absorpčních koeficientů) na jeden detektorový element. Dochází k falešným hodnotám CT čísel v příslušné části obrazu. Vznikají skupiny tmavých a světlých čar a tmavých pruhů. Eliminace je možná zmenšením tloušťky řezu.

Artefakty z kovových částí – šrouby, dlahy, cévní svorky. Projeví se řadou světlých a tmavých pruhů. Proto, pokud možno, je třeba se těmito oblastem vyhnout náklonem gantry.

Zavedení CT do klinické praxe v 70. letech znamenalo opravdovou revoluci v lékařské diagnostice. Zvláště v neuroradiologii to znamenalo rychlý ústup od invazivních, složitých a z dnešního pohledu diagnosticky málo výtěžných metod, jako je PEG nebo VEG. Dnes tvoří neoddělitelnou součást neuroradiologické diagnostiky, bez které se neurolog nebo neurochirurg neobejde. CT je suverénní metodou v diagnostice akutních onemocnění CNS, především traumat lebky a páteře. Slouží k vyloučení nebo potvrzení krvácení u cévních mozkových příhod.

Významné jsou také indikace k zjištění ložiskových lézí (tumorů, abscesů), degenerativních onemocnění páteře a zánětů. Pod kontrolou CT se provádí diagnostické biopsie nebo terapeutické drenáže tekutinových kolekcí. Dále je možné vyšetřovat intrakraniální a magistrální cévy CT angiografií.

Vlastní vyšetření začíná pilotním snímkem (scout, topogram). Na něm se nastavuje sklon jednotlivých vrstev a rozsah vyšetřované oblasti. Obrazy jsou v transverzální rovině. Jednotlivé obrazy spolu sousedí nebo se mohou překrývat. Vyšetření se provádí inkrementální nebo spirální technikou. Pomocí postprocesingu je možné rekonstruovat obrazy v libovolné rovině. Využívají se MIP rekonstrukce u CT angiografií nebo VRT a SSD techniky.

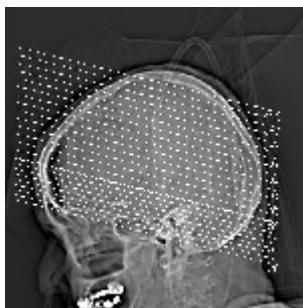
Při CT vyšetření lze zjistit jen takové patologické procesy, které se liší svou denzitou od okolí. Hypodenzní – tmavší, izodenzní – stejné, hyperdenzní – světlejší. Nejčastěji vztažené k normální denzitě zdravé tkáně. K zvýraznění rozdílů se podává kontrastní látka intravenózně. Důvodem je lepší odlišení cév od ostatních struktur a rozdílné sycení normálních a patologicky změněných tkání. Přičemž se hodnotí rozdíly v denzitě mezi nativním a kontrastním vyšetřením.

2.5.1. Lebka, mozek

Nejkvalitnější obrazy se získávají užitím klasické inkrementové techniky a jejich modifikací. Volí se odlišné kolimace pro zadní jámu lební a zbytek hlavy – důvodem jsou menší rozměry struktur mozkového kmene a baze lební, ale hlavně artefakty Hounsfieldova efektu utvrzením svazku způsobené kostními strukturami. K potlačení těchto artefaktů se používá řada technik v rámci preprocesingu, z nichž nejúčinnější je

tzv. fused rekonstrukce. To je matematická metoda založená na matematické fúzi obrazů s kolimací 2,5 mm, jejíž výsledkem je obraz o výsledné šíři 5 mm.

Při standardním vyšetření hlavy se gantry sklápí paralelně se supraorbitomeatální linií – spojnice horního okraje očníce a zevního zvukovodu. Rozsah vyšetření je vymezen dolním okrajem foramen magnum a vertexem. Redukovat artefakty ze skalních kostí při cíleném zobrazování mozkového kmene lze dosáhnout sklopením gantry tak, aby rovina řezu byla pokud možno kolmá na zadní okraj klivu. U traumat je nutné současně vyšetřit splanchokraniální oblast a CC přechod. Potom se vyšetření provádí v jednom náklonu pro obratle C1, 2, obličej a zadní jámu. Sklon gantry je podle roviny atlantu.



Scout

Standardní protokol pro vyšetření mozku (organické léze, traumata) zahrnuje vyšetření zadní jámy lební sekvenčně kontinuálními 3-5 mm vrstvami, supratentoriálně se používají vrstvy 6-8 mm. V oblasti zadní jámy se nastavuje okno W- 120-180, C-30-40. Supratentoriálně W 80 – 100, C 30 - 40.

U traumat se provádí rekonstrukce v kostním algoritmu.

Helikální vyšetření je indikováno u neklidných pacientů, u polytraumat, při zvažování trombolytické terapie mozkové ischemie a v případech nutnosti zobrazení cév. Sklon gantry je omezen do 8°. Geometrické rozlišení je v tomto případě horší než u inkrementálního vyšetření. Důvodem je halo efekt.

Pro zobrazení orbit je vhodné, aby rovina řezu procházela zrakovými nervy, tj. spojnicí cévní koutek oka a horní okraj ušního boltce. Při maximálním záklonu hlavy lze vyšetření provést v koronární rovině, které je vhodné pro zobrazení spánkových laloků, tureckého sedla, oblasti kavernózních sinů, očnic a vedlejších nosních dutin. Je

důležité se vyhnout pokud možno čelisti s kovovými náhradami, které jsou zdrojem silných artefaktů.

Výpočetní tomografie hraje zcela nezastupitelnou roli v diagnostice kraniocerebrálních poranění. Těžká kraniocerebrální poranění tvoří asi 5 % z celkového počtu. Jejich mortalita se pohybuje kolem 50 %. Klasifikace kraniocerebrálních poranění má zásadní dopad na způsob rozhodování o operačních indikacích. Je založena na 3 základních faktorech.

- 1) Rozhodujícím činitelem je klinický stav nemocného ihned po úraze - k hodnocení stavu vědomí se používá Glasgowská stupnice stavu bezvědomí – GSC.
- 2) Všichni tito nemocní musí být okamžitě po převozu do nemocnice vyšetřeni na CT. Právě výpočetní tomografie je druhým z faktorů klasifikace kraniocerebrálních poranění. Na CT lze zjistit, zda jde o ložiskové či difuzní poranění. Pod ložiskový typ jsou zahrnovány všechny expanzivně se chovající léze. V případě úrazů jsou to všechny hematomy (epi-, subdurální, intracerebrální) a kontuze, které se chovají expanzivně. Difuzní poranění mozku představují nejčastěji přímé postižení axonu. Výpočetní tomografií lze také získat další informaci o závažné komplikaci jakou je mozkový otok (včetně stanovení jeho stupně). Klasifikace podle tohoto druhého faktoru je velmi závažná, protože z ní vyplývá indikace pro další léčbu. Všechna ložisková poranění jsou indikována k okamžité operační léčbě, jejímž cílem je evakuace hematomu a tím odstranění expanze. Naproti tomu difuzní poranění mozku jsou indikována k léčbě konzervativní.
- 3) Dalším klasifikačním faktorem je patofyziologie vlastního mozkového poranění, podle nichž se mozková poranění dělí na ireverzibilní (primární) a potencionálně reverzibilní (sekundární). Ireverzibilní postižení je difuzní (axonální) poranění a kontuze mozku. Jde o stavy, kdy úraz vede k přímému anatomickému postižení mozku, bez perspektivy obnovení funkce. Potencionálně reverzibilní postižení znamená, že za určitých podmínek (správný algoritmus diagnostických a léčebných postupů) lze dosáhnout

obnovy funkce v poraněné oblasti. Jedná se o pouřazový otok mozku či pouřazové subarchnoidální krvácení. Základním léčebným principem těchto zranění je prevence nitrolební hypertenze. Ta bývá konečným stavem, k němuž dochází, není-li pacient adekvátně léčen, a stav končí smrtí.

Kromě klinické symptomatologie je možné tyto traumata rozdělit na:

Primární - vzniklá jako přímý důsledek působení síly na mozek a skelet lebky, nebo změnami v jiných částech mozku vlivem stříhového mechanismu na podkladě rozdílné akcelerace a decelerace bílé a šedé hmoty.

Sekundární - např. ischemie, záněty, jizvy.

Fokální poranění – jedno nebo několik ložisek v různých částech mozku.

Difuzní poranění – vícečetné změny v mozku, kmeni a mozečku.

Otevřená poranění – znamenají komunikaci lebeční dutiny se zevnějškem při porušení tkání a skeletu lebky.

Tupá poranění – vznikají intrakraniálně silou, která nevede ke komunikaci se zevnějškem.

Rentgenový snímek dokáže odhalit pouze cizí tělesa (projektily, úlomky kostí), přítomnost vzduchu, fraktury skeletu lebky, ale nedokáže odpovědět na otázku, zda a v jakém rozsahu je poraněn mozek. To dokáže vyřešit výpočetní tomografie, která je schopna odhalit i závažnější poškození skeletu lebky. V moderní diagnostice poranění lebky výpočetní tomografie zaujala první místo a zatlačila provádění rentgenových snímků do pozadí.

Kraniocerebrální poranění jsou významnou skupinou urgentních CT vyšetření. Hodnotí se přítomnost intrakraniální hemoragie, poranění velkých mozkových cév, přítomnost vzduchu intrakraniálně, stav komorového systému, přítomnost mozkového edému, známky přetlaku. Sleduje se také stav kostí lebky a přítomnost cizích těles. Důležité je správné hodnocení nálezu. Z toho vyplývá kvalitní provedení vyšetření. Je nutné se vyhnout pohybovým artefaktům u neklidných pacientů. Ty je nutné fixovat, popřípadě tlumit.

Kraniocerebrální poranění zahrnují traumata skeletu neurokrania, vlastního mozku a jeho obalů, mozkových tepen a nervů. Primární poranění mozku je většinou způsobeno

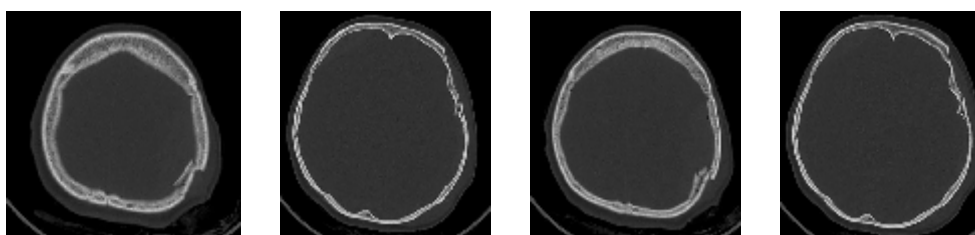
nárazem předmětu na hlavu dynamickou silou ve velmi krátkém čase (20–200ms). Tento mechanismus se označuje jako kontaktní. Malé předměty mohou způsobit impresivní fraktury nebo otevřená poranění mozku, velké kontaktní plochy spíše způsobí lineární fraktury. Kromě fraktur vznikají u kontaktních mechanismů také kontuze, obvykle v místě nárazu, ale i na straně opačné, tzv. mechanismus par contre coup. Někdy může poranění mozku vzniknout bez kontaktu s hlavou. Pulzním mechanismem na základě akcelerace a decelerace např. při prudkém pohybu v krční páteři tzv. inerciální poranění.

Zlomeniny lbi

Nejčastějšími typy zlomenin kalvy a baze lební jsou fisury a impresivní zlomeniny.

Impresivní fraktury – jednotlivé fragmenty jsou vpáčeny do intrakraniálního prostoru. Bývají spojeny s protržením mozkových obalů a s přímou lacerací tkáně.

Fisury – lineární zlomeniny – bez vpáčených fragmentů. Musí se počítat s přítomností subdurálního či epidurálního hematomu. Je-li linie fisury paralelní s rovinou řezu, není na axiálních obrazech diferencovatelná.



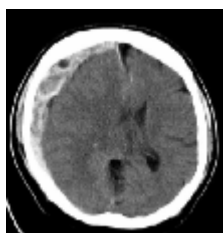
Impresivní fraktury

Nejnebezpečnější jsou fisury v temporální krajině, protože mohou přetnout větev a. meningika media a tím být příčinou epidurálního hematomu. V oblasti baze lební dochází k podélným frakturám pyramid, zlomeninám processus mastoideus, kosti klínové, frakturám probíhajícími vnitřním a středním uchem. Detailní průběh lomných linií je často možné vysledovat jen pomocí HRCT. Zlomeniny v oblasti baze jsou často spojeny se zlomeninami očníce, čichové kosti, maxillozygomatického komplexu. Výpočetní tomografie výrazně omezila provádění rentgenových snímků lbi. CT zcela nahradilo snímky baze lební a speciální projekce spánkové kosti. V oblasti kalvy snad jen v okolí vertexu jsou rentgenové. snímky přesnější.

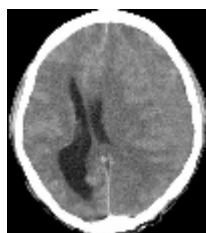
Závažná a penetrující poranění hlavy mohou být komplikovány různými typy hematomů. Traumatické krvácení se rozlišuje na extracerebrální a intracerebrální.

U extracerebrálního krvácení krev zaujímá prostory mezi lebkou a mozkovou tkání a podle uložení vzhledem k mozkovým plenám a mozku se dělí na epidurální, subdurální a subarachnoidální. Extracerebrální krvácení ovlivní mozkovou tkáň až sekundárně na základě probíhající komprese mozku. Intracerebrální hemoragie jsou z 80 – 90 % umístěny v bílé hmotě frontálních a temporálních laloků. Jednotlivé typy mohou být přítomny současně a mohou jedno druhé maskovat.

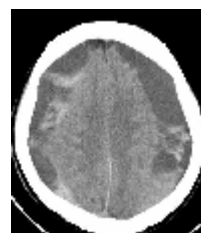
Subdurální hematoma - je nejčastější formou intrakraniálního postraumatického krvácení. Vzniká v prostoru mezi durou a arachnoideou po ruptuře přemosťujících žil, které jdou z povrchu mozku do durálních splavů. Prostor mezi durou a arachnoideou umožňuje snadné šíření hematomu. Vytváří až několik cm široké lemy srpkovitého tvaru uložené pod kalvou. Může se chovat expanzivně a být příčinou deformace komorového systému a přetlaku středočárových struktur. Při malém objemu nelze vždy spolehlivě odlišit od epidurálního hematomu. Důležité je vhodným způsobem nastavit při vyšetření na CT vhodné „okno“, protože nevhodným natavením může subdurální hematoma splynout s kostí. Subdurální krvácení je možné rozdělit na 3 fáze. Akutní, subakutní, chronickou, přičemž v každé fázi dochází ke změně CT obrazu. V akutní fázi, kdy se vyšetření provádí s odstupem několika desítek minut až hodin, se projeví jako hyperdenzní. Jeho denzita je podmíněna vysokým podílem erytrocytů. Hematom postupem času mění svůj charakter. Z hyperdenzního (1. týden) v izodenzní (2. – 3. týden) až po hypodenzní. V izodenzní fázi se hematoma může projevit jen přesunem komorového systému, setřelou kresbou gyrů a přesunem středočárových struktur. Tehdy se dokonale zobrazí na MR vysokým signálem v T1 a T2 obraze. Po podání kontrastu se zobrazí hyperdenzně okrajová membrána. Po 3 a více týdnech chronický subdurální hematoma může dospět do stádia hypodenzní kolekce tekutiny – subdurální hygrom. Při nahromadění mozkomíšního moku v subdurálním prostoru po traumatickém roztržení pavučnice se jedná o subdurální hydrom. Obtížné je jejich odlišení na CT. Rozlišit je lze pomocí MR, neboť signál u hygromu není izointenzní s likvorem.



Hyperdenzní subdurál

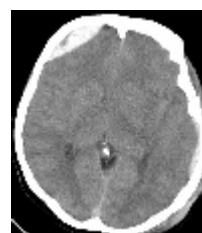
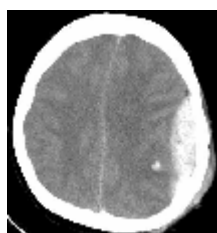
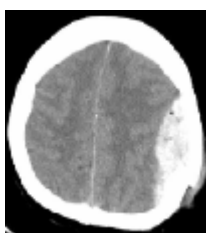


Izodenzní subdurál



Hypodenzní subdurál

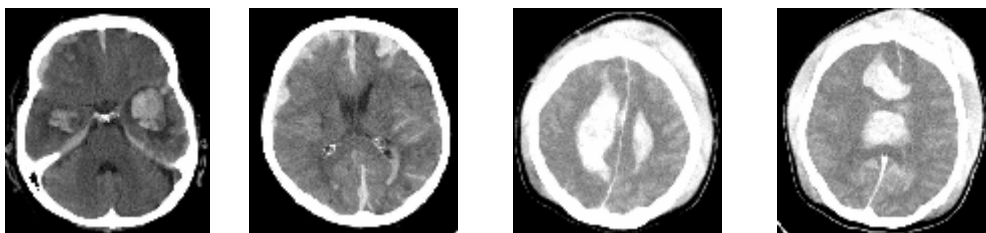
Epidurální hematom – vzniká krvácením mezi vnitřní laminou kalvy a tvrdou plenou mozkovou. Ta pevně přiléhá ke kalvě zejména v oblasti švů, proto epidurální hematomy mají menší rozsah než subdurální. Liší se také tvarem, který připomíná bikonkávní čočku. Nejčastěji vznikají protržením některé z větví a. meningica media. Obvykle (až 90 %) je možno současně prokázat frakturu kosti. Bývá uložena temporo-bazálně, temporo-parietálně. Méně často frontálně a okcipitálně (supra i infratentoriálně současně). Na CT se zobrazí charakteristickým tvarem bikonkávní extracerebrální kolekce. CT monitoring se provádí v uzlových bodech léčby – po operaci, před propuštěním, ale i v několikadenních intervalech v rámci pobytu pacienta na JIP a při každé významné změně klinického stavu.



Epidurální hematom

Intracerebrální hemoragie se objevují u kontuze mozku a difuzního axonálního poranění. Jednotlivé typy mohou být přítomny současně a jedno druhé maskovat. Subarachnoidální a komorové traumatické hemoragie jsou součástí jiných poranění mozku. Dochází k nim lokálně v cisternách blízkých krvácející traumatické lézi, ale také přesunem hemoragického likvoru z hemoragií mimokomorových. Na CT se zobrazí krví vyplněné cisterny, popřípadě ohraničená sytá subependymální ložiska vyklenující se do komor, hladiny denzní sedimentované krve v likvoru v zadních

částech postranních komor nebo jako hematocefalus s odlišně vyplněnými komorami. Všechny tyto modalitty dávají možnost vzniku obstrukčního hydrocefalu.



Subarachnoidální hemoragie

Hematocefalus

Mozkové kontuze se vyskytují jednak v místě nárazu (primární) a jednak jako součást poškození protinárazem, což je náraz mozkové tkáně na lebku na opačné straně – contre coup. Na CT se jeví jako nehomogenní mapovitá ložiska, v první fázi hypodenzní, následně se začíná jevit jako hyperdenzní, což je způsobeno prokrvácením tkáně. Je vyvinut různě velký kolaterální edém. Po třech dnech přibývá edém a expanzivní změny, snižuje se denzita hemoragií. V dalších dnech se ložiska stávají izodenzní s okolím. Po 2-3 týdnech se ložiska mění v hypodenzní.

Významným nálezem je pneumocefalus, to je přítomnost vzduchu intrakraniálně. Je známkou komunikace se zevním prostředím, která ohrožuje nemocného možnostmi závažné komplikace – meningitida, empyém, mozkový absces. Na CT se vzduch zobrazí jako ostře ohraničená, výrazně hypodenzní ložiska. Velké nahromadění vzduchu intrakraniálně (přípustné je 60 ml) může vést k expanzivním projevům.

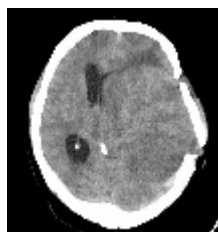


Pneumocefalus

Posttraumatické intrakraniální infekce – vstup infekce je možný při každém pronikajícím traumatu, i při tupém poranění, jestliže došlo k fraktuře kosti a porušení tvrdé pleny. Nebo také cizí těleso, které vniklo intrakraniálně při otevřených poraněních. K infekci dochází po odstupu několika dní po traumatu.

K difuzním poraněním mozku řadíme mozkovou komoci a difuzní axonální edém. Termín komoce je užíván pro reverzibilní traumatické poruchy mozkových funkcí. Stav je spojen s krátkodobým bezvědomím (do 10 min), po kterém následuje úprava neurologických funkcí ad intergrum. Na CT je negativní nález.

Mozkový edém je častou průvodní komplikací traumatického ložiska, kde došlo k porušení hematoencefalické bariéry. Je to patologické nahromadění tekutiny ve tkáni, způsobené poruchou cirkulace tkáňového moku. Vzniká následně po poškození mozkové tkáně. Postihuje hemisféru i celý mozek, někdy bez jiných traumatických změn. Objevuje se u 10 – 20 % nemocných obvykle 48 hodin po těžkém úrazu. Na CT se projeví zvětšením objemu mozkové tkáně a zmenšením likvorových prostorů, zánikem cisteren, výraznou redukcí šíře postranních komor a vyhlazením gyrifikace. Dochází ke ztrátě diferenciaci mezi šedou a bílou hmotou a snížením denzity mozkových hemisfér.



Mozkový edém

Subarachnoidální krvácení vzniká následkem ruptury aneuryzmatu, po traumatech nebo při ruptuře pyálních žil. Charakteristický vzhled ho dovoluje diferencovat od subdurálního a epidurálního krvácení. Krev se zobrazuje jako hyperdenzní náplň subarachnoidálních prostorů mezi gyry a v likvorových cisternách. Podle umístění lze určit místo zdroje krvácení jak stranově, tak i do určitého úseku arteriálního systému mozku. Komplikacemi subarachnoidálního krvácení při ruptuře aneuryzmatu může být současně přítomno tříštivé krvácení do mozkové tkáně a jeho provalení do komor. Při spazmech mozkových tepen se může vyvinout ischemie mozkové tkáně. Pozdní komplikací je rozvoj vnitřního hydrocefalu.

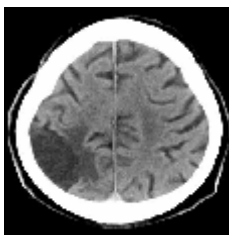


Krvácení po ruptuře aneuryzmatu

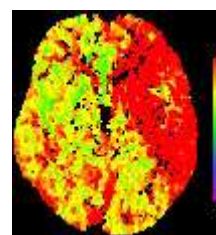
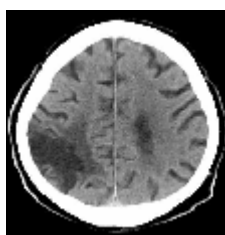
Intracerebrálním krvácením jsou postiženi nemocní s hypertenzí, ale i nemocní s poruchami hemokoagulace, při antikoagulační léčbě, u hemoblastóz, vaskulitid. Typickou lokalizací intracerebrálních krvácení u hypertoniků je oblast bazálních ganglií. Prostor mezi nukleus lentiformis a capsula externa. Dalšími typickým místem je thalamus, mezencefalon, mozeček. V akutní fázi je intracerebrální hematom hyperdenzní. S mírným časovým odstupem vzniká kolaterální zóna, jejíž příčinou je edém a retrakce koagula. V dalším časovém vývoji se hematom odbarvuje a nastává úklidová reakce. Nakonec se vytvoří postmalatická pseudocysta s denzitou odpovídající moku.

Cerebrální infarkt, mozková ischemie. Příčinou je uzávěr tepny, přivádějící krev do mozkové tkáně. K obliteraci může dojít embolizací trombu z aterosklerotického plátu, embolizací při trombu v levém srdci. Nejčastější je kombinace více příčin. V perakutní fázi nemusí být na CT diferencovatelný. Po 3 hodinách se objevují změny, které dovolují akutní ischemii rozeznat. U dokončené ischemie dochází nenávratně k úplné nekróze mozkové tkáně. Na CT se to projeví jako zřetelně ohraničené hypodenzní ložisko, teritoriálně příslušné k uzavřené tepně. Jeho objem se zmenšuje. Nativní CT je indikováno jako metoda první volby u všech mozkových příhod k odlišení ischemie od hemoragie. Kontrastní vyšetření je indikováno jen při negativním CT nálezu k lokalizaci uzávěru před celkovou nebo cílenou trombolýzou nebo při nutnosti diferencování hypoxické zóny (penumbry) a jádra ischemie. Zásadně se používá aionální kontrastní látka. Ionální je kontraindikována, protože hypertonický roztok zhoršuje následky ischemie v hypoxické zóně. Kontrastní vyšetření je vhodné provést

jako CT angiografii. Dynamické (perfuzní) vyšetření je rezervováno k posouzení mozkové perfuze.



Ischemie



Perfuzní mapa

Intrakraniální nádory se od ostatních tumorů liší v mnoha ohledech chování. Vytvářejí syndrom nitrolební hypertenze. Pomalý růst může být mozkiem po určitou dobu kompenzován. Po nějaké době dojde k dekompenzaci a rozvoji syndromu nitrolební hypertenze. Rychle rostoucí nádory vyvolají hypertenzi rychleji. Mozkové nádory mění svoji biologickou aktivitu a až na výjimky nemetastazují.

Nádory se dělí na intracerebrální a extracerebrální.

Extracerebrální vyrůstají z mozkových a mozkomíšních nervů. Na mozkovou tkáň působí tlakem a dislokují ji.

Intracerebrální nádory vyrůstají přímo z mozkové tkáně.

Úkolem CT je prokázat nebo vyloučit přítomnost nádoru, zhodnotit jeho chování, odlišit intracerebrální od extracerebrálního a pokusit se určit jeho druhovou specifikaci.

Intrakraniální nádory se na CT projevují přímými a nepřímými známkami.

Nepřímé známky intrakraniálního tumoru jsou přesun středočárových struktur, dislokace chorioidálního plexu, komprese komor, rozvoj hydrocefalu – asymetrického. Pravidelně jsou přítomny příznaky herniace.

Přímé známky se projeví lokální změnou struktury mozkové tkáně se změnou denzity a diferenciací mezi šedou a bílou hmotou. Změna struktury se na CT projeví snížením denzity, někdy vytvořením cystických dutin. Izodenzní s okolní tkání jsou především infratentoriální nádory. Prokrváčené nádory a ty, které obsahují kalcifikace, mají denzitu zvýšenou. Po i. v. podání kontrastní látky se denzita většiny tumorů mění. Zvyšuje se, protože je porušena hematoencefalická bariéra. Míra a charakter změny denzity závisí na histologické a biologické povaze tumoru. Perifokální edém kolem tumoru se šíří v bílé hmotě a prstovitě zasahuje do oblasti gyrů a vnitřní a zevní

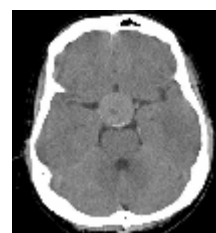
kapsuly. Do šíře 2 cm se označuje jako edém prvního stupně. Druhý stupeň postihuje méně než polovinu hemisféry. Třetí stupeň zaujímá více než polovinu hemisféry.



Tumor nativně



Tumor po KL

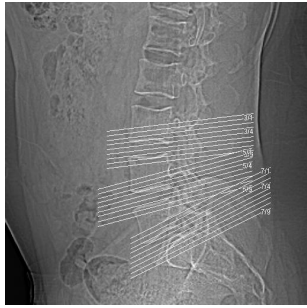


Tumor sedla po KL

Shodně s poraněním mozku a mozkovými nádory se dělí záněty na intra a extracerebrální. CT má základní význam k odlišení jiných příčin meningeálního syndromu či syndromu nitrolební hypertenze. V případě epidurálního a subdurálního empyemu a mozkového abscesu je CT postačující, v ostatních indikacích je nutné doplnit MR. Čerstvé abscesy nemají vytvořenou pyogenní membránu. Jsou hypodenzní jak nativně, tak i po podání kontrastní látky. Starší jsou již ohraničeny sytou pyogenní membránou, mají kulovitý tvar, mohou být solitární nebo mnohočetné. Na CT se jeví jako hypodenzní s perifokálním edémem. Po podání kontrastní látky se prstencitě na obvodu opacifikují.

2.5.2. Páteř

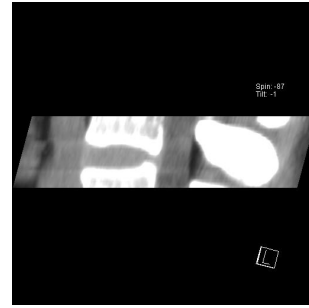
Vyšetření se provádí řezy, které jsou rovnoběžné s průběhem vyšetřované ploténky. Začíná se v polovině horního obratle a končí v polovině dolního. V případě nálezu se pokračuje oběma směry. Šíře řezu je obvykle 4 mm. Výhodné je hodnotit vyšetření v měkkotkáňovém i kostním okně. Sagitální rekonstrukce se provádí středočárově, podle nálezu i paramediálně. Nativní CT objasní etiologii procesu asi z 90 %. U zbylých 10 % se doplňuje MR vyšetření. Podání kontrastní látky intravenózně formou bolusu je vhodné u pooperačních stavů k rozlišení hypertrofické jizvy od měkkotkáňové porce ploténky. Čerstvá jizva se po podání kontrastní látky opacifikuje, naopak ploténka se nebarví. CT podává informaci o anatomii a patologii v oblasti páteřního kanálu. Dobře zobrazí kostní a kloubní struktury, kde má lepší výpovědní hodnotu než MR.



Scout

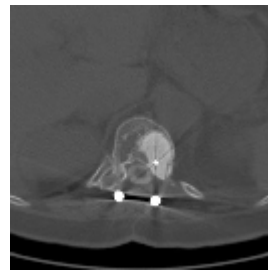
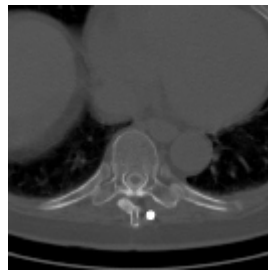


Obratel L3



MPR rekonstrukce

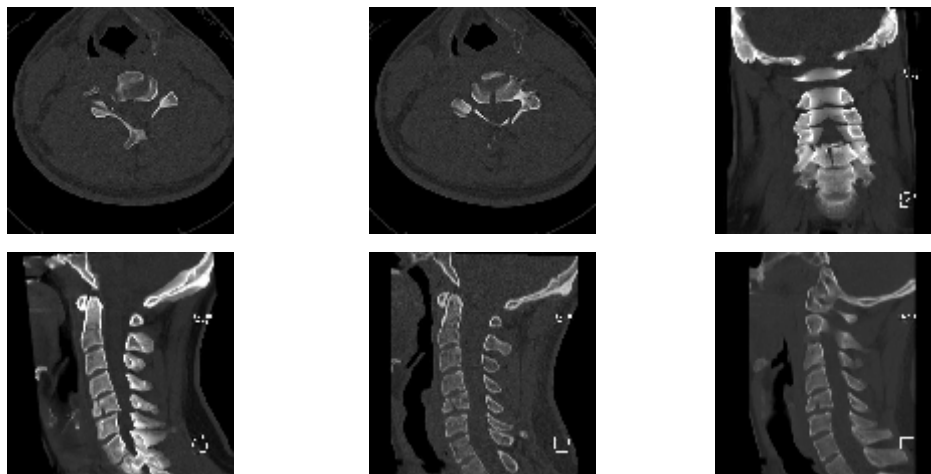
CT perimyelografie následuje po klasické PMG. Provádí se s odstupem minimálně 3 hodin, kdy dojde k částečnému vstřebání kontrastní látky. Před vyšetřením je třeba pacienta na stole opakovaně otočit, aby došlo k dobrému zobrazení míchy a durálního vaku. Někdy je vhodné provést vyšetření na břiše. CT PMG má větší výpovědní hodnotu než nativní CT, ale menší než MR. Nevýhodou je invazivita s nutností aplikace kontrastní látky intrathékálně.



CT perimyelografie

V případě traumat patří CT společně se skiagrafií k základním vyšetřovacím metodám. CT hraje důležitou roli ve stanovení diagnózy při úrazech páteře. Odpadají obtíže při provádění rentgenových snímků v obtížných projekcích jako je „plavecká“ projekce, Sandbergova projekce na dens, stahování ramen k zobrazení C–Th přechodu. Spirální CT umožnily zobrazit C páteř v celém rozsahu, značně urychlily vyšetření a umožnily kvalitní rekonstrukce v sagitální a koronární rovině. Jediné omezení tohoto vyšetření je nemožnost zobrazit poraněné vazy. CT dobře zobrazí kostěné struktury a páteřní kanál a případné fragmenty v něm. Může také zachytit výrazné abnormality v měkkých tkáních, jako např. traumatickou herniaci disků nebo výrazný epidurální hematom. Z tohoto pohledu je však MR přínosnější.

V oblasti hrudní a bederní páteře je vyšetření obtížnější, protože musí být známa úroveň poranění. Proto je důležité předběžné neurologické vyšetření, popřípadě rentgenové snímky. Opět se zobrazí postižené obratle a případné úlomky v páteřním kanálu.



Fraktura C5

2.5.3. CT angiografie (CTA)

CT angiografie (CTA) – angiografie pomocí výpočetní tomografie je neinvazivní způsob zobrazení kardiovaskulární soustavy vycházející z helikální (spirální) akvizice dat a intravenózní aplikace kontrastní látky. Při hodnocení cévních struktur se ze získaných dat kromě axiálních řezů vytváří trojrozměrné rekonstrukce podobné angiogramům. Nyní v době multidetektorových CT se pomocí přístrojů s nejméně 16 řadami detektorů dosahuje izotropního zobrazení (stejně prostorové rozlišení ve všech rovinách), vyžadující submilimetrovou kolimaci, která umožňuje zobrazení malých cév, např. mozkových tepen. Při CTA se posuzuje anatomie a funkce kardiovaskulární soustavy. Zásadní podmínkou je zvýšení kontrastu cévních struktur. Protože kontrast krve a okolní tkáně je při nativním CT minimální, je nutno jej zvýšit aplikací kontrastní látky. Kontrastní látka se podává intravenózně, proto je vyšetření na rozdíl od katetizační angiografie neinvazivní. Intravenózní aplikace kontrastní látky je nezbytnou podmínkou vizualizace cévního lumina. Celkový objem podané kontrastní látky a zvláště správné načasování akvizice dat jsou hlavní předpoklady ke kvalitní CT

angiografii. Používají se kontrastní látky o vysoké koncentraci 350–400 mgJ/ml a automatický injektor, který je propojen s CT přístrojem. Automatická dvouhlavová pumpa umožňuje množství kontrastní látky snížit, protože její podání je následováno bolusem fyziologického roztoku, který ji tlačí před sebou a tím umožní dosažení potřebné denzity v luminu cév dostatečně dlouhý čas. Podle načasování skenování se zobrazuje žilní, tepenné nebo portální řečiště.

V roce 1987 byl vyvinut tzv. slip–ring (klouzající prstenec), který se stal základním konstrukčním prvkem výpočetního tomografu nové kvality – helikálního (spirálního) CT. Slip – ring technologie umožnila nezávislý pohyb rotoru vůči statoru za současného toku informací a energie bez spojení kabely. Vyšetření se provádí během neustálého kroužení aktivního systému rentgenka – detektory kolem těla nemocného, posouvaného ve směru otáčení gantry. Helikální způsob vyšetření načítá celkový objem dat z celé vyšetřované oblasti a také se zároveň zkrátila doba akvizice dat. Tento nový způsob akvizice se původně nazýval volum renderig technique, ale později byl změněn na volum data acquisition (objemová akvizice). Nyní se původní termín používá pro jeden ze způsobů prostorové rekonstrukce. Rozvoj výpočetní techniky umožnil výrazně rychlejší zpracování velkého objemu dat což umožnilo vyvinout nové algoritmy zobrazení (SSD, MIP, VRT). Postupně se také zvyšoval počet řad detektorů (16, 24, 64). Současné přístroje díky submilimetrové kolimaci umožňují izotropní zobrazení prostoru a získaná data se používají ke kvalitním MIP a VRT rekonstrukcím.

Indikace a diagnostický význam.

CTA se především provádí tam, kde ostatní diagnostické metody jsou méně efektivní, nedostupné nebo neúměrně zatěžují pacienta, nebo kde CTA umožní omezit indikování invazivní metody. Pak jsou to indikace výběrové, kdy CTA odpoví na specifické otázky, jako je trojrozměrný pohled, funkční zobrazení vyšetřovaného orgánu nebo změny orgánů zachycené při jiných vyšetřeních

CTA se neindikují tam, kde CT nepřinese nové informace, je-li současně indikována katetrizační angiografie nebo je-li zátěž pacienta zářením a kontrastní látkou neúměrná přínosu vyšetření.

Ve srovnání s ostatními metodami je předností CTA dobrá dostupnost, nízká invazivita ve srovnání s katetrizační angiografií a vysoký stupeň geometrického a prostorového rozlišení v porovnání s MRA a s dopplerovskou US.

Nejvýrazněji omezují kvalitu CTA technické parametry přístroje. Rychlost akvizice dat a minimální možná kolimace určují rozsah vyšetření v kraniokaudálním směru, celkovou dobu vyšetření a prostorové rozlišení.

Výhody CT angiografie jsou neinvazivnost, rychlost a dobrá dostupnost. Nevýhoda spočívá v ionizujícím záření a podáváním kontrastní látky, se kterou je spojeno riziko alergoidní reakce nebo renálního selhání.

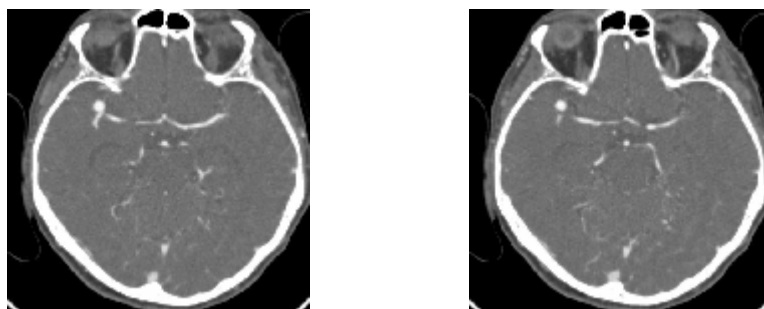
Indikace:

Intrakraniální aneuryzma.

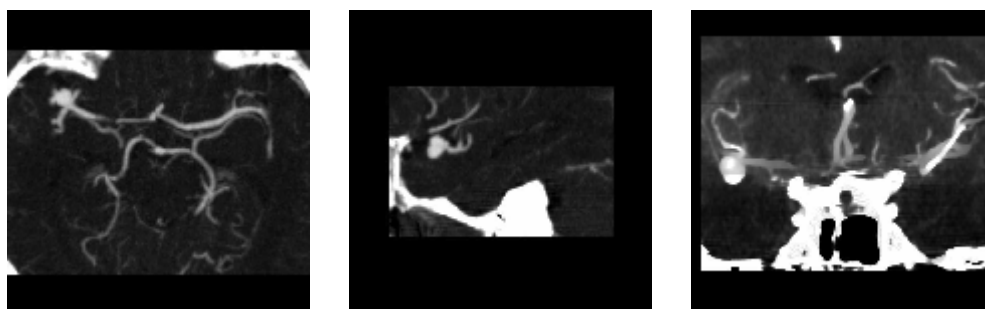
Zobrazení aneuryzmat pomocí CTA poskytuje ve srovnání s katetrizační angiografií přesnější informace o prostorovém uspořádání výdutě ve vztahu k odstupujícím cévám především u aneuryzmat větších velikostí. Hlavní výhodou je posouzení hemodynamiky. V porovnání s MRA jsou jednak lépe zobrazeny kalcifikace a intraluminální trombóza, ale také se dosahuje vyššího prostorového rozlišení za podmínky zobrazení se submilimetrovou kolimací. Pro akutní zobrazení aneuryzmat je CTA v současnosti metodou první volby.

Velikost aneuryzmat se pohybuje od 1 mm až po gigantická, která klinicky na CT obraze simulují expanzivní proces. Častý je mnohočetný výskyt. Tepenné výdutě mohou být zdrojem subarachnoidálního krvácení. CTA je upřesňující metoda k diagnostice a hodnocení aneuryzmat. Touto metodou se aneuryzmata lokalizují, je možné posoudit jejich obsah, diferencovat kalcifikace, změřit velikost, šíři krčku a určit jejich orientaci. Toto vyšetření poskytuje intervenčnímu radiologovi nebo chirurgovi přesné topograficko – anatomické údaje. Menší než 3 mm a naléhající na bazi na infraoftalmickém úseku krkavice se obtížně diferencují.

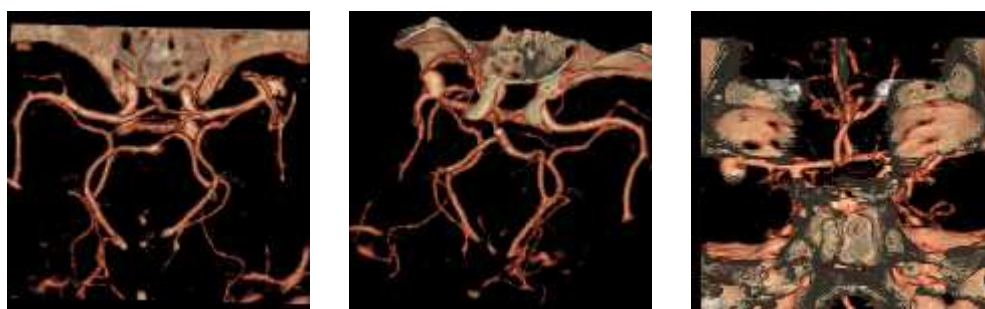
Hodnotí se především uložení výdutě a její morfologie. Pro neurochirurga nebo intervenčního radiologa je podstatnou informací šíře krčku, objem aneuryzmatu (lze ho změřit pomocí speciálního programu) a orientace vaku.



Aneuryzma na arteria cerebri media l. dx.



MIP rekonstrukce



VRT rekonstrukce

Arteriovenózní malformace jsou další indikací k CTA. Pro kvalitní zobrazení arteriovenózní malformace je zapotřebí zachycení celého intrakraniálního prostoru, proto použití jednořadých systémů je velmi omezené. Při hodnocení arteriovenózní malformace je třeba identifikovat všechny arteriální přítoky, všechny drénující žíly a je nutné určit zda směřují do povrchového nebo hlubokého žilního systému. Proto se vytváří stínované VRT rekonstrukce.

CTA je také součástí protokolu mozkové perfuze, aby se zobrazila průchodnost ACI a případné stenózy intrakraniálně.

2.5.4. CT perfuze mozku

CT perfuze mozku je funkční vyšetření mozkového parenchymu, jehož výsledkem jsou tzv. perfuzní mapy, podle kterých se hodnotí stav prokrvení mozkové tkáně.

V roce 1995 byla do klinické praxe zavedena trombolýza (použitím TPA = tissue plasminogen aktivátor) jako alternativní terapie ischemických lézí v povodí ACM. Zavedení této terapie zvýšilo potřebu rychlé a dostupné metody na detekci a zjištění rozsahu perfuzního deficitu v mozkové tkáni. Metody perfuzního MR, SPECT, PET používané k hodnocení perfuze mozku byly limitované dostupností, cenou a tolerancí pacienta. Perfuzní CT mozku se ukázalo jako prostředek rychlého a lehkého hodnocení perfuze mozku u pacientů s příznaky náhlé cévní příhody mozkové (NCMP), u kterých bylo nejprve nativním CT mozku vyloučeno intrakraniální krvácení. Vlastní vyšetření je možné provádět na jakémkoliv standardním spirálním CT a mapy perfuze mozku mohou být vytvořeny v krátkém čase na pracovní stanici vybavené příslušným softwarem. V klinické praxi se perfuzní CT mozku využívá především při diagnostice akutní ischemické NCMP s možností rozlišení definitivně poškozené tkáně mozku (infarkt) a tkáně v riziku (penumbra) a určení prognózy z hlediska rozsahu a oblasti poruchy perfuze.

Metabolismus mozku závisí na oxidaci glukózy. Bez stabilní perfuze arteriální krví se metabolismus mozku zastaví pro nedostatek ATP. Mozek nemá schopnost sřádat energii ani O₂. Tudíž míra prokrvení (perfuze) je určujícím faktorem stavu mozku.

Normální průtok krve mozkem (cerebral blood flow) v šedé hmotě člověka je 50-60 ml/100g/min. Na základě studií na zvířatech byl vypracován model mozkové perfuze vzhledem k zachování funkce a přežití ischemické mozkové tkáně.

Při průtoku krve mozkem 35ml/100g/min, což je 50-60 % normálních hodnot, může mozková tkáň přežít, pokud nenastane další snížení průtoku krve. Když se průtok sníží na 20ml/100g/min (30–40 % normálních hodnot) dochází ke ztrátě funkce ještě viabilních neuronů. Tato tkáň, která je v blízkosti už ireverzibilně poškozené tkáně je označována jako tkáň v riziku (tissue at risk = penumbra). Při poklesu průtoku na méně než 10ml/100g/min (což je méně než 20 % normálních hodnot) dochází k ireverzibilním změnám – smrti buněk.

Rozeznáváme tyto tři základní perfuzní parametry.

- 1) CBF – cerebral blood flow – je průtok krve mozem (50-60ml/100g/min)
- 2) CBV – cerebral blood volume – objem krve mozku na jednotku hmoty mozku (4-5 ml/100g.)
- 3) MTT – mean transit time (průměrný čas průtoku), to je čas mezi arteriálním přítokem a venózním odtokem krve – 5 s. $MTT = CBV/CBF$

Z jednotlivých perfuzních parametrů naměřených během vyšetření v každém voxelu se pro každou vyšetřovanou úroveň zhotovují tzv. perfuzní mapy:

- cerebral blood volume mapa představuje objem krve protékající objemovou jednotkou tkáně
- mean transit time mapa představuje dobu průtoku krve tkání od tepenného přítoku přes oblast nasycení až k žilnímu odtoku
- cerebral blood flow mapa představuje průtok krve hmotnostní jednotkou tkáně za minutu
- time to peak mapa představuje rychlost cirkulace- určuje cirkulační čas

CT může měřit změny denzity tkáně po intravenózním podání kontrastní látky s následným výpočtem CBV. Hodnoty CBV a MTT jsou závislé na čase a na jejich získání je potřeba rychlé zobrazení určitého objemu řezů na zaznamenání změn denzity mozkové tkáně v závislosti na čase, hodnoty arteriálního přítoku krve a návazného odtoku spolu s matematickými výpočty. Schopnost měření perfuzních parametrů je možné až s příchodem rychlých spirálních a multidetektorových CT přístrojů a softwarů pro analýzu dat.

First – pass Bolus – tracking metoda

Při této metodě je zaznamenán rychlý přechod rychle podaného bolusu jodové kontrastní látky cévami jen v omezeném rozsahu mozku (2-3 cm). Po aplikaci kontrastní látky se provádí sériové CT a následně jsou vytvořeny křivky závislosti denzity v čase (time attenuation curves – TAC), které znázorňují změny denzity zobrazované tkáně po dobu průchodu kontrastní látky intrakraniálními cévami. Z těchto křivek se vypočítávají MTT, CBV, CBF mapy. Maximální šíře vyšetřované oblasti závisí na počtu detektorů. U multidetektorových CT přístrojů je možné vyšetřit úsek 2–3

cm silný. Proto pro vyšetření musí být zvolena přesná oblast předpokládané patologie na základě klinické symptomatologie nebo předcházejícího nativního CT. Obvykle se vyšetřuje oblast bazálních ganglií. Po nastavení úrovně vrstev je podán bolus kontrastní látky a sledují se změny denzity v mozku, přičemž se získává jeden sken za sekundu po dobu 40 s. Pro vyšetření je nutná rychlá aplikace kontrastní látky rychlostí 8–10 ml/s. Podává se 40 ml neionické kontrastní látky. Po naskenování dat se pomocí poloautomatického postprocesingu získávají barevné MTT, CBV a CBF mapy.

Základní principy perfuzního CT postprocesingu.

Rychle podaný bolus kontrastní látky způsobuje přechodné změny enhansmentu mozkové tkáně při jeho průchodu mozkovými cévami. S technikou dynamického CT mohou být tyto změny zaznamenány jako křivky změny denzity v závislosti na čase (TAC) pro každý voxel. Z těchto křivek se vypočítávají TTP nebo MTT, CBV, CBF. Barevně kódované mapy těchto parametrů dovolují rychle vizuálně zhodnotit případný infarkt mozku. Barvy je možné měnit různým nastavením okna.

Výhody a nevýhody perfuzního CT mozku.

Výhody - technika perfuzního CT je založená na použití spirálního CT, která jsou poměrně dostupná.

- v rámci jednoho vyšetření se provádí ještě další techniky – nativní CT, CT angiografie
- na základě perfuzních parametrů je možné určit různé stupně porušení perfuze a kvantifikovat ischemie mozku

Nevýhody - je limitovaný možný rozsah zobrazení mozkové tkáně, ze kterého vyplývá nezachycení některých infarktů a nemožnost posoudit přesný rozsah postižení mozkové tkáně
nízká senzitivita vyšetření při zobrazení velmi malých infarktů

Nejčastější indikace k vyšetření:

- ischemie mozkové tkáně časně CMP, kdy nejpozději do 6 hodin by měla být zahájena trombolytická léčba
- chronické ischemické změny v rámci prevence CMP
- mozkové tumory – posouzení účinnosti onkologické léčby

Tato metoda byla zavedena jako prostředek rychlého a lehkého hodnocení perfuze mozku u pacientů s akutní NCMP, což je hlavní klinickou indikací s cílem rozlišit ireverzibilně poškozené tkáně od reverzibilně poškozených (penumbra), která může být zachráněna včasnou reperfuzí.

Vyšetřovací protokol.

Důležitou podmínkou je mít dobře stanoven vyšetřovací protokol a ten striktně dodržovat, aby byla zachována standardní úroveň vstupních dat, které budou použity k vyhodnocení vyšetření.

CT vyšetřovací postup při NCMP.

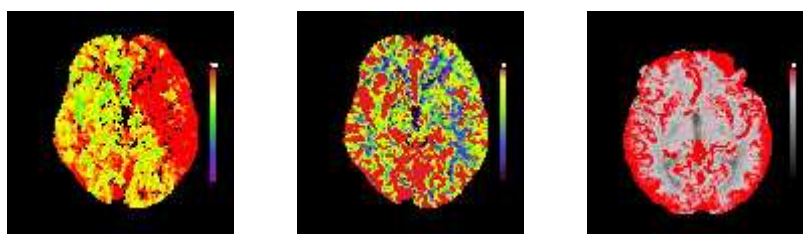
Pacient nemá klinické kontraindikace trombolýzy a splňuje časové kritérium od vzniku NCMP.

Nativní CT mozku - v případě negativního nálezu nebo postižení méně než $\frac{1}{3}$ povodí ACM ischemií vyšetření pokračuje. Při postižení více jak $\frac{1}{3}$ povodí ACM ischemií, v případě hemoragie nebo tumoru vyšetření končí.

Perfuzní CT - podává se 40 ml neionické jodové kontrastní látky i. v., rychlostí 4–8 ml/s, po dobu 40 s v úrovni bazálních ganglií. Jestliže po vytvoření barevných map je zjištěna penumbra, CBF >30 %, CBV > 60 % vyšetření dále pokračuje. Je-li negativní nález nebo dokonalý infarkt bez penumbry vyšetření končí.

CTA - podává se 60 ml kontrastní látky intravenózně rychlostí 3 ml/s, použije se bolus tracking na krku nebo zpoždění 16–20 s. Zachycuje se oblast od bifurkace karotid (ACC) po Willisův okruh včetně. Zobrazí se průchodnost obou ACI a úroveň či stenóza intrakraniálně.

U trombolyzovaných pacientů se provádí kontrolní vyšetření za 24 hodin. Opět nativní CT a CTA (intrakraniální řečiště).



Perfuzní mapy

2.6. Magnetická rezonance (MR)

Zásluhou prudkého rozvoje výpočetní techniky byly koncem sedmdesátých let minulého století vytvořeny předpoklady pro zavedení prvních CT přístrojů do praxe. Brzy po nástupu CT se v medicíně začala prosazovat další zobrazovací metoda – magnetická rezonance (MR), pracující na stejném principu zpracování získaných dat. Její historie však sahá až do období před druhou světovou válkou. Vychází z laboratorní magnetické rezonance, což je metoda založená na rozdílných magnetických vlastnostech atomových jader různých prvků. Užívá se v analytické chemii, kde se označuje jako magnetická spektroskopie.

Základní data z historie vývoje magnetické rezonance:

1938 – I. I. Rabi a jeho spolupracovníci experimentálně prokázali, že chování atomů stříbra uspořádaných do tenkého atomárního svazku a vystavených účinkům vnějšího magnetického pole je závislé na jejich jaderném spinu.

1946 – Felix Bloch a Edward M. Purcell provádějí první úspěšné pokusy a magnetickou rezonanci u vzorků pevných látek a kapalin.

1972 – R. Damadian poprvé navrhuje využít MR jako tomografickou zobrazovací metodu.

1973 – Paul C. Lauterbur získal první MR scan dvou trubic naplněných vodou.

1974 – J. M. S. Hutchinson a P. C. Lauterbur vytvořili první MR scan živého organismu (laboratorní myši).

1976 – P. Mansfield a A. A. Maudsley získali MR obraz lidského prstu.

1977 – R. Damadian publikuje první MR obraz lidského hrudníku.

Na poli vývoje MR byla udělena řada Nobelových cen.

Informace získaná MR je vyšší než CT a navíc odpadá škodlivé záření. Technicky je MR nepoměrně složitější a pořizovací cena je vyšší. Interpretace získaných obrazů je náročnější pro možnosti rozličných vyšetřovacích technik, které vycházejí z nastavení jednotlivých parametrů vyšetření. CT a MR jsou si ve výsledném obraze blízké tím, že zachycují poměrně přesně morfologické charakteristiky vyšetřované tkáně a dále tím, že prakticky opomíjejí funkční hledisko. Obrazy se blíží anatomickým řezům, především v T1 vážených obrazech a na CT.

Principy magnetické rezonance.

Základní komponenty MR jsou: hlavní magnet, gradientní cívky, radiofrekvenční vysílací a přijímací cívky a počítače.

Bude-li v magnetické rezonanci určitá struktura světlá nebo tmavá, rozhoduje zvolená technika (tj. pulzní sekvence a časové vztahy jednotlivých parametrů). Vlastnosti tkání se mění podle parametrů vyšetřovacího zařízení, z nichž nejvýznamnější je velikost magnetického pole. Hlavní magnet nejčastěji se silou 1 a 1,5 T (v současnosti i 3T) vytváří silné homogenní magnetické pole, schopné indukovat měřitelnou tkáňovou magnetizaci. Gradientní cívky nepatrně mění magnetické pole v centru hlavního magnetu. Spínají v rychlé sledu v rovinách x, y, z v průběhu snímání obrazu. Zajišťují prostorovou lokalizaci. Radiofrekvenční (RF) cívky jsou dvojího typu: vysílací a přijímací. Vysílací excitují pomocí přesně časovaného RF pulzu atomová jádra právě vyšetřovaného tkáňového řezu. Přijímací cívky měří výstupní tkáňový signál. Jsou velikostí velmi rozdílné od velkých celotělových po malé povrchové, které se přikládají na anatomickou oblast zájmu. Ve srovnání s celotělovými přijímacími cívkami mají povrchové velmi příznivý poměr signál/šum, čímž poskytují vynikající detailní obraz zobrazované anatomické oblasti. Využití počítačů spočívá v ukládání, zpracovávání a zobrazování obrazů.

A) Základní fyzikální principy MR

Kolem každé elektricky nabitě částice, která je v pohybu, vzniká magnetické pole. Atomová jádra prvků se skládají z protonů a neutronů. Protony se svým kladným nábojem neustále rotují kolem vlastní osy a jako každá pohybující se nabitá částice vytvářejí ve svém okolí magnetické pole; vykazují tzv. magnetický moment. Jádra s lichým nukleovým číslem mají vždy jeden nepárový nukleon. Ten zajišťuje, že si jádro zachovává svůj magnetický moment, a k okolí se proto chová magneticky.

Možnost využití fenoménu magnetické rezonance je jen u látek, kde atomové jádro obsahuje lichý počet protonů. Nejrozšířenějším takovým prvkem v biologických tkáních je vodík. Signál, který lze získat je 1000krát silnější než u kteréhokoliv jiného prvku. Jako součást vody je hojně přítomen ve všech tkáních těla.

Orientace dipólů vodíkových atomů je mimo silný magnet náhodná. V magnetu rotující protony v dynamické rovnováze se orientují většinou paralelně s polem (energeticky nižší stav) a menšina antiparalelně (energeticky vyšší stav) s osou hlavního magnetu. Vyšetření magnetickou rezonancí je umožněno právě touto disbalancí.

Pohyb protonů – precese (srovnatelný s dětskou káčou) je určující pro rezonanční frekvenci, která určuje radiofrekvenci pro vysílací RF cívku, která sklopí vektor tkáňové magnetizace o 90° do roviny x, y. Signál vystupující z pacienta zachycují přijímací RF cívky (musí být naladěny na stejnou frekvenci) jako různý okamžik návratu vektoru z roviny x, y zpět do roviny paralelní s hlavní osou magnetu.

B) Principy měření vystupujícího signálu.

Pro pochopení MR signálu je třeba vysvětlit několik pojmů:

1) Relaxační časy

Relaxační čas T_1 bezprostředně po 90° RF pulz je definován jako 63 zotavení longitudinální magnetizace. Vodíkové protony mají v různých tkáních různá T_1 pro rozdílná makromolekulární prostředí. Tkáně jako tuk mají velmi rychlý zotavovací čas čili krátké hodnoty T_1 (řádově 150–250 ms), zatímco jiné vykazují hodnoty T_1 mnohem delší (např. mozkomíšní mok 2000–3000 ms). Kontrast v zobrazování pomocí MR je založen primárně na odlišných relaxačních časech různých tkání.

Relaxační čas T_2 bezprostředně po 90° RF pulzu je definován jako pokles z maxima transverzální magnetizace na 37 % původní hodnoty. Je mírou ireverzibilní ztráty signálu v důsledku vnitřních interakcí mezi dipóly a jejich tkáňovým prostředím (např. pomalý pohyb makromolekul bílkovin).

Rozfázování transverzální magnetizace se uskutečňuje v mnohem kratším čase než zotavení longitudinální magnetizace. Gradient – echo technika pracuje s T_2^* , která je kratší než T_2 .

Relaxaci T_1 a T_2 je třeba chápat jako současně probíhající děje v excitované tkáni. Jsou vlastně protichůdné (T_1 – návrat do rovnovážného výchozího stavu a T_2 – ztráta fázové koherence spinů). Převaha jednoho z relaxačních vlivů v příslušném tkáňovém voxlu určuje intenzitu signálu v obraze, záleží při tom, jak je RF energie vysílána a snímána – jedná se o pulzní sekvence. Ty lze stanovit tak, že zvyšují T_1 či T_2 efekt

nebo efekt obou je vyrovnaný – proton-denzní obraz. Např. tuk (krátké T1) bude hyperintenzní (světlý) na T1 obrazech, zatímco likvid (dlouhé T1) bude hypointenzní (tmavý). Obráceně tkáň s krátkým T2 (např. tuk) je tmavá v T2 obraze a tkáň s dlouhým T2 (likvor) hyperintenzní v T2.

2) Pulzní sekvence a kontrast.

Základní sekvencí využívanou při vyšetřování MR je sekvence spin – echo (velké SE).

TR je zkratkou z time repetition a TE z time to echo.

T1WI (T1 weighted image – T1 vážený obraz):

- krátké TR (pod 700 ms) a krátké TE (pod 20 ms)
- likvor zobrazuje tmavý, tkáň s krátkým T1 (tuk, tkáň s obsahem kontrastu, jako je gadolinium – DTPA), světlé
- nejvhodnější pro anatomický detail

PD WI proton – denzitní obraz):

- dlouhé TR (nad 2000 ms) a krátké TE (pod 30 ms)
- likvor je často izointenzní s bílou hmotou
- relativně špatné rozlišení měkkých tkání, kontrast je výlučně výsledkem rozdílu v hustotě tkáňových protonů
- využití je např. u periventrikulárně lokalizovaných patologických procesů (např. RS) nebo malé patologické léze v oblasti gyrů

T2 WI (T2 weighted image- T2 vážený obraz):

- dlouhé TR (nad 2000 ms) a dlouhé TE (nad 70 – 80 ms)
- likvor a většina patologických lézí je hyperintenzní
- obvykle nejcitlivější sekvence pro stanovení patologie

T1 vážené obrazy vynikají v zobrazení anatomického detailu, zatímco T2 vážené sekvence jsou velmi citlivé ke změnám množství vody v tkáni mozku a míchy. Zvýšený signál v T2 je u edému nádorů nebo při ischemii. T2 obrazy naopak postrádají anatomický detail T1 řezů. Edém přítomný v obraze T2 neukáže někdy ani v náznaku obraz T1.

Zkrácení vyšetřovacího času přinášení gradient – echo (GE) sekvence. Signál je tvořen aplikací sekvenčních opačně defázujících gradientů. Vážení mezi T1 a T2 závisí

na úhlu (flip angle) a hodnotě TR. T2 je dáno úhlem $10 - 30^\circ$, TR 100 – 300 ms, TE 10 – 15 ms. T1 řezy jsou dány úhlem přes 30° a krátkým TR. GE sekvence se používají pro 3D techniky a rezonanční angiografii (MRA).

Vyšetření MR se výrazně zkvalitnilo možností podat intravenózně kontrastní látku (KL), přesněji řečeno látku usnadňující relaxaci protonů a tím zkracující relaxační čas T1 a T2. Tou je paramagnetická látka gadolinium navázaná na nosič DTPA (Gd – DTPA), která výrazně zkracuje čas T1 a dává v T1 vážených obrazech silnější signál z těch tkání, do kterých tato látka proniká. Toto nahromadění KL je patrné jen za patologických okolností a je dáno poruchou hematoencefalické bariéry. To se vyskytuje u tumorů, infekcí a infarktů. Hlavní těžiště postkontrastních T1 řezů je v lepší detekci specifických chorobných procesů – především malých tumorů. Naopak zkrácení relaxačního času T2 vede k zeslabení signálu, což je důvodem, proč se po podání kontrastní látky zhotovují T1 vážené obrazy, protože zvýšení intenzity signálu se lépe hodnotí než jeho snížení. Tyto kontrastní látky v některých případech umožňují zviditelnit ty struktury, které není možné na nativních MR obrazech od sebe odlišit. Tím, že gadolinium neprochází neporušenou hematoencefalickou bariérou, umožňuje zobrazit ty oblasti mozku, kde je tato bariéra porušena. Podobně také tím, že se tato látka vychytává ve vaskularizované tumorózní tkáni a nikoliv v okolním edému, umožňuje tyto dvě složky od sebe odlišit.

Kromě gadolinia se používají i další kovy (železo, mangan, chróm) vázané ve stabilních sloučeninách (tzv. chelátech). Tyto kovy zůstávají pevně vázány ve sloučeninách až do okamžiku vyloučení z organismu, čímž se eliminuje jejich toxicita. Tekoucí krev a její chování v MR obraze závisí na řadě faktorů, jako jsou parametry užití pulzní sekvence, rychlost a směr toku k rovině zobrazení. Vyšleme-li do tkáně v úrovni řezu 90° pulz, budou všechny protony v rovině řezu tímto impulzem ovlivněny, tzn. získají příčnou orientaci a budou zdrojem intenzivního MR signálu. V okamžiku, kdy budeme tento signál z tkáně přijímat, budou již všechny takto zorientované protony uvnitř cévy posunuty krevním proudem mimo rovinu řezu a budou nahrazeny protony „přitékajícími“, které nejsou 90° pulzem ovlivněny nedávají tedy žádný MR signál. Průřez cévou na MR obraze v takovém řezu se bude jevit jako

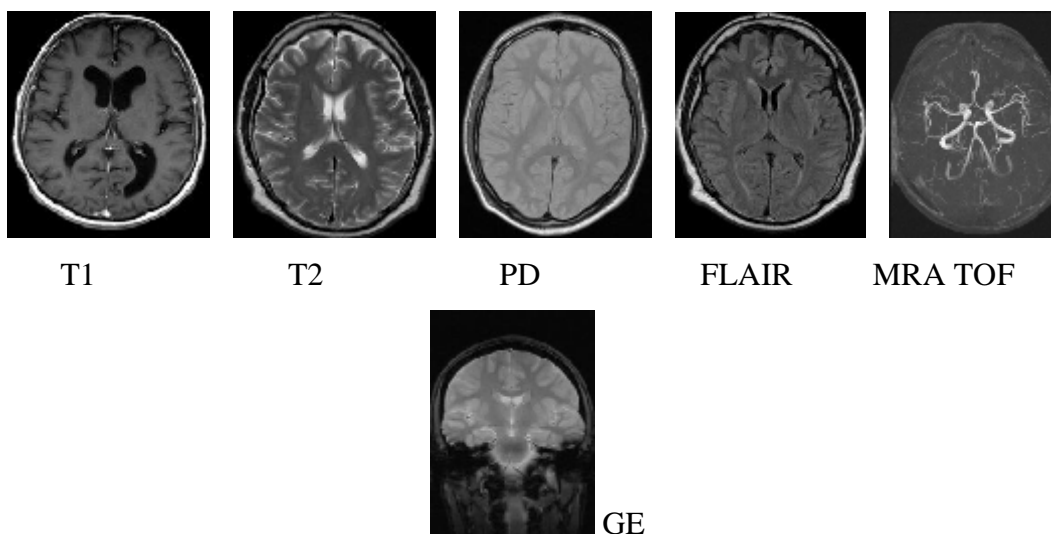
oblast bez signálu a bude vyjádřen černou barvou. Tomuto efektu se říká flow-void nebo wash-out phenomenon (fenomén vymívání). Patříčným časováním vyšetřovací sekvence je možné docílit i opačného efektu, a to zesílení signálu z oblasti, kterou protéká krev. Do roviny MR řezu, kterou prochází céva se vyše 90° pulz. Zatímco v okolních tkání probíhá relaxace protonů s postupným zvětšováním vektoru podélné magnetizace do původní velikosti, relaxující protony v lumen cévy jsou posunovány krevním proudem mimo rovinu řezu a jsou nahrazovány protony, které nebyly předchozím impulzem ovlivněny, a jsou tedy v plné míře orientovány longitudinálně, tzn. že vektor jejich podélné magnetizace má maximální velikost. Nový 90° pulz vyslaný do roviny řezu způsobí, že signál přicházející z oblasti cévy bude silnější než signál z okolních tkání.

Magnetická rezonance se stala dominantní zobrazovací metodou v neuroradiologii. Výhody – vynikající tkáňový kontrast (s výjimkou kortikální kosti), nejlepší mezi zobrazovacími metodami, možnost multiplanárního zobrazení, kvalitní hodnocení tkání podle čtyř různých fyzikálních atributů (T1, T2 relaxace, protonová hustota, pohyb), neinvazivnost, absence prokazatelně škodlivých vlivů na lidský organizmus.

Omezení – nemožnost vyšetřovat osoby s kardiostimulátory, elektronickými implantáty a feromagnetickými cévními svorkami.

Dostupnost – 33 instalovaných přístrojů v roce 2006.

Druhy MR obrazů.



2.6.1. Lebka, mozek

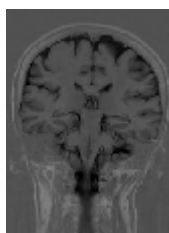
Volba vyšetřovací roviny není omezena. Jako orientační vodítko pro plánování transverzálních vrstev slouží linie spojující spodinu tureckého sedla a fastigium (strop čtvrté komory), nebo bikomisurální linie mezi přední a zadní komisurou.

Koronární vrstvy se zpravidla orientují kolmo na dlouhou osu temporálních laloků, tj. rovnoběžně se zadním okrajem mozkového kmene.

Orientace sagitálních vrstev vyplývá ze stranové symetrie mozku, středočárová vrstva by měla procházet infundibulem hypofýzy a Sylviovým akvaduktem.

Při běžném vyšetření mozku se zobrazuje minimálně ve dvou rovinách a ve dvou váženích (nejčastěji T1 sagitálně a T2 transverzálně). Protokol pro rutinní MR vyšetření mozku tedy obsahuje T1 sagitální 5mm vrstvy provedené technikou konvenčního spinového echa SE (TR 450 – 700 ms, TE 10 – 20 ms) a T2 transverzální 5 mm vrstvy v provedení rychlého spin echa (TSE, FSE). T2 sekvence bývá aplikována jako sekvence dvojitého echa (duál echo), tj. sekvence produkující v rámci jednoho repetičního intervalu TR (2000–5000 ms) dva různé signály: protondenzitní PD (s krátkým echo časem TE 10–20 ms) a T2 vážené (s dlouhým echo časem TE 80–120 ms). V rámci jednoho měření se tak získají dvě různé sady obrazu. Na moderních přístrojích se PD obrazy nahrazují technikou FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery), která selektivně eliminuje signál mozkomíšního toku dlouhým inverzním časem TI 1800–2200 ms (TR 6000–10000 ms, TE 100–150 ms). Výběr široké plejády vyšetřovacích sekvencí je závislý na charakteru a umístění patologické léze. Pro cílené vyšetření temporálních laloků (včetně hippocampu) se standardně provádějí řezy v 3 až 4 mm T2 vážení v koronární rovině. Protokol pro diagnostiku roztroušené sklerózy je rozšířen o sagitální FLAIR sekvenci.

Ke zvýšení kontrastu mezi šedou a bílou hmotou mozkovou se používají inversion recovery (IR) nebo turbo IR (TIR) sekvence. Jsou vhodné k detekci poruch gyrifikace. Protože tuková tkáň má krátký relaxační čas T1, lze IR sekvence s krátkým inverzním časem TI (100–150 ms) použít k selektivnímu potlačení signálu tukové tkáně (Short Tau Inversion Recovery – STIR), čehož se nejčastěji využívá v oblasti orbit.



TIR

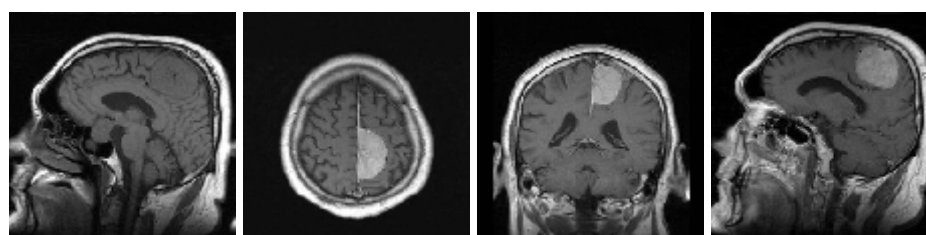
Další technikou, která se využívá k potlačení signálu tuku je spektrální saturace (Fat-Sat). Je volně kombinovatelná s většinou standardních sekvencí. Podmínkou kvalitní suprese signálu tuku je dokonalá homogenita magnetického pole.

Protokol pro vyšetření hypofýzy: T1 sagitální a T1 a T2 koronární 2-3 mm tenké vrstvy.

K detekci traumatických a hemoragických změn se používají T2*GRE sekvence (TR 650-800 ms, TE 15-35 ms, sklápěcí úhel FA 15-20°).

Při vyšetřování nádorových a zánětlivých onemocnění se podávají i.v. kontrastní látky (KL). Po aplikaci KL se zhotovují T1 obrazy nejméně ve dvou rovinách, přičemž nejméně u jedné z nich by měly být zhotoveny zcela identicky orientované nativní vrstvy pro srovnání nebo případnou subtrakci. Používají se konvenční T1 SE sekvence nebo T1 3D akvizice (MP-RAGE, SPGR), které jsou časově náročnější, ale je možné provádět multiplanární rekonstrukce bez významné ztráty rozlišovací schopnosti.

Meningeom



T1 nativně

T1 po KL

T1 po KL

T1 po KL

Pro dynamické studie po KL se používají T1 GRE sekvence nebo T1 TSE sekvence (turbofaktor 3–5).

Opacifikaci lézí po KL lze v bílé hmotě zvýšit použitím přídatné techniky magnetizačního transferu (MT), která používá mimorezonanční elektromagnetický pulz

k saturaci vázaných protonů v makromolekulách bílkovin. Prostřednictvím MT dojde následně i k saturaci volně vázaných protonů, které jsou jinak hlavním zdrojem MR signálu. Tím dojde k poklesu signálu z tkání s vysokým obsahem makromolekul (lipidů, bílkovin, myelinu). Signál bílé hmoty se technikou MT sníží a tím se zvýší kontrast mezi po KL se opakující lézí a okolní normální bílou hmotou. Tato technika je velmi vhodná pro detekci drobných akutních ložisek u sclerosis multiplex.

2.6.2. Páteř, mícha.

K zobrazení páteře a míchy se používají páteřní array cívkou, které poskytují vysoký signál a zároveň umožňují zobrazit pole o délce až 50 cm. Základní vyšetřovací protokol pro C, Th, LS páteř – sagitální T1 a T2 TSE vrstvy. Těsně před páteř se umísťují saturační vrstvy s cílem redukovat pohybové artefakty vznikající mimo oblast zájmu. T1 sekvence jsou velmi citlivé na odhalení patologických lézí kostní dřeně a umožňují odlišit osteofyty od signálu meziobratlových plotének. T2 poskytují díky vysokému signálu z likvidu velmi dobrý kontrast mezi míchou, mozkomíšním mokem a strukturami uloženými zevně od durálního vaku. Umožňují hodnotit stav hydratace meziobratlového disku. Především intramedulární patologické léze (s výjimkou subakutní hemoragie) jsou dobře zobrazitelné těmito sekvencemi. K redukci artefaktů a ztráty signálu způsobené pulzacemi likvidu C, Th úseku se používají T2 TSE sekvence v kombinaci s technikou kompenzace toku. Pro transverzální vrstvy v C páteři se používají GRE T2* sekvence. Podání KL se řídí obdobnými pravidly jako při MR mozku. Po aplikaci gadolinia se zhotovují T1 obrazy v sagitální a transverzální rovině. Hlavními indikacemi jsou nádorová a zánětlivá onemocnění. Moderní MR přístroje disponují technikami tzv. MR myelografie, a to v 3D TSE provedení nebo single shot TSE – výhodou je rychlá akvizice a suprese pozadí.



T2 vážený obraz

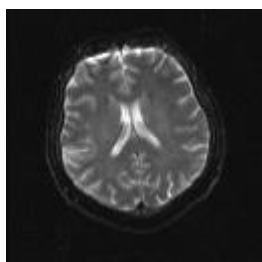


T1 vážený obraz

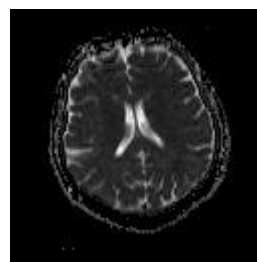


STIR

Magnetická rezonance má výsadní postavení v zobrazování perakutních mozkových ischemií. Je to metoda, která dokáže jednoznačně nejspolehlivěji prokázat akutní ischemické změny již 10-15 minut po jejich vzniku, tedy ještě dříve než se naprostá většina pacientů dostane do zdravotnického zařízení. V prvních minutách po začátku ischemie dochází k výrazným změnám difuze volných molekul v mozkové tkáni. MR je jedinou metodou, která je schopna velmi přesně tyto změny zachytit pomocí tzv. Diffusion Weighted Imaging (DWI). Vyšetřovací sekvence pro zobrazení difuze tvoří standardní výbavu klinických MR přístrojů. Navíc dovede dobře odlišit čerstvé ischemické změny od chronických. Vlastní vyšetření mozkové difuze je velmi rychlé (trvá méně než minutu), obsáhne celý mozek a je součástí protokolů pro vyšetřování cévních mozkových lézí. Rychlé techniky MR angiografie mohou ve 2-4 minutách neinvazivně doplnit informaci o případné stenóze nebo okluzi některé z mozkových tepen. Hlavní výhodou MR v diagnostice perakutních iktů je především komplexnost informace (standardní zobrazení mozku, zobrazení difuze, rychlá arteriální MRA) a především nejvyšší senzitivita v odhalování lézí již v prvních minutách po jejich vzniku (DWI), kdy změny v CT obraze nejsou ještě patrné. Nevýhodou oproti CT je nižší dostupnost, delší celková doba vyšetření a vyšší nároky na spolupráci nemocného během vyšetření. Nemocné s kardiostimulátory nelze vyšetřit vůbec. Naproti tomu nevýhodou CT perfuze je zachycení jen omezené části mozku, použití kontrastní látky a ionizující záření.



MR difuze



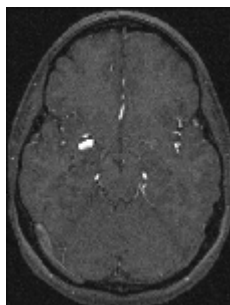
MR difuze

2.6.3. MR angiografie (MRA)

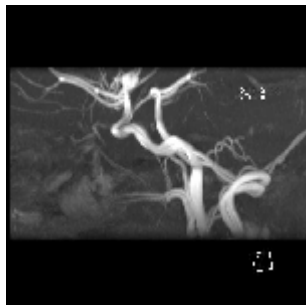
Hlavními výhodami MR angiografie (MRA) je mimo jiné absence ionizujícího záření a neinvazivita vlastního výkonu, který lze provádět ambulantně, bez nutnosti hospitalizace. Výhodou oproti CTA je přesnější zobrazení kalcifikovaných stenóz, jejichž stupeň CTA nadhodnocuje. Pokud se při MRA podává paramagnetická kontrastní látka, jedná se vždy o aplikaci do periferní žíly - jde tedy o miniinvazivní výkon, přičemž jeho další velkou předností je nesrovnatelně nižší alergenicita ve srovnání s jódovými kontrastními látkami používanými při CTA a DSA. To umožňuje vyšetřovat pomocí MRA běžně i osoby v chronické renální insuficienci nebo se známou alergií na jód. Ve srovnání s CTA je nevýhodou MRA horší geometrické rozlišení, nižší dostupnost a nemožnost vyšetřovat osoby s kardiostimulátory a MR inkompatibilními implantáty, které by mohly ohrozit zdraví vyšetřovaného (např. aneurymatické cévní svorky z jiného než nemagnetického materiálu). Nativní MRA nevyžaduje aplikaci žádné kontrastní látky a je výkonem zcela neinvazivním. Tento způsob vyšetření dává výborné výsledky v oblastech cirkulace s převážně jednosměrným kontinuálním tokem krve.

Klasickou indikací k nativní MRA je vyšetření mozkových tepen nebo žil, kde MRA umožňuje submilimetrové rozlišení. Naproti tomu ve všech extrakraniálních indikacích k MRA (magistrální krční tepny), se preferuje rychlejší a na směr a charakter toku nezávislou MRA s intravenózní dynamickou aplikací paramagnetické kontrastní látky.

Nativní MRA



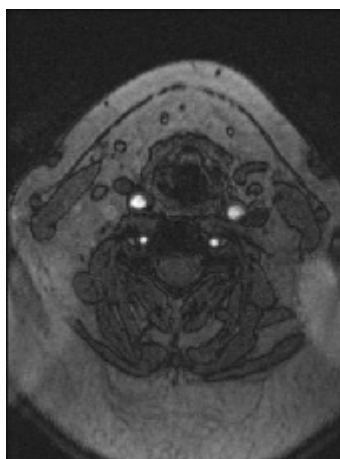
TOF



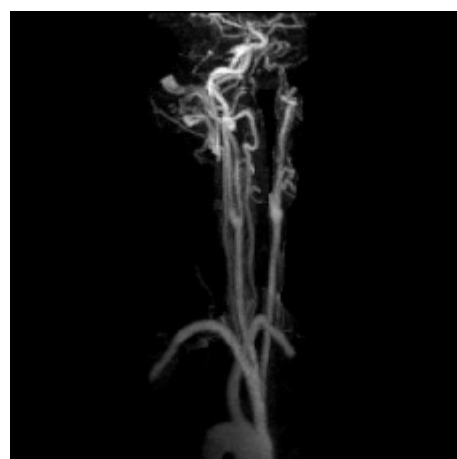
MIP rekonstrukce



MRA karotid s aplikací kontrastní látky



Zdrojový obrázek TOF sekvence



MIP rekonstrukce

2.7. Katetrizační angiografie

Historie cévního zobrazování začíná téměř současně se zveřejněním objevu paprsků X. Již v lednu 1896 vídeňští lékaři Haschek a Lindethal provedli první arteriografii. Do předloktí mrtvoly vstříkli Teichmannovu pastu a ruku snímkovali. Expozice trvala 57 minut. Tento pokus neměl klinický význam, ale vzbudil zájem anatomů, kteří začali studovat cévy nástřikem nejrůznějšími kontrastními látkami. Byly to ale pokusy na zvířatech a pitevních preparátech. První aplikaci kontrastní látky člověku provedli pařížští lékaři Sicard a Forestier, kteří aplikovali olejovou kontrastní látku Lipiodol do kubitální žíly za skiaskopické kontroly.

Zakladateli první velké vlny arteriografií byli Portugalci Monitz a dos Santos, kteří zavedli mozkové a končetinové angiografie. Egas Monitz byl profesorem na lékařské fakultě v Lisabonu a proslavil se mozkovou arteriografií. Společně se spolupracovníky Limou a Wisleyim vstříkovali roztoky bromidů do cévního řečiště hlav mrtvol. Posléze do vypreparované karotidy jehlou vstříkovali 70% stronciobromidový roztok. Ale nebyli příliš úspěšní. 28. června 1927 zhotovili mozkový arteriogram vstříknutím 5ml 20% NaJ. Začátkem července Monitz poprvé diagnostikoval nádor v přední části temporálního laloku podle dislokace cév. O dva roky později už diagnostikoval některé tumory podle vaskularizace, především meningeomy. Monitzova diagnostika mozkových lézí byla založena na deviaci cév a na charakteru vaskularizace a průtoku ve vlastním tumoru. V roce 1931 napsal se svými spolupracovníky první učebnici mozkové angiografie. Krátce nato Monitz změnil kontrastní látku a přešel na Thorotrast a tím ovlivnil vývoj na další desetiletí.

Snímkování:

Nejprve se exponoval jeden snímek v jedné projekci. V roce 1931 publikovali Naegeli a Janker zařízení pro rychlou sériografii. I Monitz měl mechanické zařízení na výměnu tří kazet. V roce 1938 zavedl Castellanes do snímkování dvě lampy v rovinách na sebe kolmých. Až do 50. let se používaly kazety, které se ručně vytahovaly (2-4, 24x30). V roce 1953 byl zaveden AOT měnič Schönander V té době se také začíná uplatňovat propojení stříkačky a snímkování. V dalších letech se rozvíjí záznamová technika

odvozená z použití zesilovačů rtg. obrazu a zpracování televizního záznamu. V polovině 70. let nastoupila digitální subtrakce, která se používá dodnes.

Jehly, cévky, vodiče:

Po celou dobu trvání angiografií se řešil problém, jak vpravit dostatečně denzní roztok do snímkaného místa. První cesty byly injekční, a to přímým vpichem do vypreparované cévy. Preparace cévy se udržela mnoho let především u angiografií mozkových a končetinových. Monitz se pokusil o perkutánní zavedení jehly do krkavice, ale pro extravazáty tuto cestu opustil. Ukázalo se, že jehlou nelze vpravit kontrastní látku o dostatečné koncentraci do požadovaného místa. Ve třicátých letech se začaly používat cévky, které tento problém řešily. Problémem byl však materiál. Zpočátku se používaly uretrální cévky a infuzní hadičky, ale ty nebyly vhodné k zavádění do cév pro své rozměry. Prvním lékařem, který katetřoval, byl W. Forssmann. V roce 1929 zavedl tenký gumový katétr do pravé síně za skiaskopické kontroly. V roce 1956 společně s Cournandem a Richardem obdržel Nobelovu cenu. Oba američtí lékaři v 50. letech rozvíjeli srdeční katetrizaci a vycházeli z jeho pokusu, a proto se s ním podělili o zásluhy. Až do 40. let se používaly cévky gumové. Koncem 40. let se objevily cévky polyetylenové PE-Cathether. V roce 1950 byly poprvé použity k angiografii. Zpočátku nebyly příliš kontrastní, ani když se naplnily kontrastní látkou. Problém vyřešil v roce 1955 Ödmann, který zavedl katétr s obsahem oxidu olova. Ty byly dobře viditelné a umožnily vstup do jednotlivých větví aorty. V dalších letech se prováděly úpravy tvarů, hrotů, objímek a postranních otvorů. V 60. letech přišly další materiály jako teflon, polyuretan a jejich kombinace. V roce 1953 zavedl Seldinger do vazoangiografií vodič – jemnou spirálu, která byla vyztužena rovným jádrem. Dále pak byl vyvinut vodič s pohyblivým jádrem a následně „bezpečnostní“ vodič.

Stříkačky:

Zpočátku se kontrastní látka vstříkovala ručně injekční stříkačkou. Ale již koncem 20. let přišel Monitz s kompresorem jako pohonnou jednotkou tlakové stříkačky. Používaly se stříkačky pneumatické, pákové a pružinové. V 70. letech se objevily stříkačky s elektromotorovým pohonem, které se v nejrůznějších modifikacích používají dodnes. Dalším krokem bylo spřažení okamžiku vstříku s expozicí snímku. Dnešní stříkačky

jsou vybaveny programy, kterými lze ovládat charakter vstřiku a jeho sepětí s ekg záznamem.

Kontrastní látky:

V počátcích angiografie se používaly roztoky stroncia a brómu. Ale ukázalo se, že tyto látky jsou v potřebných koncentracích a množství pro angiografie neúnosné. Jódový olej Lipiodol použili Sicard a Forestier pro bronchografie a perimyelografie a později také pro angiografie. Osborne zjistil, že se NaJ vylučuje ve vysoké koncentraci ledvinami a v roce 1923 se začal využívat k vylučovacím urografiím. Prováděly se pokusy se solemi stroncia a lithia. Tyto látky se používaly v neurologické a psychiatrické praxi terapeuticky a věřilo se, že by mohly mozek prostoupit a učinit ho tak kontrastní. Ale v dalších letech se od jódových látek očekávalo zobrazení cév a ne mozkového parenchymu. V roce 1927 byly vyvinuty látky Uroselectan a Uroselectan B, které se začaly využívat k angiografiím. Na konci 20. let byl použit 25% roztok kysličníku thoričitého v koloidní úpravě (Thorotrast). Protože byl pacienty velmi dobře snášen, byl používán téměř dvacet let, i přes jeho radioaktivitu a kancerogenní účinky. K angiografiím se na začátku 30. let používal jednak Uroselectan, a jednak Thorotrast. V té době se začalo pracovat na látkách se dvěma atomy jódu. Jak angiografií přibývalo, začaly být komplikace způsobené kontrastními látkami závažným problémem a bránily dalšímu rozšiřování indikací k angiografiím. Revoluční změnu představuje rok 1950, kdy Wallingford připravil první trijódovou kontrastní látku Urokon. Po ní pak následuje řada látek, které zasahují až do současnosti nebo nedávné minulosti. Urografin – 1955, Conray – 1962, Isopaque – 1962, Jodamide – 1965, Telebrix – 1970, Dimer X – 1970, Metriamide – 1973. Z nich je pro angiografie významný především Dimer X, který zahájil řetěz látek nízkoosmolárních.

Seldingerova metoda:

Významným posunem v zobrazování cév se stala Seldingerova metoda. V roce 1953 publikoval švédský rentgenolog Seldinger článek o perkutánní angiografii novou technikou a tím završil mnohaleté úsilí o nalezení jednoduché univerzální cesty jak vpravit kontrastní látku do libovolného místa cévního řečiště. Seldinger formuloval výhody katetrizační angiografie.

- a) kontrastní látku lze vstříknout přímo do libovolného místa cévního řečiště
- b) existuje menší riziko extravazátu
- c) pacienta lze pohodlně polohovat
- d) katétr je možné ponechat v cévě až do vyvolání snímku a zkontrolování výsledku vyšetření

Seldingerova metoda je založena na systému jehla, zaváděcí strunový vodič, cévka
Zavedením této metody angiografie přestaly být chirurgickým zákrokem a stala se přístupnou všem, kdo měl vhodné rentgenové zařízení. Používá se dodnes.

Zobrazení tepen kontrastní látkou vstříknutou intravaskulárně katétre Seldingerovou technikou je nadále standardem zobrazení cévních patologií. Dnes se prakticky výlučně používá DSA přístroj se zobrazením na matici 1024x1024 bodů. Angiografie používá promítnutí trojrozměrné struktury cév do jedné roviny, proto k důkladnému posouzení obvykle jedna projekce nestačí. Technika tzv. rotační angiografie či 3D angiografie přináší výpočetní trojrozměrné zobrazení.

Princip digitální subtrakční angiografie:

Tento způsob zobrazení cév začal být používán v 80. letech v souvislosti s digitalizací obrazu. Spočívá v převedení rentgenogramu na obrazové jednotky (pixely), které jsou uspořádány do matrice 1024x1024 bodů. Každý bod má souřadnice x, y, které určují jeho polohu v matici. Třetí souřadnice určuje odstín šedi odpovídající zčernání v daném místě.

Počítačová subtrakce spočívá v odečtení původního snímku bez kontrastní náplně cév (maska) od všech snímků dané série pořízené během vstříku kontrastní látky do cév. Bez subtrakce by náplň cév byla překryta pozadím. Digitální obraz lze pak libovolně dále harmonizovat zvýrazněním kontur, nastavením okna jasu.

Hlavní limitací DSA jsou pohybové artefakty, které vznikají pohybem pacienta mezi načtením masky a vlastním snímkováním nebo fyziologickým pohybem (srdce). Tyto artefakty je možné částečně odstranit sekundárně přidáním pozadí, posunem pixelů nebo pořízením nové masky.

Pro anatomické navádění katétru slouží promítnutí obrazu tepen do skiaskopického obrazu - „road map“, promítnutí předchozí angiografie ve formě stínu - „shading“. Další

možností je zastavení obrazu po vypnutí skiaskopie – „last image hold“, nebo záznam 30–60 s skiaskopie a možnost přehrávání tohoto úseku po vypnutí skiaskopie. Všechny tyto metody slouží k lepší anatomické orientaci při navigaci katétru a snižují nutnost opakovat angiografie a tím snižují i dávku kontrastní látky a ionizujícího záření.

Angiografie je vyšetření nákladné, zatěžující nemocného svoji invazivitou a nutností alespoň krátké hospitalizace nebo několikahodinové observace. Rovněž podání jódové kontrastní látky může vyvolat nežádoucí reakce. Invazivita vyšetření může mít za následek komplikace, především krvácení z třísla po vytažení katétru.

Na druhou stranu zavedení katétru umožňuje bezprostřední návaznost endovaskulárních léčebných výkonů a zkracuje tak dobu léčby.

60. léta minulého století představují vrchol mozkových angiografií. I když mozkové angiografie vstupovaly do zobrazovacích metod jako první, čekaly na zlepšení nejdéle. Především kontrastní látky nebyly pro mozek dlouho bezpečné. S rozvojem neurochirurgie a s nástupem stereotaktických operací se mozková angiografie stává nepostradatelnou metodou. Před érou CT byly mozkové angiografie suverénní metodou v diagnostice mozkových tumorů, zdrojů krvácení a ischemií. S nástupem CT a později MR tyto metody začínají tuto diagnostiku přebírat. Od roku 1974 se datuje rozvoj intervenčních metod v neuroradiologii a ty udržují nezbytnost mozkových angiografií dodnes. Během 70. let ubývalo kontraindikací, naopak některé stavy, které byly dříve považovány za riskantní, se staly hlavní indikací. Těžké stavy začaly být indikovány jako akutní (náhlé mozkové příhody). Vyšetřovali se lidé k průkazu mozkové smrti. Používala se zdokonalená přístrojová a nástrojová technika a zvládaly se komplikace po podání kontrastní látky. Nové metody CT, MR, US, které jsou minimálně invazivní a po jejich technickém zdokonalení zatlačily angiografie do pozadí. Ty se staly vyšetřením specializovaným a výběrovým.

Angiografie je nejčastěji indikována u neinvasivně prokázaných cévních patologií. Mozkové angiografie se indikují pouze tehdy, když je pravděpodobné, že poskytne klinicky podstatné informace, které nelze získat méně invazivní metodou. Nejčastěji to je nutné k detailní diagnostice subarachnoidálního krvácení, k detailnímu zobrazení cerebrovaskulární malformace, tumorů hlavy a krku, k definitivní kvantitativní diagnóze

aterosklerotických změn, k průkazu smrti mozku. Mozková angiografie se má provádět cíleně tak, aby odpověděla na otázku podstatnou k léčbě, a nejen aby potvrdila nález z CT nebo MR. Vzhledem k rizikům by se měla provádět na pracovišti, kde neurochirurg, neurolog, cévní chirurg a neuroradiolog úzce spolupracují. Zabrání se tak častému opakování vyšetření.

V současné době je angiografie drahé vyšetření. V posledních letech se stala technicky náročnější na přístrojové a katetrizační vybavení. Velký pokrok přinesla možnost zvětšení při skiaskopii (zoom) a možnost navádění katétru (road map). Výrazně stoupla kvalita zobrazení na DSA s možností přidávat různý stupeň pozadí, a tím se DSA přiblížilo velkoformátové angiografii. Velkým přínosem pro selektivní katetrizaci jsou říditelné vodiče s hydrofilním povrchem a vodiče s formátovatelným koncem. Technická náročnost je tedy vyvážena kvalitou, rychlostí a šetrností. Proto je třeba soustředit techniku a zkušenosti do několika center, které využijí široký sortiment specializovaných nástrojů, přístrojů a plně využijí i kvalitní stabilní tým.

Angiografie zůstává invazivním vyšetřením, které vyžaduje alespoň osmihodinový pobyt v nemocnici nebo pobyt přes noc. To je ve srovnání s neinvazivními metodami nevýhoda vyvážená detailností a přehledností vyšetření a možností navázat intervenční výkon. Dokonalé přístrojové i katetrizační vybavení a kvalitní kontrastní látky, profesionalita personálu činí pro pacienta vyšetření bezpečnější a komfortnější i při zvýšené náročnosti.

Katetrizační angiografie vyžaduje souhlas a spolupráci nemocného nebo jeho zákonného zástupce. Získat písemný souhlas s výkonem je odpovědnost lékaře, který výkon provádí, a je součástí zdravotní dokumentace. Slouží k informování a rozhodování nemocného o možnostech léčby, ale na druhou stranu k obraně lékaře, pokud vznikne stížnost na špatnou informovanost o léčbě (nikoliv na nesprávný postup léčby).

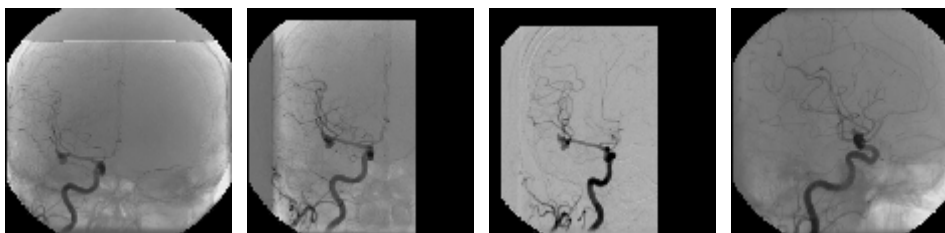
Oblast hlavy a krku je zásobena dvěma karotickými a dvěma vertebrálními tepnami, které jsou v oblasti baze lební propojeny ve Willisův okruh. Tím je vytvořena funkční pojistka pro případ, že se uzavře některá z přírodních tepen. Proto je nutné vždy zobrazit vertebrální a karotické řečiště oboustranně i u anatomicky jednoznačně

stranově lokalizované léze (tumor, AVM). Je třeba zjistit podíl cévního zásobení z druhé strany a potvrdit její normální stav. Cílený vstřík bolusu kontrastní látky umožňuje postupně sledovat průtok tepnami, kapilárami a žilami bez překrytí ostatními cévními strukturami, a to i při velmi zpomaleném toku. Angiografie tak dává informace, které zatím neposkytují rychle se zdokonalující neinvazivní metody CTA a MRA.

Nejčastější indikací k arteriografickému vyšetření jsou akutní mozkové příhody. Pokud jsou vyšetřeny zhruba do pěti hodin (neurologické vyšetření CT, MR) je možná trombolytická léčba. Zobrazovací metody mají při diagnostice CMP klíčovou úlohu. Akutní cévní mozkové příhody mohou být podmíněny mozkovým infarktem, intracerebrálním krvácením, subarachnoidálním krvácením a uzávěrem mozkových žil a splavů. Intraarteriální angiografie je nejpřesnější metodou k určení stupně stenózy a stavu kolaterálního řečiště. Průběh akutní cévní mozkové příhody (daný stavem kolaterálního řečiště) určuje možnost endovaskulární rekanalizace lokální aplikací trombolitik. Urgentní arteriografie se indikuje až po vyloučení masivního edému a hemoragie na CT nebo MR.

Další skupinou lézí, u kterých se indikuje mozková arteriografie, jsou aneuryzmata. Aneurysma je ohraničené rozšířší tepny způsobené strukturálními změnami v její stěně. Častým projevem je subarachnoidální krvácení (SAK). Při podezření na SAK se nejprve provádí CT, které určí pravděpodobnou lokalizaci aneuryzmatu. Pokud je nález negativní, provede se lumbální punkce k průkazu malého SAK nebo meningitidy. Jestliže nález na CT svědčí pro SAK, je možné ihned vyšetřovat tepny Willisova okruhu na spirálním CT nebo MRA. Angiografie v diagnostice intrakraniálních aneuryzmat při subarachnoidálním krvácení je základní vyšetřovací metodou. K prostorovému zobrazení aneuryzmat byla vyvinuta modifikace DSA, tzv. rotační angiografie. Při jednom vstříku rotuje rentgenka 30° až 60°. Výsledkem je série snímků v arteriální fázi v různých projekcích. Při mozkové arteriografii se musí zobrazit přední a zadní mozková cirkulace, to je vyšetřit všechny 4 mozkové tepny a snímkovat v šikmých projekcích. Ty slouží k přesnému zobrazení orientace vaku a krčku a objasnění vztahu aneuryzmatu k mateřské tepně a k ostatním cévám. U aneuryzmat na Willisově okruhu

se získá informace o průchodnosti přední a zadní komunikanty. V případě negativního nálezu se na opakovaném vyšetření po dvou týdnech aneuryzma může objevit.



DSA - aneuryzma na arteria cerebri media l. dx.

Angiografie následuje buď po průkazu SAK na CT, nebo lumbální punkcí. Měla by být provedena nejdříve 6 hodin po vzniku SAK, protože v 78 % se objevilo opětovné krvácení během angiografie, pokud byla provedena dříve. Toto časové omezení neplatí pro situace, kdy je přítomen intracerebrální hematom ohrožující život nemocného.

Angiografie se uplatňuje jako jedna z diagnostických metod při zobrazování arteriovenózních malformací. Ve srovnání s MR jde sice o vyšetření invazivní, ale poskytuje mnohem detailnější informace o těchto útvarech.

Smyslem angiografie u tumorů v oblasti hlavy je detailnější zobrazení cévní anatomie. Primárním vyšetřením je však CT a MR. Angiografie při zobrazování tumorů podává informace o vztahu tumoru k velkým cévám. Tumory mohou tepny, žíly a žilní splavy odtlačovat, obrůstat, působit nádorové stenózy nebo je uzavírat. Podle stupně vaskularizace lze zvážit redukci krevního zásobení embolizací.

Mozková angiografie je také jednou z metod, které se používají ke stanovení smrti mozku. Stanovení smrti mozku před odběrem orgánů nebo přerušáním léčby je nařízeno závaznými směrnicemi Ministerstva zdravotnictví. Kromě arteriografie se používají ke stanovení zástavy průtoku krve mozkiem i další diagnostické metody MR, izotopové vyšetření nebo intravenózní DSA.

Princip metody – vysoký intrakraniální tlak převyšuje tlak systémový. Dojde k zástavě průtoku krve mozkiem, i když systémová cirkulace trvá. Příčinou nitrolební hypertenze může být edém, krvácení, tumor nebo jejich kombinace.

Kontrastní látka se vstříkuje buď do oblouku aorty, nebo selektivně do obou karotid a jedné tepny vertebrální. Doba snímkování je minimálně 15 s. Angiografie se provádí při středním arteriálním tlaku nad 60 mm Hg.

Na angiogramech mozkových cév se sleduje:

- a) konfigurace a kalibr extrakraniálních cév, nepravidelný lumen (arterioskleróza, zúžení, uzávěr vyšetřovaných cév)
- b) v předozadní (AP) projekci vychýlení a. cerebri anterior (ACA) ze střední čáry
- c) v AP projekci průběh a. cerebri media (ACM), tvar a poloha jejich větví, v kapilární fázi případně avaskulární zóny (subdurální, epidurální hematom)
- d) naplnění cév kontrastní látkou kontralaterálně (v 25 % se plní ACA druhé strany)
- e) v boční projekci stav syfonu, protažení a vychýlení tepen
- f) ve venózní fázi tvar a uložení venózního úhlu

Vyšetření míchy pomocí arteriografie je speciální vyšetření cílené podle neurologické topické diagnózy na přesně vymezenou oblast míchy. Zpravidla mu předchází vyšetření na MR, CT nebo perimyelografie. Spinální angiografie se indikuje až na základě neurologického topického nálezu jako poslední vyšetření po vyčerpání méně invazivních zobrazovacích metod při podezření na AVM, aneuryzma nebo vaskularizovaný nádor.

Zásady použití jódové kontrastní látky.

Nemocnému musí být odebrána alergická anamnéza s dotazem na toleranci případného předchozího podání jódové kontrastní látky. Dále musí být vyšetřen kreatinin v séru. Kontrastní látka je podávána při dobrém zajištění žilního přístupu na pracovišti, které je zabezpečeno léčebnými prostředky pro léčbu nežádoucích reakcí a pro kardiopulmonální resuscitaci. Lékař, který jódovou kontrastní látku podává, musí být vyškolen v léčbě nežádoucích reakcí a kardiopulmonální resuscitaci.

Zásady snížení radiační zátěže.

Je nutné dodržovat tyto standardní postupy.

- 1) Provádět skioskopii pouze po nezbytnou dobu.
- 2) Zásadně užívat pulzní skioskopii, kontinuální jen na žádost vyšetřujícího a jen na dobu nezbytně nutnou (pulzní skioskopie může snížit dávku až o 50 %).
- 3) Důsledně dodržovat co nekratší vzdálenost od objektu, zoom jen po nezbytnou dobu.

- 4) Šetřit s DSA, krátké scény, nejnižší možná frekvence snímků, cévních výkonů využívat zpoždění.
- 5) Radiosenzitivní orgány a tkáně (gonády, štítná žláza) je nutné stínit. Zvlášť významné je stínit gonády u dětí a dospělých v reprodukčním věku.
- 6) Při výkonech s vyšší radiační zátěží uvažovat o možnosti navigace punkce ultrazvukem. Ženy ve fertilním věku, pokud lze, vyšetřovat v první polovině menstruačního cyklu.

Platí, že dávka je přímo úměrná délce skiaskopického času. Každá úspora radiační zátěže pro pacienta přináší snížení radiační zátěže pro vyšetřující personál.

2.8. Ultrasonografie (US)

Ultrazvuk je zvukové vlnění vyvolané mechanickou vibrací vyšší než 20 kHz, tedy frekvencí vyšší než je schopno vnímat lidské ucho. Ultrazvuk se liší od slyšitelného zvuku nejen vyšší frekvencí, ale také absorpcí při průchodu různými prostředími. S rostoucí frekvencí, tj. nižší vlnovou délkou, rychle absorpce vzrůstá. Rychlost šíření ultrazvukových vln ve vzduchu je stejná jako u slyšitelného zvuku, tj. 330 m/s.

Ultrazvukové zobrazovací metody jsou založeny na odrazu ultrazvukových vln z různých tkání vyšetřovaného objektu, jejich detekci, elektronickém zpracování a zobrazení na obrazovém displeji. Signálem je krátký ultrazvukový impulz vyslaný elektroakustickým měničem, který se na tkáňových rozhraních v různé míře odráží. Jeho odrazy jsou stejným měničem zachyceny a přeměněny v elektrické signály, zpracovány a převedeny na obrazovku.

Metoda založená na Dopplerově jevu se užívá k měření průtoků krve v cévách. Snímací sonda se skládá ze dvou piezoelektrických měničů, z nichž jeden kmitá s pevnou frekvencí a vysílá ultrazvukové vlnění pod určitým úhlem šikmo ke směru proudění krve v cévě. Druhý měnič přijímá ultrazvukové vlnění od pohybujících se krevních částic. Frekvence odraženého ultrazvukového vlnění se změní, budou-li se krevní částice pohybovat. Rozdíl mezi frekvencí vysílaného a přijímaného signálu je úměrný rychlosti krevního toku.

V neurologii se používají:

Echoencefalografie (zobrazení A), u níž jsou registrovány pouze odrazy – echa od struktur uložených kolmo k vysílanému svazku. Normální echoencefalogram se skládá ze středního odrazu a konečného echa. U expanzivních procesů dochází k dislokaci středního echa.

Dvourozměrná echoencefalografie (zobrazení B), u které je znázorněn obraz výsečí mozkové tkáně. Metoda se především uplatňuje v neonatologii při diagnostice krvácení a hydrocefalu. U dospělých morfologické dvourozměrné () zobrazení hodnotí rozsah a charakter arteriosklerotických změn na magistrálních krčních tepnách. Ultrasonografie jako jediná metoda dokáže podat informaci o vnitřní struktuře sklerotických plaků.

Cévní ultrazvuková diagnostika je zaměřena na oblast extrakraniálního úseku karotid, vertebrobazilárních tepen a magistrálních tepen intrakraniálního povodí. Cévní ultrazvuková diagnostika zaujímá významné místo mezi pomocnými vyšetřeními používanými v neurologii. Dopplerovská ultrasonografie hodnotí stupeň stenotických změn karotických a vertebrálních tepen, přesně kvantifikuje maximální rychlosti ve stenotickém úseku a umožňuje procentuelně určit stupeň zúžení tepny. Spektrální záznam se kombinuje s barevným dopplerovským záznamem (tzv. triplexní režim), který usnadňuje anatomickou orientaci a napomáhá při vyhledávání oblastí s patologicky narušeným tokem (zrychlení, turbulence). Ultrasonografie hraje zásadní úlohu v diagnostice uzávěrů magistrálních tepen. Angiografie je příliš invazivní a nedovoluje zobrazení cévní stěny. Ultrazvukové přístroje kvalitně zobrazují cévní stěnu, aterosklerotické plaky a dovolují znázornit prostorové tozložení průtokových rychlostí. Základní úlohou ultrazvukového vyšetření je rozpoznání průtokových rychlostí.

Ultrasonografie jako nenáročná, neinvazivní, biologicky neškodná a snadno dostupná metoda. Hodí se pro vyšetření CNS u novorozenců a kojenců a také k detekci vývojových anomálií prenatálně. Transfontaneální vyšetření mozku a zobrazení páteřního kanálu je nejlépe provádět v prvních 6 měsících života, praktická proveditelnost bývá do 12–15 měsíců věku. Vyšetření mozku u novorozenců se provádí rutinně u všech nedonošených nebo zralých jedinců na podkladě abnormálního

klinického nálezu (zvětšení obvodu hlavy, malformace s podezřením na anomálii CNS, záněty CNS).

Peroperační ultrasonografie usnadňuje lokalizaci a volbu optimálního operačního přístupu k intrakraniálním a spinálním lézím.

3. DISKUZE

Rozvoj techniky, mikroelektroniky a především počítačové techniky zcela změnil zobrazovací metody a postupy v neuroradiologii. CT téměř okamžitě po zavedení do praxe přineslo zásadní změny ve vyšetřování. Před érou CT těžce postižení pacienti museli podstoupit velmi nepříjemné vyšetření (PEG, VEG), kdy se s nimi prováděly otáčky o 180° a byli snímkováni ve značně nepohodlných polohách. Po vyšetření trpěli bolestmi hlavy a museli nejméně jeden den zůstat v určité poloze na lůžku, než se aplikovaný vzduch vstřebal. Také diagnostický přínos nebyl vždy dostatečný. Tyto metody spočívají na posuzování případných deformací komorového systému patologickým procesem. Ale nebylo možné například odlišit, zda je tato deformace způsobena nádorovou expanzí nebo arachnoidální cystou. Tento problém byl vyřešen až nástupem CT. Proto bylo od těchto metod téměř okamžitě upuštěno.

CT a později také MR významně ovlivnilo provádění rentgenových snímků lebky. Zcela nahradilo snímky baze lební a speciální projekce spánkové kosti ve většině indikací. Svůj význam si tyto projekce zachovaly jen u některých nekomplikovaných zánětlivých onemocnění v otologii. V neuroradiologii jsou snímky pyramid pouze orientačním vyšetřením. V případech kraniocerebrálního poranění byly zcela vytlačeny CT, které je schopno zobrazit nitrolební poranění. CT je také rychlejší a snáze proveditelné než zhotovování těchto projekcí, které vyžadují náročnou manipulaci s pacientem. V současnosti si klasické snímky lbi zachovaly své opodstatnění při plánování lokalizace kraniotomie nebo při pooperačních kontrolách katetrů po drenážních operacích u hydrocefalů.

Problematika poranění mozku se řešila mozkovou angiografií. Nyní je v případě kraniocerebrálních poranění metodou první volby CT. Je snáze dosažitelné a rychlejší než MR. Na CT je také možné zobrazit kostní struktury. Vlastní vyšetření na MR je

poměrně dlouhé (15-20 min). Z toho vyplývají pohybové artefakty způsobené pacientem. Jsou také problémy s monitorováním vitálních funkcí pacientů, protože jsou nutné speciální přístroje z nemagnetických materiálů. Není také možné vyšetřovat nemocné s kardiostimulátory. Určitou roli hraje také dostupnost MR vyšetření (pouze 33 přístrojů v roce 2006). CT zůstává nejcitlivější metodou pro detekci akutních hemoragií. Subakutní a chronické hematomy se naopak lépe zobrazují na MR. Především subdurální hematomy, které se na CT jeví jako izodenzní, se na MR v T1 vážených obrazech jeví jako hyperintenzní.

Nativní snímky páteře mají stále své opodstatnění pro snadnou dostupnost a ekonomickou nenáročnost. Lze také provádět funkční vyšetření, které zatím nové metody neumožňují. V oblasti páteře má CT dominantní postavení především v diagnostice traumat, primárně kostních lézí a degenerativních onemocnění včetně diskopatií. Nevýhodou je, že lze vyšetřit jen krátké úseky páteře (maximálně 4 úseky). Proto pro správnou topizaci nálezů je nutné neurologické vyšetření. MR umožňuje vyšetřit páteř ve větším rozsahu a dobře zobrazuje míchu a míšní nervy a kořeny. Je možné vyšetřovat v různých rovinách bez nutnosti rekonstrukce.

Perimyelografie představuje poměrně starou, dobře propracovanou metodu. Její význam v poslední době prudce klesá v souvislosti s rozvojem a zvyšující se dostupností MR, která má výrazně vyšší diagnostický přínos, nemá žádné vedlejší účinky a je zcela neinvazivní. Vyšetření je indikováno při podezření na výhřez meziobratlové ploténky. K zobrazení oblasti patologického nálezu je třeba pacienta sklápět a polohovat. Vyšetření je možné doplnit CT-myelografií v určitém časovém odstupu. Nevýhodou je invazivita a prakticky dvojitá radiační zátěž.

Mozkové angiografie si po zavedení nových metod zachovaly své postavení, ale změnil se indikace. Neindikují se k topické diagnostice patologických procesů, kde diagnostika pomocí CT a MR je mnohem přesnější. AG může přinést mnohé informace o stavu cévního řečiště u cévních onemocnění, zobrazit cévní malformace a cévní zásobení patologických procesů.

CTA se provádí tam, kde ostatní diagnostické metody jsou méně efektivní, nedostupné nebo neúměrně zatěžují pacienta, nebo kde CTA umožní omezit indikování

invazivní metody. Pak jsou to indikace výběrové, kdy CTA odpoví na specifické otázky. Neindikuje se tam, kde nepřinese nové informace, je-li současně indikována katetrizační angiografie, nebo je-li zátěž pacienta zářením a kontrastní látkou neúměrná přínosu vyšetření. Ve srovnání s ostatními metodami je předností CTA dobrá dostupnost, nízká invazivita ve srovnání s katetrizační angiografií a vysoký stupeň geometrického prostorového rozlišení v porovnání s MRA a dopplerovskou US. Výhodou jsou neinvazivnost, rychlost, dobrá dostupnost. Nevýhoda spočívá v ionizujícím záření a podávání kontrastní látky, se kterou je spojeno riziko alergoidní reakce nebo renálního selhání. V porovnání s MRA jsou lépe zobrazeny kalcifikace a intraluminální trombóza a také dosahuje vyššího prostorového rozlišení. Pro akutní zobrazení aneuryzmat je CTA v současné době metodou první volby.

Hlavní výhodou MRA je absence ionizujícího záření a neinvazivnost vlastního výkonu. Výhodou proti CTA je přesnější zobrazení kalcifikovaných stenóz. Pokud se podává paramagnetická kontrastní látka, výhodou je nižší alergenicita ve srovnání s jódovými kontrastními látkami podávanými při CTA a DSA. To umožňuje vyšetřit osoby v chronické renální insuficienci nebo se známou alergií na jód. Ve srovnání s CTA je horší geometrické rozlišení, nižší dostupnost a nemožnost vyšetřit osoby s kardiostimulátory a MR inkompatibilními implantáty. Nativní MRA nevyžaduje aplikaci kontrastní látky a výkon je zcela neinvazivní.

Ultrasonografické vyšetření magistralních tepen je metoda nenáročná, neinvazivní, biologicky neškodná a snadno dostupná. Na rozdíl od angiografie kvalitně zobrazí cévní stěny a ateromatózní plaky a dovoluje znázornit prostorové rozlišení průtokových rychlostí a umožňuje přímé hodnocení stenotického procesu.

V současné době se MR v neuroradiologii prosazuje stále ve větším rozsahu. Je obecně uznávanou nejcitlivější metodou pro intrakraniální patologie. Jen v případě subarachnoidálního krvácení a kostní destrukce je CT stále vyšetřením první volby. Oproti CT je výhodou MR možnost vyšetřovat v libovolné rovině bez manipulace s pacientem nebo rekonstrukcí v rámci postprocesingu. Další výhodou je nepřítomnost artefaktů v oblasti mozkového kmene nebo na vrcholu konvexity. Koronární řezy se využívají při zobrazování temporálních laloků, sagitální řezy pro krajinu subfrontální,

oblast čtverhrbolí a krajinu velkého týlního otvoru. Jako každá metoda má i MR určité kontraindikace. Nemožné je vyšetřovat pacienty s kardiostimulátory. Nebezpečné jsou svorky na intrakraniálních tepnách. Velkým problémem pro určitou skupinu pacientů je klaustrofobie. Částečně omezující je také délka vyšetření (15-20 min) neklidných pacientů nebo malých dětí. Ty je možné vyšetřit v celkové anestézii. Je však třeba použít anesteziologické přístroje, které neobsahují žádné zmagnetizovatelné komponenty.

Přesto je MR dominantní metodou v neuroradiologickém zobrazování.

Moderní vyšetřovací metody (CT, MR) umožnily vyšetřit nesrovnatelně více pacientů s daleko větším diagnostickým přínosem než metody starší (PEG, VEG).

4. ZÁVĚR

Zobrazovací metody v neuroradiologii zaznamenaly v posledních letech velmi rychlý rozvoj. Neuroradiologie jako obor se začala rozvíjet již ve 20. letech minulého století. Konvenční zobrazovací metody ovládaly rentgenovou diagnostiku téměř 60 let. Byly to především speciální projekce lebky a náročná invazivní vyšetření (PEG, VEG). S rozvojem mikroelektroniky a výpočetní techniky se objevily nové vyšetřovací metody, které znamenaly doslova revoluční skok kupředu a nabídly diagnostickému zobrazování zcela nové možnosti. Byly to nejprve CT a o něco později MR. Tyto modality zcela ovládly neuroradiologickou diagnostiku a vytlačily některé dříve využívané metody (PEG, VEG). Pro jejich invazivitu, náročnost na technické vybavení, velkou zátěž pacienta a nesrovnatelně menší diagnostickou výtěžnost oproti CT a MR se od těchto metod zcela upustilo. Angiografie ztratila své výsadní postavení a stala se vyšetřením výběrovým nebo jako součást výkonů v intervenční radiologii.

Cílem práce bylo zaznamenat vývoj zobrazovacích metod v neuroradiologii od jejich počátků po současnost, porovnat jednotlivé způsoby vyšetřování, jejich diagnostický přínos a využívání v praxi.

Již řadu let pracuji ve Fakultní nemocnici v Hradci Králové na pracovišti, kde se především provádějí vyšetření pro neurochirurgii a neurologii. Do praxe jsem vstupoval

v době, kdy byly na vrcholu PEG, VEG a AG. S nástupem CT a MR jsem mohl porovnat jednotlivé způsoby vyšetřovací a posoudit jejich zátěž pro pacienta.

Neustálý pokrok ve vědě a technice přináší stále nová vylepšení a zdokonalování přístrojového vybavení, což umožňuje rozšiřovat diagnostické postupy. V budoucnu se jistě objeví nové vyšetřovací techniky, které odsunou stávající a nastoupí na jejich místo.

Závěrem bych si dovolil citovat doc. Hlavu, který charakterizoval osud diagnostických metod v lékařství takto:

„ Nejprve ideje, doba improvizací, navázání na profesionály jiných oborů, vzájemná potenciace myšlenek a schopností, kolísavé období skepsí a nadějí, prudký pohyb vpřed. Pak následuje zvolnění, precizace, exploatace nejzazších možností metody. Následně se vynoří nová idea, nová konkurenční metoda, původní metoda pohasíná, ale úplně nezmizí. Něco se zachová, modifikuje, něco se přeneso do nových metod.“

5. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- Černoch Zd. a spoluautoři: Neuroradiologie. Nucleus HK, 2000.s.9-22,198
- Edelman, Hesselink, Zlatkin, Crues: Clinical magnetic resonance Imaging. Saunders, 2006. s.3-21, 23-104
- Eliáš P., Žižka J.: Dopplerovská ultrasonografie. Nucleus HK, 1998. s. 12-30, 74-104
- Ferda: CT angiografie. Galen, 2004. s. 16-34
- Ferda, Novák, Kreuzberg: Výpočetní tomografie. Galen, 2002. s. 11-27, 35-158, 595-644
- Hlava: Počátky rentgenologie v českém lékařství 1896-1916. Julius, 2002. s 103-120, 555-575, 596-599, 612-617
- Hlava, Krajina: Angiografie. Nucleus HK, 1999. s. 10-17,21, 27-32, 100-121,125-127, 195-197
- Krajina, Peregrin: Intervenční radiologie. Olga Čermáková,2005. s. 51-52, 57-67
- Moritani, Ekholm, Westesson: Diffusion-Weighted MR Imaging of the Brain. Springer 2004
- Ort J., Strnad S.: Radiodiagnostika II. část. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1997. s.90-114
- Westbrook C.: Handbook of MRI Technique. Blackwell science 1988. s 51-77, 99-119
- Wlachovská B.: Perfúzne CT mozgu. Malá knižnica SRS
- Woodward P., Orrison W. W. Jr.: MRI Optimization a hnds-on approach. McGraw-Hill 1997. s. 9-21, 68-79, 159-182
- Žižka J.: Zobrazování magnetickou rezonancí-principy a aplikace. Česká Radiologie, 48,1994, 240-275

6. KLÍČOVÁ SLOVA

Neuroradiologie

Výpočetní tomografie

Magnetická rezonance

Ultrasonografie

CT angiografie

Katetrizační angiografie

Pneumoencefalografie

Perimyelografie

7. ZKRATKY

AG – angiografie
CNS – centrální nervová soustava
CT – výpočetní tomografie (Computed tomography)
CTA – CT angiografie
DSA – digitální subtrakční angiografie
FLAIR – Fluid Attenuated Inversion Recovery (sekvence magnetické rezonance)
HRCT – High Resolution Computed Tomography
HU – Hounsfield Unit (Hounsfieldova jednotka)
IR – Inversion Recovery (sekvence magnetické rezonance)
KL – kontrastní látka
MIP – Maximum Intensity Projection
MPR – multiplanární rekonstrukce
MR – magnetická rezonance
MRA – MR angiografie
NCPM – náhlá cévní příhoda mozková
PEG – pneumoencefalografie
PMG – perimyelografie
RS – roztroušená skleróza
T1WI – T1 vážený obraz
T2WI – T2 vážený obraz
TE – Time to Echo (echo čas)
TOF – Time of Flight (sekvence magnetické rezonance)
TR – repetiční čas
US – ultrasonografie
VEG – ventrikuloencefalografie

Na poli vývoje magnetické rezonance byla udělena řada Nobelových cen.



Isidor Issac Rabi

Nobelova cena za fyziku, 1944



Felix Bloch

Nobelova cena za fyziku, 1952



Edward M. Purcell



Richard R. Ernst

Nobelova cena za chemii, 1991



Kurt Wuthrich

Nobelova cena za chemii, 2002



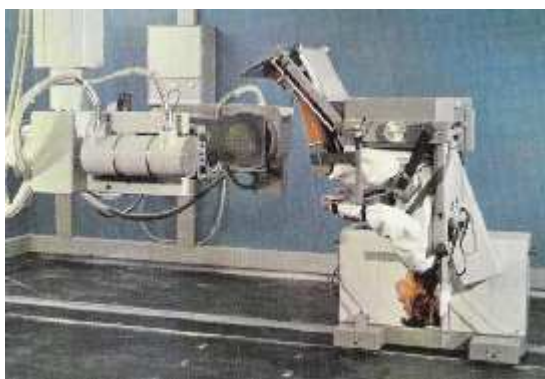
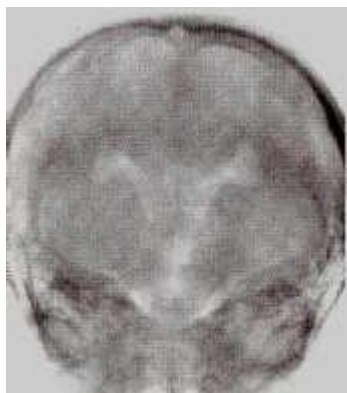
Paul C. Lauterbur



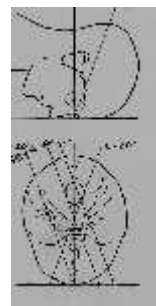
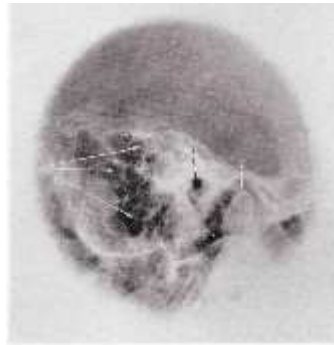
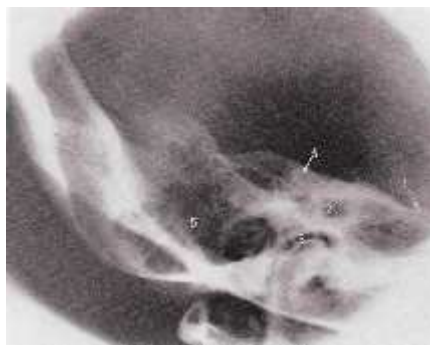
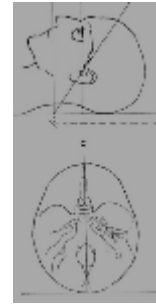
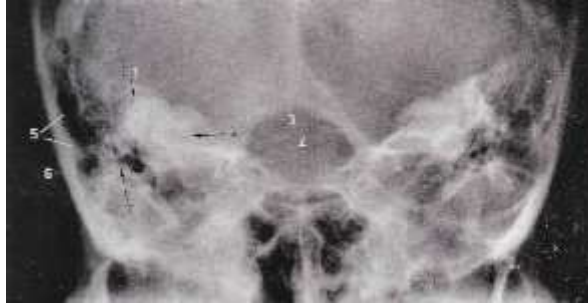
Sir Peter Mansfield

Nobelova cena za medicínu, 2003

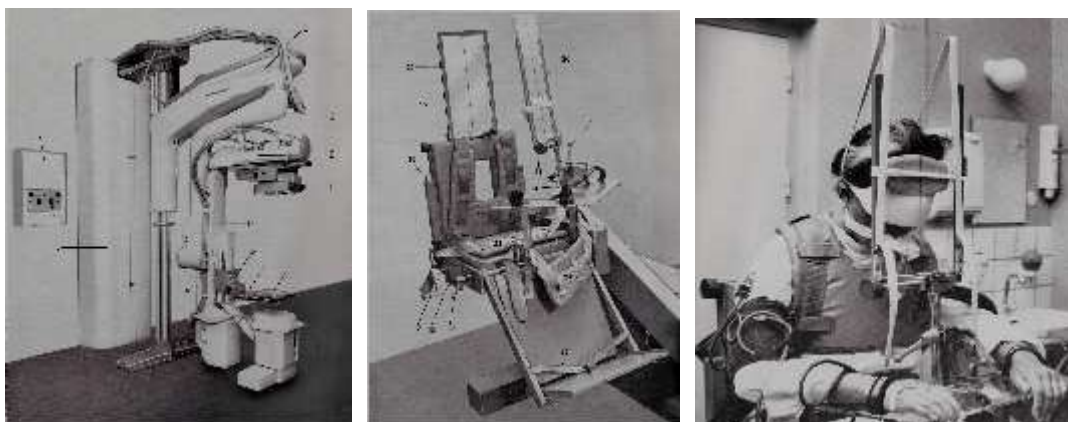
Projekce a polohy pneumoencefalografie



Speciální projekce lebky



Speciální rentgenové přístroje



Přístroj Mimer III pro PEG



Kefalograf firmy Elema-Schönder



CT přístroj firmy Siemens Somatom Emotion 6

Magnetická rezonance



MR přístroj Impact firmy Siemens



MR přístroj Symphony firmy Siemens



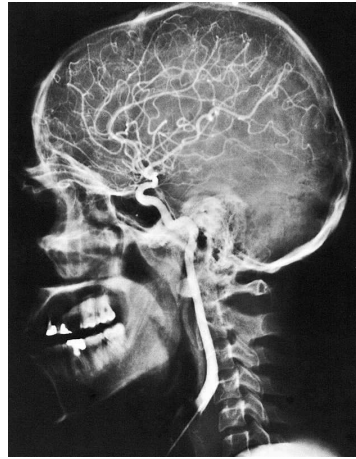
Uložení pacienta



Cívky



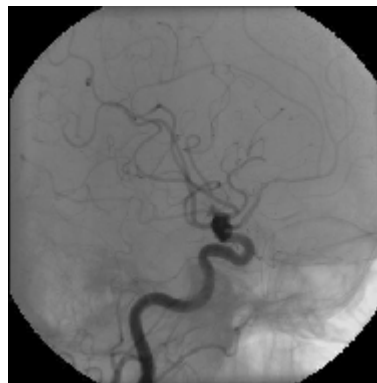
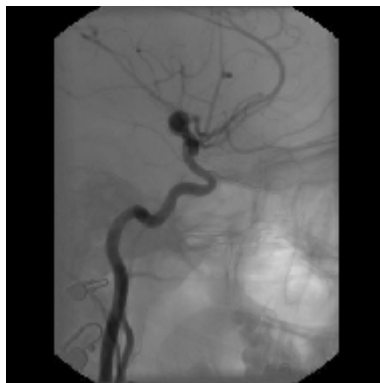
Arteria carotis interna AP



Arteria carotis interna L



Arteriae vertebrales



DSA - aneurysma

Srovnání počtu vyšetření v roce 1977, před zavedením CT a počtu vyšetření v roce 2006.

Rok 1977	AG	PEG, VEG	Spec.projekce
Leden	35	36	33
Únor	29	31	28
Březen	37	34	36
Duben	39	35	30
Květen	40	35	33
Červen	52	36	38
Červenec	28	25	30
Srpen	29	24	29
Září	34	30	35
Říjen	34	31	32
Listopad	32	30	34
Prosinec	27	24	32
Celkem	416	371	390

Rok 2006	MR mozku	MR páteře	MRA mozku	MRA karotid
Leden	112	88	18	5
Únor	96	94	13	8
Březen	111	89	9	7
Duben	100	78	16	6
Květen	82	99	12	7
Červen	131	123	19	7
Červenec	41	70	5	3
Srpen	61	74	7	4
Září	132	135	20	5
Říjen	117	76	11	6
Listopad	115	80	11	5
Prosinec	100	72	9	3
Celkem	1200	1078	150	66

Rok 2006	CT mozku	CT páteře
Leden	302	111
Únor	293	96
Březen	305	106
Duben	297	98
Květen	304	101
Červen	307	108
Červenec	211	52
Srpen	194	48
Září	297	101
Říjen	310	105
Listopad	303	104
Prosinec	291	89
Celkem	3525	1167