

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH**

Zdravotně sociální fakulta

**Úloha radiologického asistenta při MR angiografiích**

-  
Bakalářská práce

V Českých Budějovicích dne  
9.5.2008

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

Konzultant: MUDr. Ludovít Klzo

Autor: Pavla Zběhlíková

## **The role of radiographer during MR angiography**

**Objectives:** The thesis and the tutorial CD provide information on the magnetic resonance angiography – MRA. Due to upgraded hardware and software and the non-invasive character of the examination the method is currently the most common form of the imaging of flowing blood in vessels. It is essential for a radiographer to acquire comprehensive knowledge of the basic principles and techniques of MRA. The objective of my thesis was to find out if the method can be used not only for a high-quality imaging of the arteries but also for subsequent therapeutical procedures.

**Methodology:** The research was conducted with 106 patients (66 men and 40 women) whose lower limb arteries had been tested by MRA between 1 January and 31 December 2007 at the Multiscan RC Pardubice. I determined the number of patients who had undergone a therapeutical procedure after the MRA test (operations on arteries, percutaneous transluminal angioplastics) and assessed to what degree the MRA examination had been sufficient for the surgery.

**Results:** In 91 % out of 46 patients indicated for therapeutical procedures the results obtained by MRA enabled other treatment or a surgical procedure. Only in 9 % patients the results obtained by MRA were not sufficient for other medical treatment and supplementary examinations such as the diagnostic digital subtraction angiography were necessary.

**Conclusions:** MRA is a non-invasive medical diagnostic technique to visualize the blood in vessels which provide satisfactory accuracy without exposing the patient to any ionizing radiation. The results are used for other treatments. Radiographers who master the MRA techniques avoid mistakes that might devalue the test.

**Key words:** digital subtraction angiography, magnetic resonance angiography, magnetic resonance imaging, percutaneous transluminal angioplastics, radiographer – radiologic technologist.

### Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Úloha radiologického asistenta při MR angiografiích vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích dne 9.5.2008

Pavla Zběhlíková

### Poděkování

Ráda bych poděkovala MUDr. Pavlu Ryškovi, Ph.D. z Radiologické kliniky Fakultní nemocnice v Hradci Králové za odborné vedení mé bakalářské práce a MUDr. Ludovítu Klzovi z téže kliniky za cenné připomínky a pomoc při tvorbě výukového CD.

Pavla Zběhlíková

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

CE-MRA	kontrastní MRA (Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography)
DSA	digitální subtrakční angiografie
k.l.	kontrastní látka
MR	magnetická rezonance
MRA	angiografie magnetickou rezonancí
MRA DK	MRA tepen dolních končetin
MRI	zobrazení magnetickou rezonancí (Magnetic Resonance Imaging)
PC	fázový kontrast (Phase Contrast)
PTA	perkutánní transluminální angioplastika
RA asistent	radiologický asistent
TOF	Time of Flight

## OBSAH

<b>ÚVOD</b>	7
<b>1. SOUČASNÝ STAV</b>	8
<b><i>1.1 Fyzikální princip MRI</i></b>	8
<i>1.1.1 Základní sekvence používané při MRI</i>	11
<i>1.1.2 Vznik MR obrazu</i>	14
<i>1.1.3 Technické vybavení</i>	15
<i>1.1.4 Paralelní akviziční techniky (PAT)</i>	17
<b><i>1.2 Princip MRA</i></b>	17
<i>1.2.1 Nekontrastní MRA</i>	18
<i>1.2.2 Kontrastní MRA (CE-MRA)</i>	20
<b><i>1.3 Kontrastní látky pro magnetickou rezonanci</i></b>	21
<b><i>1.4 Kontraindikace MR vyšetření</i></b>	22
<b><i>1.5 Úloha radiologického asistenta při MRA</i></b>	24
<i>1.5.1 Příprava pacienta</i>	24
<i>1.5.2 Vyšetřovací protokoly užívané při MRA</i>	25
<i>1.5.3 Postprocessing</i>	26
<b>2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY</b>	30
<b>3. METODIKA</b>	31
<b>4. VÝSLEDKY</b>	34
<b>5. DISKUZE</b>	38
<b><i>5.1 Soubor pacientů</i></b>	38
<b><i>5.2 Výhody a nevýhody MRA a DSA</i></b>	39
<b><i>5.3 Diagnosticko-terapeutická dostatečnost zobrazení pomocí MRA</i></b>	39
<b><i>5.4 Studie ve světě zabývající se srovnáním diagnostické DSA a MRA</i></b>	40
<b><i>5.5 Studie v ČR zabývající se srovnáním diagnostické DSA a MRA</i></b>	41
<b>6. ZÁVĚR</b>	43
<b>7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b>	44
<b>8. KLÍČOVÁ SLOVA</b>	46
<b>9. PŘÍLOHY</b>	47

## ÚVOD

Zobrazování pomocí magnetické rezonance (MRI) je neinvazivní metoda, která umožňuje provádět široké spektrum vyšetření. Kromě neinvazivity existují další důvody, proč se MRI řadí k předním zobrazovacím metodám: umožňuje vysokou kvalitu zobrazení (především měkkotkáňových struktur) s absencí ionizujícího záření, vyšetření lze provádět v různých rovinách, množství alergických reakcí na používané kontrastní látky je minimální.

Důležité postavení zaujímá MRI v oblasti vyšetřování cévního řečiště (MR angiografie), které lze zobrazit buď zcela bez kontrastní látky, nebo za pomoci kontrastní látky podané z periferního žilního přístupu. Díky rychlému rozvoji hardwaru i softwaru s následným rozvojem kontrastních látek se MR angiografie (MRA) stala významnou metodou zobrazení cévního řečiště bez radiační zátěže pacienta, a proto předchází nebo v určitých případech dokonce nahrazuje vyšetření pomocí invazivní digitální subtrakční angiografie.

Vlivem rychlého rozšíření MR přístrojů v České republice vzrůstají nároky na teoretické i praktické znalosti RA asistentů. Jedním z faktorů ovlivňujících přesnou interpretaci MR zobrazení je správný postup radiologického asistenta při provádění vyšetření na magnetické rezonanci. Proto je nezbytné, aby radiologičtí asistenti byli seznámeni s prací na MR, včetně rizik s ní spojených. Domnívám se, že především u náročnějších vyšetření, za které MR angiografie považují, je nutné, aby RA asistenti svou práci dokonale ovládali a aby jejich znalosti z oboru byly ožiovány a doplňovány.

## 1. SOUČASNÝ STAV

### 1.1 Fyzikální princip MRI

Magnetická rezonance (MR) je metoda odvozená od nukleární magnetické rezonance (NMR), která se využívá v analytické chemii již více než padesát let. Zobrazování lidských tkání pomocí magnetické rezonance se v lékařství uplatňuje od konce 70. let, především díky zásluhám Paula C. Lauterbury a P. Mansfielda, kteří v roce 2003 získali za své přínosy lékařství Nobelovu cenu. (19)

V medicíně je k tvorbě obrazů nejčastěji využíván signál z jádra atomu vodíku, který je nejvíce zastoupen v lidské tkáni. Jádro vodíku obsahuje jen jednu částici – kladně nabitý proton. Díky rotaci protonu kolem vlastní osy (spin) vytváří proton ve svém okolí magnetické pole.

Za normálních okolností je orientace rotačních os jednotlivých protonů ve tkáni nahodilá, což způsobuje, že se magnetické momenty jednotlivých atomových jader navzájem ruší a tkáň se navenek chová magneticky zcela inertně. Je-li však tkáň vystavena silnému magnetickému poli, uspořádají se všechny protony svými rotačními osami rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Část se dostane do paralelní polohy, kdy je jejich magnetický moment orientován souhlasně, část do polohy opačné, antiparalelní, která je energeticky náročnější, tudíž je takto orientovaných protonů vždy méně. Tkáň pak vykazuje svůj úhrnný magnetický moment – chová se navenek magneticky. (19)

Kromě spinu vykazují protony ve vnějším magnetickém poli další druh pohybu – precesi, kdy rotující vektor magnetického momentu protonu sám ještě krouží kolem pomyslné osy, kterou lze ztotožnit se siločarou vnějšího magnetického pole. (19) Frekvence precesního pohybu, která je označována jako Larmorova frekvence, závisí na magnetických vlastnostech daného atomového jádra (na gyromagnetickém poměru) a na intenzitě vnějšího magnetického pole. Matematicky lze tento vztah vyjádřit následovně:

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



kde  $\omega_0$  je Larmorova frekvence precesního pohybu protonů (Hz, MHz),  $\gamma$  je gyromagnetický poměr konstantní pro konkrétní typ atomu,  $B_0$  je intenzita magnetického pole v jednotkách magnetické indukce (Tesla).

Lidská tkáň vystavená působení silného magnetického pole začne díky zůstatku nadpočetných paralelních protonů (vyrušil se magnetický moment stejného počtu paralelně a antiparalelně uspořádaných protonů) tedy vykazovat vlastní úhrnný magnetický moment. Různé tkáně mající různou hustotu zastoupení protonů se navenek budou projevovat různě velkými magnetickými momenty v závislosti na svém složení. Aby bylo možné změřit velikost vektoru tkáňové magnetizace, který je orientován podélně s průběhem siločar vnějšího magnetu a tudíž jej nelze v mohutném magnetickém poli vnějšího magnetu rozeznat, je nutné změnit orientaci tohoto vektoru v prostoru. Toho se docílí dodáním energie protonům, a to ve formě elektromagnetického impulsu s frekvencí, která je totožná s Larmorovou frekvencí, aby byly protony schopny energii elektromagnetického vlnění přijmout. Tento jev se nazývá rezonance. Některé paralelní protony ve tkáni po absorbování energie přejdou do energeticky bohatšího stavu (antiparalelního postavení) a vyruší magnetický moment stejného počtu paralelních protonů. Tím se zmenší výsledný vektor podélné magnetizace. Kromě dodání energie má elektromagnetický impuls další efekt – protony začnou vykonávat precesi synchronně (dosud vykonávaly precesi nezávisle na sobě) a jejich magnetické momenty začnou působit v daném okamžiku jedním směrem. Výsledkem je vznik vektoru příčné tkáňové magnetizace, jehož velikost již lze změřit. Elektromagnetický impuls, který otáčí vektor tkáňové magnetizace o  $90^\circ$ , se nazývá  $90^\circ$  puls. (19)

Po skončení elektromagnetického impulsu dochází k relaxaci – návratu celého systému z vybuzeného do původního stavu. Vektor podélné tkáňové magnetizace nabývá postupně zpět svoji původní velikost (podélná relaxace). Časová konstanta určující, jak rychle v dané tkáni tento proces probíhá, se označuje  $T_1$ . (19)

Přerušení elektromagnetického signálu má za následek zrušení synchronizačního efektu pohybu protonů, takže společně s vlivem drobných nehomogenit v magnetickém poli MR magnetu a vlivem slabých magnetických polí vznikajících v okolní tkáni

dochází k postupné ztrátě příčné magnetizace až do jejího úplného vymizení. Rychlost tohoto děje popisuje příčný relaxační čas  $T_2$ , jehož velikost závisí na chemické struktuře zkoumané tkáně. (19)

Při ubývání příčné tkáňové magnetizace klesá i intenzita měřitelného elektromagnetického signálu, který z tkáně vychází. Tento typ signálu, jehož maximum se naměří těsně po skončení elektromagnetického impulsu a který v průběhu relaxace postupně klesá k nule, se nazývá Free Induction Decay – FID signál (volný úbytek signálu – nejjednodušší metoda, kterou lze při vyšetřování pomocí MR použít a která tím, že indukuje na přijímacím zařízení – anténě – měřitelný signál, dává informaci o složení zkoumané tkáně). Bude-li následovat za dobu, kdy příčná magnetizace úplně vymizí a podélná se obnoví ve své původní velikosti, další  $90^\circ$  puls, bude signál zaznamenaný přijímací anténou po druhém impulsu stejný jako signál, který byl zaznamenaný po prvním impulsu. Časový interval mezi jednotlivými excitačními  $90^\circ$  pulsy se označuje TR, z angl. Time to Repeat, tj. opakovací čas sekvence. (19)

#### *$T_1$ -vážený obraz ( $T_1$ -weighted image)*

Pokud bude doba mezi pulsy zkrácena tak, že tkáně nezískají zpět podélnou magnetizaci v původní velikosti, bude signál získaný z různých tkání po druhém impulsu různý podle toho, jak velký byl vektor podélné magnetizace v okamžiku vyslání nového pulsu.

Čím je vektor podélné tkáňové magnetizace v okamžiku nového pulsu větší (tzn. čím rychleji probíhá v tkáni relaxace protonů a čím je tedy kratší čas  $T_1$ ), tím je i vektor příčné tkáňové magnetizace po novém pulsu větší a tím silnější signál z dané tkáně je registrován. Naopak u tkání s pomalou relaxací (dlouhým časem  $T_1$ ) jsou zaznamenány v takovém případě pouze slabé signály odpovídající menším hodnotám navozené příčné magnetizace. Velikost příčné magnetizace lze měřit, proto lze od sebe odlišit tkáně, které mají různé relaxační časy  $T_1$ . (19)

Čím větší je rozdíl hodnot časů  $T_1$  u jednotlivých tkání, o to více stupňů šedi budou tyto tkáně ve výsledném obraze odlišeny (tzv. tkáňový kontrast). Tento typ

zobrazení se nazývá  $T_1$ -vážený obraz a je získán pomocí krátkého intervalu TR s krátkým časem TE (Time to Echo). (19)

### *$T_2$ -vážený obraz ( $T_2$ -weighted image)*

Informace o složení tkání lze získat i pomocí obrazů struktur, které se liší relaxačními časy  $T_2$ . Při ukončení  $90^\circ$  pulsu, kdy se protony přestávají pohybovat synchronně a dochází k úbytku příčné magnetizace a tím i k úbytku měřitelného signálu, je těsně po  $90^\circ$  pulsu vyslán do tkáně  $180^\circ$  puls, který změni orientaci protonů o  $180^\circ$  a způsobí vykonávání precese opačným směrem. Důsledkem je to, že rychleji precedující protony se začnou po  $180^\circ$  pulsu přibližovat pomaleji precedujícím protonům, takže zmenšující se vektor příčné magnetizace se začne zvětšovat a za určitou dobu bude opět precesní pohyb protonů synchronní, tudíž dojde k nárůstu signálu registrovaného ze tkáně.  $T_2$ -vážený obraz je získán při dlouhém intervalu TR s dlouhým časem TE. (19)

### *Obraz vážený podle protonové hustoty (Proton Density-weighted image)*

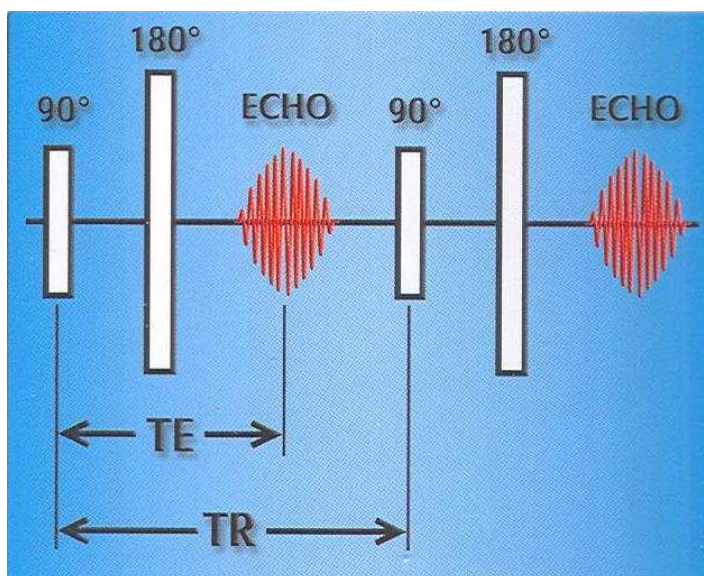
Jedná se o obraz, který vyjadřuje, v jakém množství jsou v jednotlivých tkáních zastoupeny protony. Interval TR je dlouhý, interval TE krátký. (19)

#### **1.1.1 Základní sekvence používané při MRI**

*Spin - echo sekvence* je nejčastější užívaná sekvence při vyšetřování pomocí MR, při které se využívá  $90^\circ$  a  $180^\circ$  puls. Umožňuje zobrazení tkání podle relaxačních časů  $T_1$  i  $T_2$  i podle protonové hustoty.

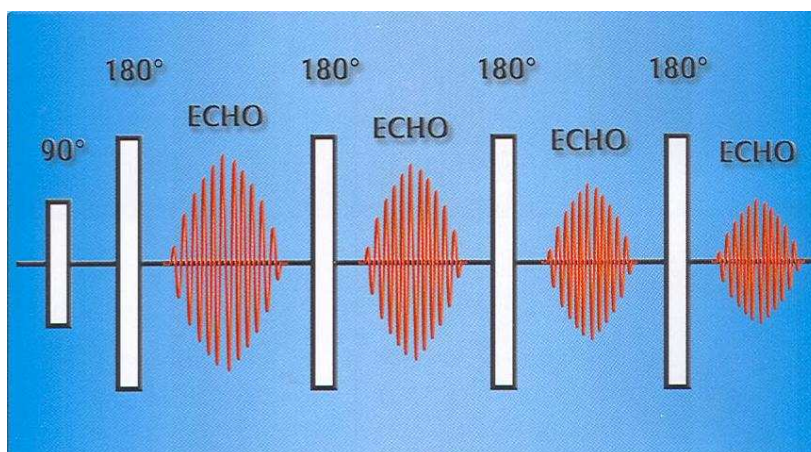
Spin - echo sekvence se skládá z  $90^\circ$  pulsu, který je za určitou dobu (obecně je označována TE/2) následován  $180^\circ$  pulsem, od něhož se za přesně stejnou dobu získá na přijímacím zařízení silný signál – echo. Sečtením obou časů TE/2 se získá výsledný

čas TE (Time to Echo) – čas do ozvěny. Interval mezi dvěma sousedními 90° pulsy se označuje TR a jeho délka ovlivňuje také výsledné vážení obrazu. (19)



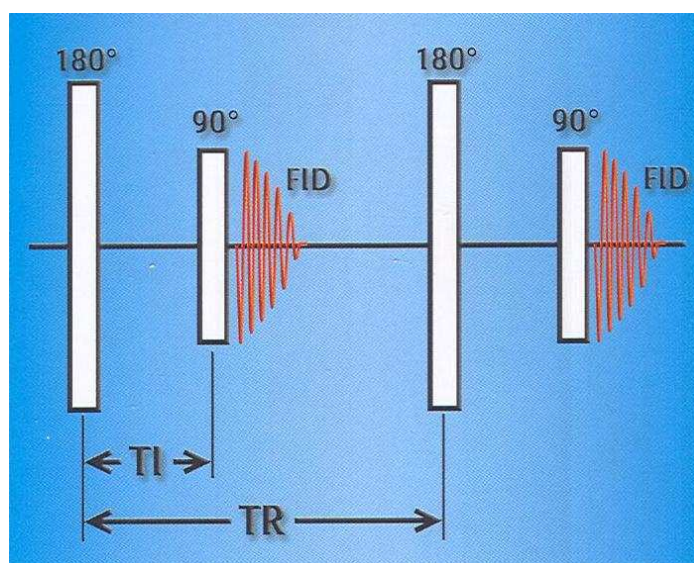
Obr. 1 – Spin – echo sekvence (20)

*Turbo – spin echo sekvence (Fast – spin echo)* je rychlejší verze spin - echo sekvence. Skládá se z 90° pulsu, který je následován sérií 180° pulsů, které poskytují několik ech. (10) Snížení času měření je přímo úměrné počtu použitých ech.



Obr. 2 – Turbo – spin echo sekvence (20)

*Inversion recovery sekvence* je sekvence, která využívá odlišné pořadí pulsů oproti spin – echo sekvenci. Po nově vřazeném preparačním  $180^\circ$  pulsu následuje  $90^\circ$  puls a ten je pak již stejně jako u sekvence spinového echa následován dalším  $180^\circ$  pulsem. Časový interval mezi preparačními  $180^\circ$  pulsy se označuje opět jako TR, interval mezi  $180^\circ$  a  $90^\circ$  pulsem se značí TI (Inversion Time). Vzhledem k použitému pořadí pulsů a vlivu  $T_1$  relaxace mají tedy obrazy vzniklé technikou inversion recovery vždy podíl  $T_1$  vážení a lze jimi vytvářet velmi silně  $T_1$  vážené obrazy. (19)



Obr. 3 – Inversion recovery sekvence (20)

*Gradient – echo sekvence* je vyšetřovací sekvence, kde je  $90^\circ$  excitační puls nahrazen pulsem s nižší energií vedoucí k menšímu sklonu magnetizace a  $180^\circ$  puls je nahrazen přídatným magnetickým gradientem. Toto přídatné magnetické pole způsobí rychlejší ztrátu synchronního pohybu protonů, tím dojde k úbytku příčné magnetizace. Vzápětí je gradient aplikován znovu, ovšem s opačnou orientací, takže dojde znovu k synchronizaci precese protonů a k nárůstu příčné magnetizace až k maximu, které se registruje jako MR signál.

*Echo planar imaging (EPI)* jsou ultra rychlé sekvence, které se používají především k zobrazování difuze (DWI – diffusion weighted imaging). (15)

### 1.1.2 Vznik MR obrazu

Obrazy magnetické rezonance jsou rekonstruovány použitím algoritmu Fourierovy transformace, který zajišťuje převedení informací z matice vlnových záznamů (K–prostoru) MR signálu z různých oblastí vyšetřované části těla do podoby, kterou z diagnostického zobrazování známe. (15)

Tkáně vystavené silnému homogennímu magnetickému poli dávají signál o stejné intenzitě, jelikož všechny protony precedují se stejnou frekvencí. K tomu, aby se daly odlišit signály získané z různých vrstev těla pacienta, musí protony precedovat s různou frekvencí. Z tohoto důvodu je k vnějšímu magnetickému poli MR magnetu přidáno další magnetické pole, jehož intenzita roste v podélné ose těla, čímž vytváří magnetický gradient. Magnetický gradient, který umožňuje zvolit rovinu řezu, se nazývá *rovinu řezu určující gradient*, a je časově omezen jen na dobu trvání elektromagnetického pulsu. (19)

K určení roviny řezu i tloušťky řezu slouží dva kroky – vyslání úzkého spektra sousedních frekvencí do tkáně namísto impulsu o jedné konkrétní frekvenci, a volba strmosti magnetického gradientu. Čím je pulsní pásmo užší a čím strmější je aplikovaný magnetický gradient, tím je tloušťka zvoleného řezu menší. Pro zjištění, z kterého bodu MR řezu signál vychází, musí být použit další gradient, který bude orientován kolmo na dlouhou osu těla a jehož intenzita bude vzrůstat zleva doprava nebo naopak. Ve výsledku tedy protony v různých sloupcích určitého řezu budou vydávat signály s různými frekvencemi. Tento gradient se nazývá *frekvenci určující gradient*. Pro získání informací o struktuře jednotlivých řádků v jednotlivých sloupcích musí být použit další magnetický gradient, který je zapnut jen na krátký okamžik ještě před aplikací frekvenci určujícího gradientu. Ten způsobí, že protony více či méně zvýší frekvenci precesního pohybu v závislosti na tom, jak silné magnetické pole na ně působí. Po skončení působení tohoto gradientu začnou protony precedovat opět se stejnou Larmorovou frekvencí, ovšem nikoliv synchronně. Gradient, který umožnil odlišit od sebe i protony z různých vrstev tkáně v rámci jednoho sloupce, se nazývá *fázi určující gradient*. (19)

MR obraz je 2D rovina rozdělená mřížkou na pixely. Typické MR obrazy se skládají z 256 sloupců a 256 řad pixelů, kde je každý reprezentován celým číslem, které odpovídá intenzitě MR signálu, pocházejícího z odpovídající oblasti obrazu. Každý obraz může být rozložen do mnoha vlnových křivek o různých frekvencích a orientacích. Dvourozměrná matice čísel nazývaná K-prostor obsahuje váhový faktor pro každou z těchto křivek. Centrální oblast K-prostoru s nízkými hodnotami prostorové frekvence odpovídá za kontrast a tvar MR obrazu, periferní část s vysokými hodnotami prostorové frekvence kóduje jemné detaily. (15)

### ***1.1.3 Technické vybavení***

Hlavní komponenty MR přístroje zahrnují:

- výkonný magnet (s intenzitou magnetického pole obvykle od 0,3 do 3,0 T)
- radiofrekvenční cívky
- řídicí počítač

#### *Výkonný magnet*

MR využívá tři různých typů magnetů: permanentních, supravodivých a odporových (tzv. elektromagnetů). (19)

*Permanentní magnety* dosahují pouze nižších intenzit magnetického pole (do 0,3 T). Poskytují dobrý tkáňový kontrast, ale vzhledem k nižšímu výslednému signálu MR obrazu, který přímo závisí na intenzitě magnetického pole, mají nižší rozlišovací schopnost.

*Supravodivé magnety* poskytují vysokou rozlišovací schopnost. Nutnou součástí je chladicí zařízení, které udržuje teplotu chladicího média, jenž je nezbytné pro udržení magnetu v supravodivém stavu. Intenzita magnetického pole přístrojů používaných v klinické praxi se pohybuje v rozmezí 0,5 – 3 T.

*Odporové magnety* jsou střední cestou mezi permanentními a supravodivými magnety, co se intenzity magnetického pole týče. Je nutné chladicí zařízení, neboť při

průchodu elektrického proudu o vysoké intenzitě jejich vodiči, jímž je indukováno magnetické pole, dochází k velkému zahřívání. Tato skupina přístrojů je v současnosti využívána nejméně.

### *RF cívky*

Radiofrekvenční cívky se dělí do několika skupin podle své funkce (19):

- *volumové* (volume coils) - vysílají i přijímají elektromagnetické signály, jsou pevnou součástí MR, tzv. whole body coil – celotělová cívka.
- *gradientové* (gradient coils) - vytvářejí přídatná magnetická pole, během vyšetření se pohybují vůči svým ukotvením a jsou proto zdrojem hluku, jsou pevnou součástí MR.
- *vyrovnávací* (shim coils) – vyrovnávají nehomogenity v magnetickém poli MR magnetu, jsou pevnou součástí MR.
- *povrchové* (surface coils) – přikládají se přímo k vyšetřovaným částem těla, přijímají signály vycházející z vyšetřovaných tkání. Čím blíže jsou k vyšetřované tkáni, tím lepší je poměr signál/šum a tím se zlepšuje kvalita zobrazení. Názvy těchto cívek jsou odvozeny podle částí těla, které zobrazujeme - hlavová cívka, páteřní cívka, univerzální flexibilní cívka, speciální cívky – ramenní, kolenní. Pro současné zobrazení velké části těla se používají tzv. *phased array coils*, které registrují signály z několika samostatných cívek. Výsledný obraz je rekonstruován z tolika segmentů, kolik cívek bylo zapojeno.

### *Řídící počítač*

MR zařízení se ovládá pomocí operátorské konzole, která je spojena s řídicím počítačem. Umožňuje zadávání dat o pacientovi, výběr přednastavených protokolů podle druhu vyšetření, výběr sekvencí, úpravy sekvencí, postprocessing, archivaci.



Moderní výkonné procesory umožňují vykonávat několik činností současně, což značně urychluje celé vyšetření a jeho zpracování.

#### **1.1.4 Paralelní akviziční techniky (PAT)**

Paralelní akviziční techniky kombinují k rekonstrukci obrazu signál z několika cívek (phased array cívky). Hlavním cílem je buď zlepšit poměr signál/šum, nebo zrychlit akvizici a tím zkrátit celkovou dobu měření. Se zlepšujícími se gradienty MR přístrojů přináší tyto techniky nový přístup k rychlému MRI se širokými možnostmi využití. Kratší doba měření jednotlivých sekvencí umožňuje uskutečňovat vyšetření, která se provádějí se zadržným dechem (kontrastní MR angiografie, vyšetření břicha), nebo zlepšuje současné rozlišení dynamických sekvencí. Paralelní akviziční techniky se mohou použít ke zlepšení kvality obrazu za stejný akviziční čas jako u sekvencí bez použití PAT. (11)

Paralelní rekonstrukční algoritmy se dělí do dvou hlavních skupin:

- algoritmy, které rekonstruují celkový obraz z naměřených hodnot signálů získaných každou cívkou až po Fourierově transformaci (SENSE, ASSET).
- algoritmy, které využívají rekonstrukci signálů získaných jednotlivými cívkami ještě v rámci K-prostoru, tedy před Fourierovou transformací (GRAPPA). (11)

## **1.2 Princip MRA**

Magnetická rezonance také dokáže neinvazivní cestou zobrazit cévní řečiště. Zobrazení cév se uskutečňuje buď bez použití kontrastní látky (nekontrastní MRA), nebo za pomoci kontrastní látky aplikované nitrožilně (CE-MRA – Contrast-Enhanced MRA).

Signál z krve je závislý na několika faktorech, které můžeme rozdělit do dvou kategorií (10):

1. technické faktory
  - typ sekvence
  - parametry sekvence
2. geometrické a fyziologické faktory
  - směr toku krve
  - rychlost toku krve
  - pulzace

### ***1.2.1 Nekontrastní MRA***

Techniky nekontrastní MRA jsou závislé na toku krve. Statická tkáň je saturována, zatímco z oblastí, kterými protéká krev, lze získat silný signál.

Nekontrastní MRA se dělí na dvě základní kategorie (20):

1. Time of Flight (TOF)
2. Phase-Contrast (PC)

#### **1. TOF MRA**

Princip TOF MRA je založen na přitékání nesaturovaných vodíkových jader do vrstvy statické tkáně, která je saturována radiofrekvenčními pulsy. Saturace je dosaženo použitím repetičního času TR, jenž je mnohem kratší než je relaxační čas  $T_1$  statické tkáně. To způsobí, že protony stacionárních tkání nebudou schopny relaxovat a tedy při opakovaných excitacích vydat MR signál. Protony z čerstvé přitékající krve saturovány nebudou a výsledkem bude silnější signál z cév oproti signálu z okolních tkání. Z výše uvedeného principu také vyplývá, že nejvyššího signálu dosáhneme z cév, které směřují kolmo k vrstvě – budou mít největší vtokový „inflow“ efekt. Použitím presaturačních vrstev pak lze ještě dosáhnout cíleného zobrazení tepen nebo žil – zabrání se „přitékání čerstvých spinů“ v cévách z určitého směru nebo anatomické oblasti. (20)

TOF MRA lze rozdělit do dvou kategorií - 2D a 3D – v závislosti na tom, zda je výsledný obraz rekonstruován z jednotlivých silnějších řezů (několik mm) nebo z jednoho silného sloupce řezů - slabu - rozděleného na velmi tenké vrstvy. (6)

Výhodou 2D techniky je to, že v jednotlivých řezech se neobjevuje saturační efekt. Signál je homogenní. Nevýhodou je fakt, že tloušťka řezu je poměrně silná pro rekonstrukci, takže případný výsledný zrekonstruovaný obraz nemá hladké kontury. U 3D techniky je rekonstruovaná tloušťka vrstev velmi tenká (0,7-1,2 mm), proto mají postprocessingové rekonstrukce vysokou kvalitu. Pokud je zobrazovaný slab příliš silný, objevuje se v distálních částech slabý saturační efekt, který je příčinou toho, že 3D TOF MRA nachází uplatnění především pro zobrazování Willisova okruhu, nikoliv pro zobrazení periferního zásobení mozku. (20)

## 2. Phase-Contrast MRA (PC)

Fázový kontrast (PC) je metoda nekontrastní MRA založená na zcela odlišném principu než TOF. Využívá se skutečnosti, že chování fáze příčné magnetizace může být citlivé na pohyb. Příčná magnetizace ve voxelu, který obsahuje tekoucí krev, bude mít rozdílnou fázi ve srovnání s magnetizací v okolní stacionární tkáni. Pro zobrazení vaskulárního řečiště se obvykle používá „rozdílový vektor“ a pro kvantitativní měření rychlosti toku se používá fázová mapa. Referenční fáze se většinou získá ze samostatného předcházejícího měření s použitím techniky fázové korekce. Technicky PC angiografie pak spočívá v aplikaci bipolárního gradientu postupně ve třech na sebe kolmých směrech. (15) Opět existují dva módy: 2D a 3D.

U 2D PC angiografie se na rozdíl od 3D vybírá pouze jeden silný řez namísto 3D slabý, čímž je značně zkrácena doba měření. Nevýhodou je fakt, že neumožňuje další postprocessing a v porovnání s 3D PC angiografií poskytuje horší poměr signál/šum. (14)

Pokud je známá rychlost toku krve, je možné upravit vyšetřovací sekvenci tak, aby byla citlivá na danou rychlost, a tím se zdůrazní céva, která je cílem zájmu. (1)

K výhodám PC patří potlačení signálu pozadí a možnost upravení citlivosti na pomalý tok. Nevýhodou je dlouhý čas měření u 3D PC angiografie.

### ***1.2.2 Kontrastní MRA (CE-MRA)***

CE-MRA je kontrastní neinvazivní metoda vyšetření cév, kdy se aplikace k.l. uskutečňuje z periferního žilního přístupu. Na rozdíl od metody TOF není závislá na toku krve. Jako kontrastní látky se používají cheláty gadolinia, které nejsou toxické. Princip CE-MRA spočívá v 3D  $T_1$  vážené gradientové sekvenci, kdy jsou časy TR a TE zkráceny na minimum. Výrazně krátké TR hodnoty zajišťují saturaci většiny stacionární tkáně. Rychlým bolem kontrastní látky i.v. je  $T_1$  hodnota krve dále snížena a krev tak poskytuje jasný (bílý) signál uvnitř cév, přičemž okolní tkáň se zobrazuje tmavě. (20)

Cílem této techniky je maximalizovat signál z cév a minimalizovat signál z okolní tkáně. Toho lze dosáhnout pomocí dvou metod:

1. metoda subtrakce - zvýšit signál z tepen a použít nekontrastní obrazy (masku) pro subtrakci.
2. metoda potlačení tuku - co nejvíce potlačit okolní tkáně a tím maximalizovat kontrast mezi cévou a okolím. Toho se využívá v případě, kdy se očekává pohyb pacienta mezi maskou a postkontrastními obrazy. (20)

Při vyšetření cév pomocí CE-MRA je důležité správné načasování bolu kontrastní látky. Existuje několik způsobů, které toto umožňují, z nichž nejlepší výsledky poskytuje technika MR fluoroskopie. Spočívá v použití jednoduché 2D GRE sekvence pokrývající oblast zájmu, která umožňuje vytvářet obrazy rychlostí jeden obraz za sekundu. Po provedení masky dochází ke spuštění této sekvence současně s aplikací kontrastní látky. Poté, co se k.l. dostane do oblasti zájmu, je buď automaticky (Smart Prep) nebo manuálně operátorem (Care bolus) spuštěna 3D vyšetřovací sekvence.

### 1.3 Kontrastní látky

Kontrastní látky používané při vyšetření na MR mění vlastnosti tkání tak, že usnadňují relaxaci protonů, a tím zkracují relaxační čas  $T_1$  i  $T_2$ . Tím dochází ke změně intenzity signálu ve tkáních – tkáně, do kterých kontrastní látka pronikla, dávají zejména  $T_1$  vysoký signál. Nejčastěji používané kontrastní látky jsou látky s paramagnetickými vlastnostmi, běžně se užívá gadolinium vázané na DTPA. Dále existují látky superparamagnetické.

Podle místa distribuce v organismu se k.l. dělí na (15):

1. extracelulární orgánově nespecifické (nízko- a vysokomolekulární)
2. intracelulární orgánově specifické

*Extracelulární kontrastní látky nízkomolekulární* jsou většinou paramagnetické gadoliniové cheláty, což jsou komplexy zajišťující stabilitu, neboť volné gadolinium je vysoce toxické.

*Extracelulární kontrastní látky vysokomolekulární* jsou tvořeny paramagnetickými sloučeninami gadolinia, které se váží s bílkovinami a tím vytvářejí větší molekuly neschopné projít do intersticiálního prostoru, takže zvyšují intravaskulární poločas. Proto je jejich využití výhodné především u MRA.

Nízká osmolalita MR kontrastních látek snižuje riziko nežádoucích účinků po aplikaci na minimum.

*Intracelulární orgánově specifické kontrastní látky* jsou jednak paramagnetické látky, které jsou vychytávány hepatocyty a zobrazují normální jaterní tkáň, a jednak superparamagnetické látky, které jsou vychytávány Kupferovými buňkami a buňkami lymfatického systému.

#### *Nefrogenní systémová fibróza (NSF)*

V současné době se často diskutují výsledky studií pojednávajících o souvislosti mezi podáním kontrastních látek s obsahem gadolinia a vznikem ***nefrogenní systémové fibrózy (NSF)***. Jedná se o vzácné onemocnění charakterizované tvorbou a ukládáním

pojivové tkáně v pokožce, což může vést vzhledem ke zvýšené tuhosti pokožky až ke vzniku kontraktur a kloubní imobilitě, rovněž může dojít i k postižení vnitřních orgánů (plíce, játra, srdce). Mechanismus, proč některé kontrastní látky s obsahem gadolinia mohou přispívat ke vzniku NSF častěji než jiné, není zatím zcela objasněn. Předpokládá se, že určité kontrastní látky jsou méně stabilní, takže dochází k ukládání volných iontů gadolinia do tkání a orgánů, což může vést až k nastartování vzniku NSF. Riziko vzniku NSF je u pacientů s těžkým poškozením ledvin, u kterých je vyloučení kontrastní látky prodlouženo, proto se doporučuje u všech pacientů před aplikací k.l. zjišťovat alespoň anamnesticky případné poruchy renálních funkcí a u rizikových pacientů použít stabilnější k.l.. Případy vzniku NSF dosud nejsou známy u pacientů s normální funkcí ledvin. (18)

#### **1.4 Kontraindikace MR vyšetření**

Kontraindikace MR vyšetření se dělí na 2 skupiny: 1. absolutní  
2. relativní

##### *1. Absolutní kontraindikace*

- kardiostimulátory
- aneuryzmatické cévní svorky z feromagnetických materiálů
- elektronické implantáty
- cizí kovová tělesa intrakraniálně nebo intraorbitálně

Vyšetření na MR lze u pacientů, kteří mají v těle výše uvedené předměty, provést pouze v případě, že je písemně doložena jejich MR kompatibilita nebo pokud jsou z prokazatelně nemagnetického kovu.

##### *2. Relativní kontraindikace*

- stenty
- žilní filtry

- kloubní náhrady, osteosyntetický materiál
- náhrady srdečních chlopní
- dentální implantáty

Bezpečné je vyšetření pacientů, kteří mají v těle kovové materiály uvedené v relativních kontraindikacích více jak 6 týdnů po implantaci nebo u kterých je písemně doložena jejich MR kompatibilita. (5) U náhrad srdečních chlopní je obvykle vyžadováno písemné potvrzení o MR kompatibilitě chlopně.

Za kontraindikace nejsou považovány implantáty kdekoli v těle pacienta, u kterých existuje písemné potvrzení výrobce implantátu o jeho plné MR kompatibilitě s písemným potvrzením operátora, který jej implantoval. Kontraindikací nejsou ani nitroděložní tělíska, nesnímatelná zubní ortodontická rovnátka či tetování nebo piercing. U posledních dvou jmenovaných však nelze vyloučit možnost termického poškození – je nutné k těmto případům přistupovat individuálně.

Negativní vliv MR na vývoj plodu nebyl dosud potvrzen ani vyvrácen, proto se doporučuje neprovádět vyšetření v prvním trimestru těhotenství. Během celé doby těhotenství je nezbytné vyhnout se aplikaci paramagnetické kontrastní látky.

#### *Rizika spojená s vyšetřením na MR*

Při provádění vyšetření pomocí MR odpadá riziko radiační zátěže pacientů. Existují ovšem případná rizika spojená s existencí tří druhů fyzikálních polí (19):

1. statické magnetické pole – největší riziko přináší přítomnost feromagnetických předmětů blízko MR (nůžky), které se mohou samovolně uvést do pohybu a způsobit zranění pacienta či personálu. Existují teorie o negativních účincích na živý organismus, které však vycházejí z mnohonásobně vyšších hodnot intenzit magnetických polí, která v medicíně nejsou využívána.

2. proměnné magnetické pole – vzniká při aplikaci gradientů a může negativně ovlivnit nervovou dráždivost a vyvolat vznik patologických zrakových vjemů.
3. elektromagnetické pole – vzniká v důsledku vysokofrekvenčních elektromagnetických impulsů, jejichž energie se při absorpci ve tkáni z části mění v teplo.

## ***1.5 Úloha radiologického asistenta při MRA***

Radiologický asistent zodpovídá za technicky správné provedení MR vyšetření.

V případě provádění MRA existuje několik faktorů ovlivňujících kvalitu zobrazení:

- správné uložení pacienta
- volba vhodného protokolu
- anatomicky přesná lokalizace řezů nebo slabů
- správné načasování spuštění postkontrastní sekvence
- postprocessingové zpracování MR vyšetření

### ***1.5.1 Příprava pacienta***

Popis přípravy a průběhu vyšetření vychází ze zvyklostí a vnitřních předpisů našeho pracoviště (Multiscan RC Pardubice) a může se mírně lišit od postupů na jiných pracovištích.

Před provedením vlastního vyšetření cév na MR není nutné, aby pacient přicházel lačný, jako je tomu v případě plánovaného kontrastního CT vyšetření. Je však nutné vyplnění speciálního dotazníku, kterým se RA asistent (nebo zdravotní sestra) snaží zjistit především přítomnost kovových materiálů v těle pacienta. Správnost vyplněných údajů v dotazníku potvrdí pacient svým podpisem. Nemocní v bezvědomí či nezletilí, se kterými nepřichází doprovod, by měli mít s sebou již vyplněný dotazník opatřený podpisem zákonného zástupce. Pokud tomu tak není, za správně vyplněné



údaje na žádance k MR vyšetření odpovídá indikující lékař. V případě nejasností ohledně MR kontraindikací ze strany RA asistenta nebo sestry rozhodne o dalším postupu přítomný radiolog. Ten své rozhodnutí zaznamená do dotazníku a potvrdí jej svým podpisem.

Pacient je seznámen se způsobem provedení vyšetření, je upozorněn na stísněný prostor a na hluk, který vyšetření provází. Je srozuměn s možnými nepříjemnými pocity, které mohou v průběhu vyšetření nastat, pokud má na těle například tetování či piercing, který nelze odstranit. Hlasitost nepříjemného hluku lze částečně snížit použitím ucpávek do uší. U pacientů s klaustrofobií je vhodná premedikace.

Před uvedením pacienta do MR vyšetřovny je zapotřebí zkontrolovat, zda si odložil veškeré snímací kovové materiály z těla. Na začátku vyšetření je pacient důrazně požádán, aby po celou dobu vyšetření setrval v naprostém klidu, aby se eliminovaly pohybové artefakty. V případech, kdy je nezbytné, aby pacient po dobu akvizice zadržel dech, je nutné ho na tuto skutečnost připravit, případně s ním dýchací povely nacvičit těsně před započítím vyšetření. Komunikace operátora s pacientem je umožněna v průběhu vyšetření přes intercom, náhlou nevolnost či nesnesitelnost vyšetření pacient projeví stisknutím signálního balónku, který drží v ruce.

Zajištění periferního žilního přístupu a aplikaci kontrastní látky na našem pracovišti provádí lékařem pověřená zdravotní sestra. U náročnějších angiografií, kdy je třeba k.l. aplikovat fázově, se používá automatický injektor.

### ***1.5.2 Vyšetřovací protokoly užívané při MRA***

Naše pracoviště disponuje MR přístrojem firmy GE (1,5 T Echospeed). Vyšetřovací sekvence vybírá RA asistent na základě uložených přednastavených protokolů, které byly vytvořeny pro potřeby našeho pracoviště úpravou originálních protokolů GE aplikačním technikem. Individuální úprava standardních protokolů se děje pouze v případě nespolupracujících pacientů, kdy je nutné zkrátit dobu vyšetření, jinak se prosazuje snaha zachovávat standardní postup.

Základní parametry sekvencí užívaných při MRA na našem pracovišti jsou uvedeny v tabulce 1.

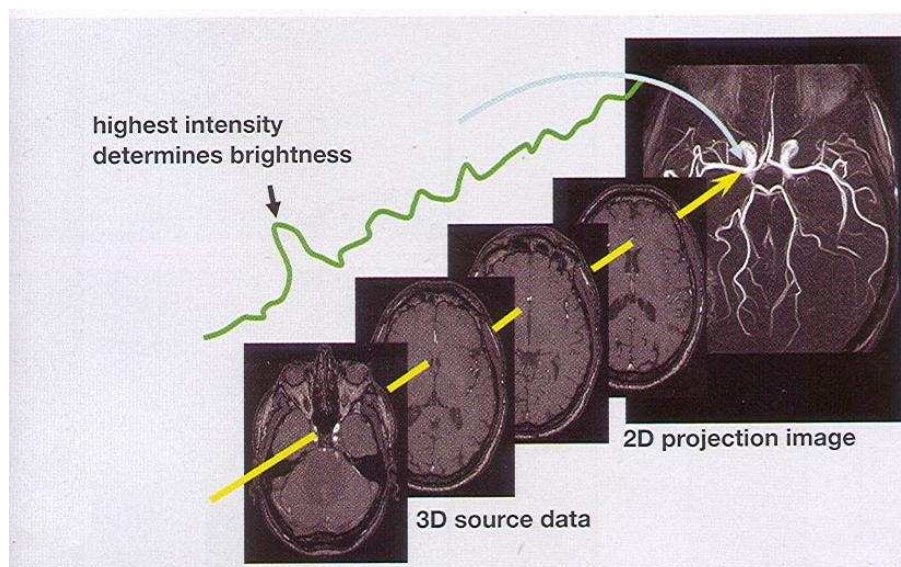
*Tab. 1 - Základní parametry sekvencí užívaných při MRA na našem pracovišti*

<b>Vyšetření</b>	<b>Matice</b>	<b>FOV (cm)</b>	<b>TR (ms)</b>	<b>TE (ms)</b>	<b>Tloušťka vrstvy (mm) / překryv</b>
<b>MRA intrakraniálních tepen</b>	320 x 256	18 x 18	40	6,9	1,4 / -0,7ov
<b>MRA intrakraniálních žil</b>	256 x 192	22 x 16	30	5,8	1,5
<b>MRA extrakraniálních cév</b>	320 x 256	32 x 24	5,6	1,4	1,2 / -0,6 ov
<b>MRA aortálního oblouku</b>	256 x 128	40 x 40	5,7	1,1	3,0 / -1,5 ov
<b>MRA renálních tepen</b>	320 x 192	38 x 34	6,4	2,3	3,0 / -1,5 ov
<b>MRA dolních končetin</b>					
<b>TOP</b>	320 x 192	44 x 40	4,3	1,5	4,0 / -2,0 ov
<b>MID</b>	256 x 160	46 x 37	4,5	1,0	4,0 / -2,0 ov
<b>BOT</b>	384 x 370	44 x 40	6,2	1,5	2,0 / -1,0 ov

### **1.5.3 Postprocessing**

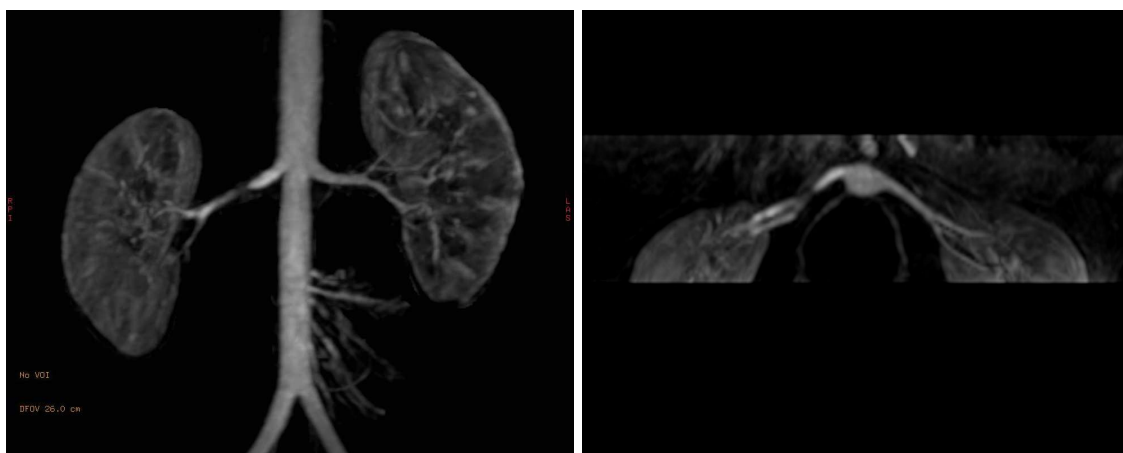
Důležitou součástí MRA je postprocessing. Existuje několik rutinně využívaných postprocessingových algoritmů, mezi které se řadí především MIP (maximum intensity projection) a MPR (multiplanar reconstruction).

MIP je nejrozšířenější algoritmus používaný při zpracování MRA. (Obr. 5 a)) Technika rekonstrukce je následující: souborem 3D dat je promítnut paprsek, který porovnává intenzity v jednotlivých voxelích. Nejvyšší nalezená intenzita je přiřazena příslušnému pixelu v 2D rovině. (Obr. 4) (4)



*Obr. 4 - Princip MIP (4)*

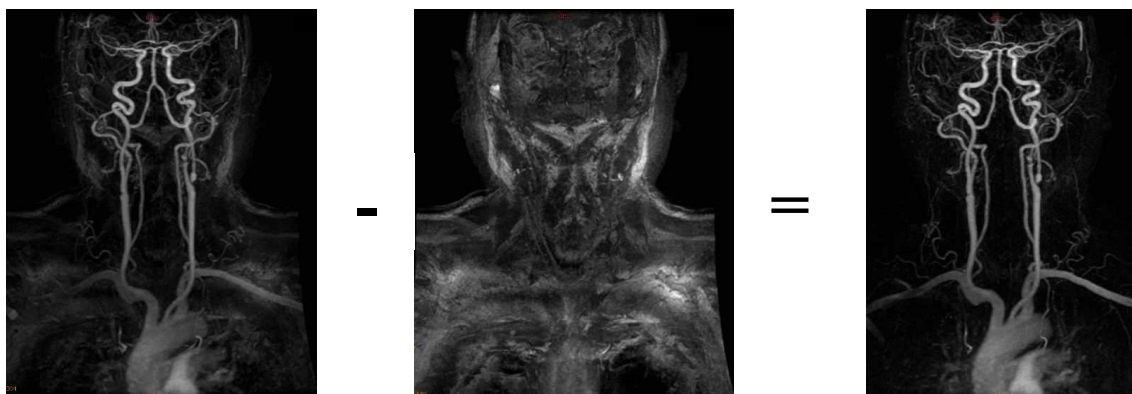
MPR je technika rozšířená především u CT, ale má své místo i v zobrazování magnetickou rezonancí (Obr. 5 b)). Ze souboru 3D dat s přibližně izotropními voxly lze provést 2D rekonstrukce v různých rovinách. Při zpracování MRA se používá k přesnému měření cévního lumen. (20)



*Obr. 5 a) MIP*

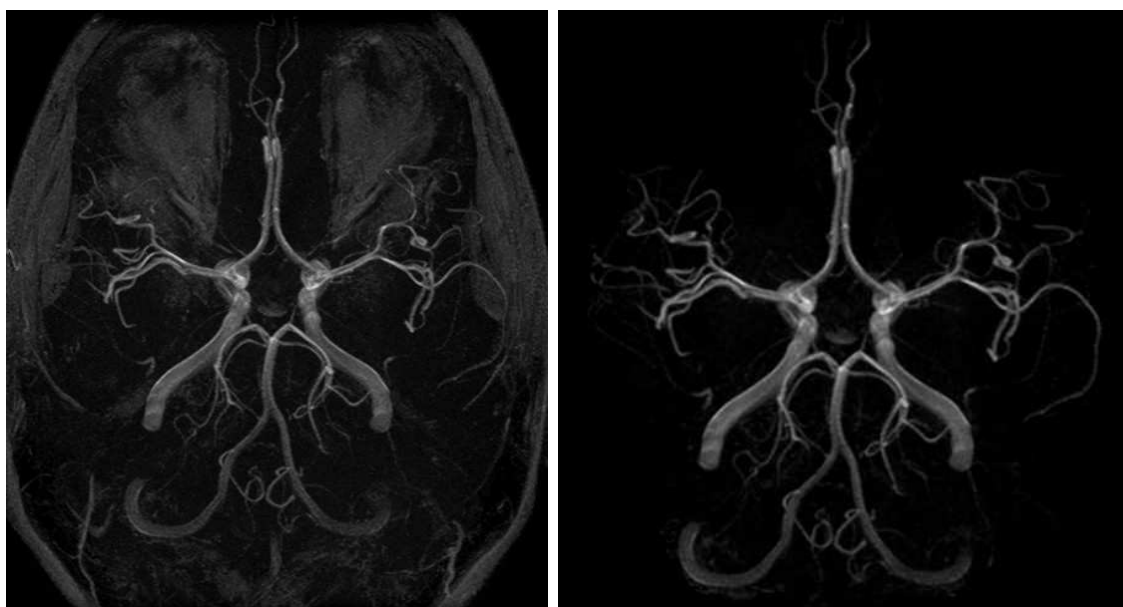
*b) MPR*

V současnosti je stále více obvyklé, že postprocessingové zpracování provádí na pracovní stanici RA asistent. U kontrastních metod MRA začíná zpracování dat nejprve subtrakcí, tzn. odečtením masky od postkontrastní sekvence. (Obr. 6)



*Obr. 6 - Subtrakce*

Následuje manuální odstranění nežádoucích struktur, které zůstaly vlivem nedokonalé subtrakce v důsledku pohybu pacienta v průběhu kontrastního vyšetření cév nebo u TOF MRA vznikly neúplným potlačením signálu statické tkáně (Obr. 7 a), b)).



*Obr. 7 a) původní 3D rekonstrukce*

*b) rekonstrukce po manuálním odstranění nežádoucích struktur pozadí*

K dalším postprocessingovým technikám se řadí SSD (Surface – Shaded Display) a VRT (Volume Rendering Technique).

Technika SSD představuje 3D rekonstrukce povrchových struktur (Obr. 8 a)). První voxel definované tkáně virtuálně odrazí dopadající světlo na svém povrchu, pomocí stínování vzniká prostorový obraz. (3) Je to poměrně jednoduchá a rychlá metoda, jejíž nedostatkem je především fakt, že zobrazuje pouze hranice mezi tkáněmi. To je problém především u tkání, které se postupně prolínají s jinými tkáněmi. (17)

Technika VRT je hybridní rekonstrukce mezi MIP a SSD. (Obr. 8 b)). Jednotlivé tkáně se nadefinují intervalově jako SSD a přiřadí se jim v určité barvě zobrazení typu MIP, přičemž intenzita barvy odpovídá intenzitě signálu zobrazeného objektu. (3)

Vyhodnocování vyšetření provádí lékař na pracovní stanici, která umožňuje vytváření MIP a multiplanárních rekonstrukcí. Je nezbytné, aby lékař prohlédl celý soubor dat ve formě zdrojových obrazů, nelze uzavřít vyšetření pouze na základě postprocessingového zpracování RA asistentem.



*Obr. 8 a) SSD*



*b) VRT*

## **2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY**

Pro radiologické asistenty je obecně stále nedostatek učebních materiálů, v oblasti MRA je literatura dostupná převážně v cizím jazyce. Proto je má práce koncipována tak, aby přispěla k zopakování základních principů MRI a k seznámení s úlohou radiologických asistentů při zobrazování cév pomocí MR.

Cílem mé práce je vytvoření výukového CD pro radiologické asistenty na téma zobrazování cév magnetickou rezonancí, jehož obsah bude možné využít formou přednášky na seminářích.

Vyšetřením cév pomocí magnetické rezonance lze neinvazivní metodou dosáhnout kvalitního zobrazení umožňující následné terapeutické operační výkony.

### 3. METODIKA

Sledovaný soubor tvoří 106 pacientů, kteří měli v období od 1.1. do 31.12. 2007 na pracovišti Multiscan RC Pardubice provedenou MR angiografii tepen dolních končetin (MRA DK). Cílem retrospektivní studie bylo zjistit, kolik pacientů po MRA DK podstoupí terapeutický výkon (cévní operace, PTA) a nakolik je v tom případě dostatečné zobrazení pomocí MR.

MRA DK byly provedeny s použitím periferní vaskulární cívky standardním protokolem na MR přístroji Signa Echospeed 1,5 T firmy GE. Každému pacientovi bylo aplikováno 40 ml 0,5 M paramagnetické kontrastní látky i.v.. Standardní podmínky aplikace k.l. byly zajištěny pomocí automatického injektoru. Všichni pacienti v souboru byli indikováni k vyšetření v rámci Krajské nemocnice Pardubice (KNP).

Endovaskulární intervenční výkony se prováděly na angiografickém pracovišti Krajské nemocnice Pardubice na přístroji GE Advantx LCA, cévní operace na Chirurgické klinice KNP.

Vstupní data o počtu MRA DK jsem získala z databáze našeho pracoviště. U pacientů s vyšetřením MRA DK jsem zjišťovala následné endovaskulární intervenční výkony provedené v KNP. Údaje o počtu cévních operačních výkonů, k jejichž získání jsem neměla přístup, jsem získala ve spolupráci s lékařem.

Podrobná analýza souboru s přehledem následných výkonů je uvedena v tabulce 2.

*Tab. 2 - Podrobná analýza souboru s přehledem následných výkonů*

	pohlaví	věk (roky)	DSA následně po MRA DK	PTA	cévní operace po MRA DK
1.	žena	43			ano
2.	muž	46			ano
3.	žena	47			ano
4.	muž	48	ano	ano	
5.	muž	49	ano	ano	
6.	žena	49			ano
7.	žena	50			
8.	muž	51			

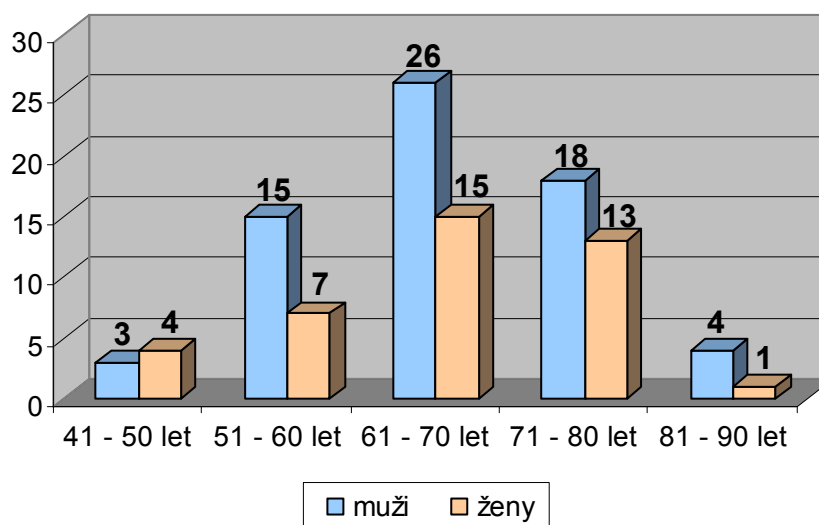
	pohlaví	věk (roky)	DSA následně po MRA DK	PTA	cévní operace po MRA DK
9.	muž	51			
10.	muž	52	ano	ano	
11.	muž	53			ano
12.	žena	53			
13.	žena	54			
14.	muž	54	ano	ano	
15.	muž	55			
16.	muž	55	ano	ano	
17.	muž	56			
18.	muž	56			ano
19.	muž	57			
20.	muž	57			
21.	muž	58			
22.	žena	58			ano
23.	muž	58	ano	ano	
24.	žena	58			
25.	muž	59	ano	ano	
26.	muž	59			
27.	žena	60			
28.	žena	60	ano	ne	
29.	žena	60			ano
30.	muž	61			ano
31.	žena	61			
32.	muž	61	ano	ano	
33.	muž	61			
34.	muž	62	ano	ano	
35.	žena	62			
36.	muž	63	ano	ano	
37.	muž	63	ano	ano	
38.	muž	64			
39.	muž	64			
40.	žena	64	ano	ano	
41.	žena	64			
42.	muž	64	ano	ano	
43.	žena	64			
44.	muž	65	ano	ano	
45.	muž	65			
46.	žena	65	ano	ano	
47.	muž	65	ano	ano	
48.	muž	65			
49.	žena	65			
50.	muž	66			
51.	muž	66	ano	ano	
52.	muž	67			
53.	muž	67			
54.	muž	68			ano
55.	muž	68			
56.	žena	68			ano
57.	muž	68			



	pohlaví	věk (roky)	DSA následně po MRA DK	PTA	cévní operace po MRA DK
58.	žena	68			
59.	žena	68	ano	ano	
60.	žena	69			
61.	muž	69	ano	ano	
62.	muž	69			
63.	žena	69			
64.	žena	69			
65.	muž	69			
66.	žena	69			
67.	žena	69	ano	ano	
68.	muž	70			
69.	muž	70	ano	ano	
70.	muž	70	ano	ano	
71.	muž	71	ano	ne	
72.	muž	71			
73.	žena	71			
74.	muž	71	ano	ano	
75.	žena	72			
76.	muž	72	ano	ano	
77.	žena	72			
78.	muž	72	ano	ano	
79.	muž	73			
80.	žena	74			ano
81.	žena	74			
82.	muž	74			
83.	muž	74			
84.	muž	74	ano	ano	
85.	muž	75			
86.	muž	75	ano	ano	
87.	muž	75			
88.	žena	76	ano	ano	
89.	muž	76			
90.	žena	76			
91.	žena	76	ano	ano	
92.	muž	76			
93.	žena	77			
94.	muž	78	ano	ano	
95.	žena	78			
96.	muž	78			
97.	žena	79			
98.	žena	79			
99.	žena	79			
100.	muž	79			
101.	muž	80	ano	ano	
102.	muž	81			
103.	muž	81			
104.	muž	84	ano	ano	
105.	muž	84	ano	ne	
106.	žena	86			

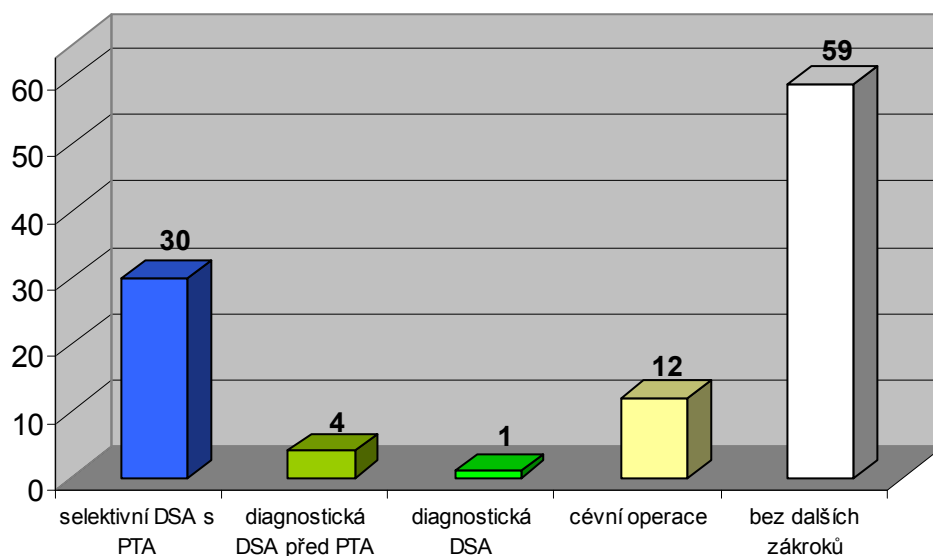
#### 4. VÝSLEDKY

Sledovaný soubor tvoří 106 pacientů ve věku od 43 do 86 let, 66 mužů a 40 žen. Průměrný věk všech pacientů je 66 let, průměrný věk u mužů i u žen je shodně též 66 let. Rozdělení pacientů podle věku je uvedeno v grafu č. 1.



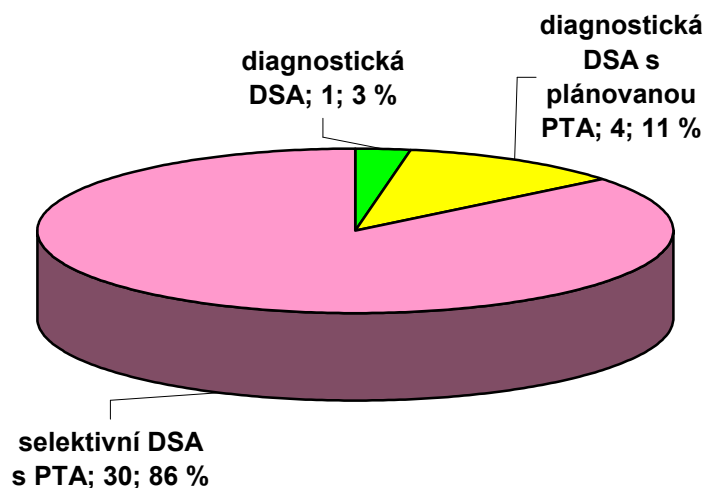
*Graf č. 1 – Věková charakteristika souboru*

Ze 106 pacientů, kteří absolvovali MRA DK, byla u 12 z nich následně provedena cévní operace (11 %), u 30 pacientů byla provedena selektivní DSA s PTA (28 %), u 4 pacientů byla provedena před PTA diagnostická DSA (4 %), u 1 pacienta byla naplánována jen diagnostická DSA (1 %). U 59 pacientů (56 %) nenásledovaly po MRA žádné další výkony. Grafické znázornění uvádí graf č. 2.



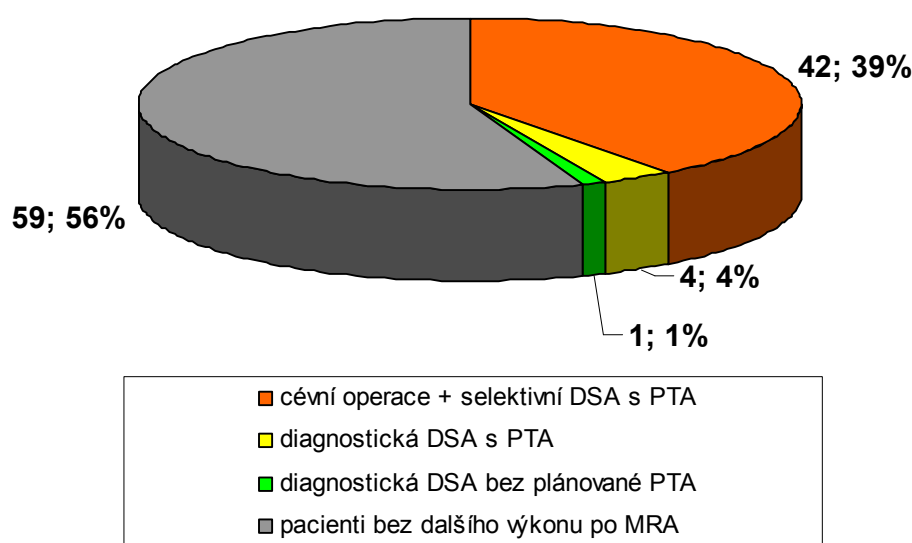
*Graf č. 2 – Přehled počtu pacientů s následnými výkony po MRA DK*

Z celkového počtu 35 DSA provedených po MRA DK bylo 30 selektivních s plánovanou PTA, 4 diagnostické s PTA a 1 diagnostická DSA bez plánovaného výkonu (graf č. 3).



*Graf č. 3 – Rozdělení DSA následujících po MRA DK*

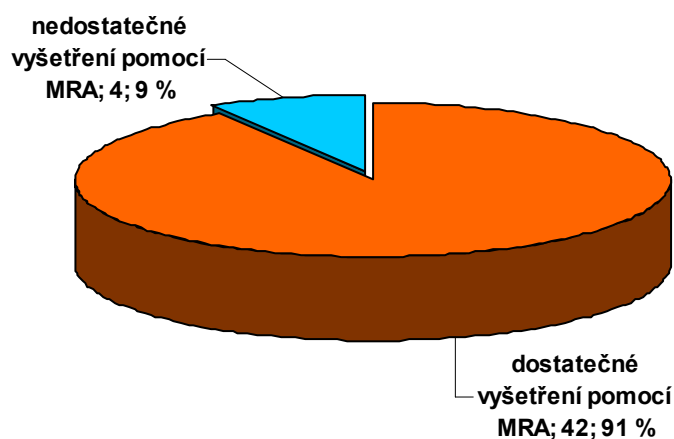
Využití zobrazení k následnému terapeutickému postupu pouze na podkladě MRA vzhledem k celému souboru pacientů znázorňuje graf č. 4. Z výsledků studie vyplývá, že z celkového počtu 106 pacientů vyšetřených pomocí MRA následoval u 42 z nich, tedy u 39 %, terapeutický výkon bez potřeby jiného diagnostického zobrazení. MRA zde byla plně dostačující neinvazivní zobrazovací metodou. Všechny cévně chirurgické výkony byly provedeny jen na podkladě MRA DK. U 4 pacientů, tedy u 4 %, byla provedena po MRA DK ještě diagnostická DSA s následnou PTA. Diagnostická DSA byla provedena u pacientů, u kterých bylo MR vyšetření limitováno především žilní kontaminací. V těchto případech byla MRA DK pro PTA nedostačující. U 1 pacienta (1 %) byla provedena pouze diagnostická DSA se zaměřením na periferii, MRA DK byla vzhledem k žilní kontaminaci nedostačující. U zbylých 59 pacientů (56 %) nenásledoval žádný výkon.



Graf č. 4 – Přehled navazujících výkonů po provedené MRA

Celkem u 46 pacientů byl plánován léčebný výkon. Z hlediska kvality zobrazení tepen dolních končetin pomocí MR pro následné výkony lze na základě výsledků studie konstatovat, že 42 vyšetření MRA DK bylo dostatečných (12 cévních operací a 30 selektivních DSA s PTA). Pouze ve 4 případech byla shledána MR vyšetření jako nedostatečná. (graf č. 5)

U 1 pacienta se provedla jen diagnostická DSA bez plánovaného léčebného výkonu – tento pacient není do grafu č. 5 zahrnut.



*Graf č. 5 – Dostatečnost zobrazení pomocí MRA vzhledem k plánovanému počtu zákroků*

Ze skupiny 46 pacientů indikovaných k terapeutickým výkonům tedy umožnil výsledek MRA u 91 % z nich následné intervenční či operační výkony. U 9 % z těchto pacientů nebyla MRA tepen dolních končetin dostačující a před výkonem byla doplněna diagnostická digitální subtrakční angiografie. Hypotéza, že vyšetřením cév pomocí magnetické rezonance lze neinvazivní cestou dosáhnout kvalitního zobrazení umožňující následné terapeutické operační výkony, tedy byla potvrzena.

## 5. DISKUZE

### 5.1 *Soubor pacientů*

Námi sledovaný soubor tvořilo 106 pacientů, kteří absolvovali vyšetření MRA DK na našem pracovišti (Multiscan RC Pardubice) v období od 1.1. do 31.12. 2007 a kteří byli indikováni k vyšetření z Krajské nemocnice Pardubice (KNP). Celkově podstoupilo v roce 2007 MRA DK 199 pacientů, 93 z nich však bylo k vyšetření odesláno z jiných ambulancí či nemocnic. Další sledování případných následných výkonů u těchto pacientů nebylo možné, proto byl pro statistické zpracování proveden výběr pacientů odeslaných pouze z KNP. Intervenční zákroky na tepnách dolních končetin patří v pardubické nemocnici k nejčastějším, proto byli do souboru cíleně vybráni pacienti s vyšetřením MRA DK.

Nejčastější indikací k provedení MRA DK byla ischemická choroba dolních končetin (ICHDK).

ICHDK je v naší republice z 90 % způsobena obliterující aterosklerózou končetinových tepen. (7)

Průměrný věk nemocných v našem souboru byl 66 let. Vyšetřovaných mužů bylo 1,7 krát více než žen, což je v souladu s literaturou, která uvádí, že muži jsou postiženi aterosklerózou častěji než ženy. (7, 8)

Nejčastěji zjištěným důvodem pro provedení diagnostické DSA po vyšetření cév magnetickou rezonancí byla žilní kontaminace periferních tepen dolních končetin, která bývá nejfrekventovanějším faktorem znehodnocující MRA. Při MRA tepen dolních končetin je třeba zobrazit relativně velký cílový objem v co nejkratším čase, aby byla zachycena pokud možno jen arteriální fáze. MR přístroj, který na našem pracovišti využíváme, neumožňuje tak rychlé náběry dat jako nejmodernější MR přístroje, které jsou v současné době na trhu. Povrchové žíly mohou být v postprocessingu odstraněny, problémem však zůstává kontaminace kontrastní náplní hlubokých žil především v infrapopliteální oblasti.

## 5.2 *Výhody a nevýhody MRA a DSA*

DSA je stále považována za zlatý standard při vyšetřování především aterosklerotických cévních onemocnění, okluzivního onemocnění, chirurgických bypassů a dalších. V současnosti, kdy dochází ke zlepšování MR přístrojů i kontrastních látek, se MR angiografie stávají neinvazivní alternativou k vyšetření pomocí konvenční DSA.

Mezi hlavní výhody kontrastní MRA patří absence ionizujícího záření, rychlost, ambulantní zvládnutí vyšetření a v neposlední řadě jen minimální invazivita - kontrastní látka je aplikována z periferního žilního přístupu. Po aplikaci MR kontrastních látek se vyskytuje mnohem méně alergických reakcí ve srovnání s jódovými kontrastními látkami používaných při DSA. (7)

Úskalím MRA je nižší prostorové rozlišení a vznik artefaktů – dechových, pulzačních nebo ze ztráty signálu v místě turbulence. Známy je také sklon MRA k nadhodnocování nebo podhodnocování některých stenóz. (16)

Hlavní výhodou diagnostické DSA zůstává možnost následného provedení endovaskulárního léčebného výkonu, určitý benefit představuje v současnosti i vyšší rozlišení oproti MRA. K nevýhodám DSA patří ionizující záření, invazivita a zvýšené riziko alergických reakcí po podání kontrastní látky. (7)

## 5.3 *Diagnosticko-terapeutická dostatečnost zobrazení pomocí MRA*

Ve své práci jsem dospěla k výsledku, že ze skupiny 46 pacientů indikovaných k terapeutickým výkonům umožnil výsledek MRA u 91 % z nich následné intervenční či operační výkony bez dalšího diagnostického vyšetřování cévního řečiště. U 9 % z těchto pacientů nebyla MRA tepen dolních končetin dostačující. Nezabývala jsem se porovnáváním diagnostické výtěžnosti MRA a DSA. Toto porovnání lze provádět jen na lékařské úrovni, neboť se hodnotí stenózy zobrazené pomocí MRA a DSA. Níže jsou uvedeny některé studie, které prokázaly možnost využití MRA jako neinvazivní zobrazovací metody se srovnatelným výsledkem jako při využití diagnostické DSA.

#### 5.4 Studie ve světě zabývající se srovnáním diagnostické DSA a MRA

Zahraniční studie zabývající se srovnáváním DSA a MRA ukázaly, že kontrastní MRA mohou v diagnostickém zobrazování periferního cévního řečiště konvenční angiografii nahradit.

V roce 1999 byla uveřejněna v časopise *Radiology* studie s názvem *Stepping-Table Gadolinium-enhanced Digital Subtraction MR Angiography of the Aorta and Lower Extremity Arteries: Preliminary Experience*. Cílem autorů bylo porovnat kontrastní MRA distální aorty a tepen dolních končetin s konvenční DSA u pacientů s okluzivním onemocněním tepen. 20 pacientů podstoupilo obě vyšetření – DSA a MRA. U MRA se data získávala na 1,5 T MR přístroji s využitím automatického posunu stolu, což umožnilo po sobě jdoucí snímání dat 3 vyšetřovaných úseků na jeden nástřik k.l.. V porovnání s konvenční DSA podle nálezu 2 nezávislých lékařů měla MR senzitivitu u nevýznamné stenózy ( $\leq 50\%$ ) 81 %, u významné stenózy 89 %. Specificita byla 91 %, respektive 95 %. U uzávěru byla senzitivita 94 % a specificita 97 %. Autoři prokázali, že uvedená metoda kontrastní MRA má vysokou přesnost v porovnání s DSA u pacientů s okluzivním onemocněním tepen a umožní poskytnout neinvazivní alternativu k DSA. (9)

V roce 2001 vyšla v časopise *Journal of Vascular and Interventional Radiology* studie na téma *Contrast-enhanced Moving-Table MR angiography: Prospective Comparison to Catheter Arteriography for Treatment Planning in Peripheral Arterial Occlusive Disease*. Cílem autorů této studie bylo porovnat kontrastní MRA a DSA pro plánování endovaskulární a chirurgické léčby u pacientů s obliterujícím onemocněním periferních tepen. Do studie bylo zahrnuto celkem 13 pacientů, kteří podstoupili těsně před plánovanou DSA kontrastní MR angiografií. U MRA se data získávala na 1,5 T MR přístroji s využitím automatického posunu stolu, prováděla se nativní maska 3 zobrazovaných úseků a postkontrastní skeny po aplikaci 40 ml k.l.. DSA se prováděla okamžitě po MRA. Obrazy získané pomocí MRA byly hodnoceny cévním chirurgem společně s cévním radiologem ještě před obrazy získanými pomocí DSA. Cévní chirurg tedy pouze na základě MRA naplánoval léčbu. Poté byla



naplánována konečná léčba na základě výsledků DSA. Následně léčba stanovená na základě MRA byla porovnána s konečnou léčbou založenou na podkladě DSA. Výsledky ukázaly, že plány léčby založené na MRA se v 10 případech ze 13 (77 %) shodovaly s plánem léčby založeným na DSA. Autoři této studie došli k závěru, že MRA se jeví jako vhodná alternativa k DSA v plánování endovaskulární a chirurgické léčby u vybraných pacientů s obliterujícím onemocněním periferních tepen, ale jsou zapotřebí ještě další studie, které by tento závěr dále potvrdily. (13)

### **5.5 Studie v ČR zabývající se srovnáním diagnostické DSA a MRA**

Studie, která by srovnávala výsledky diagnostické MRA a DSA tepen dolních končetin, u nás dosud nebyla provedena.

V roce 2003 však vyšla v České radiologii práce na téma *MR angiografie ledvinných tepen: srovnání s intraarteriální DSA*. Cílem této práce bylo zjistit, zda MRA dokáže vyloučit či potvrdit zúžení ledvinné tepny, rozeznat přídatné ledvinné tepny, případně může-li pomoci při plánování PTA ledvinné tepny. Ve studii byla hodnocena skupina 12 nemocných, u kterých byla v odstupu 3 týdnů provedena současně MRA i DSA ledvinných tepen. MRA byla provedena na přístroji Magnetom Vision 1,5 T firmy Siemens s použitím kontrastní látky Pro-Hance nebo Multi-Hance (Altana Pharma). DSA byla prováděna na přístroji Multistar (Siemens) intraarteriálním vstříkem kontrastní látky, v případě pozitivního nálezu byla ihned provedena PTA. Výsledek byl takový, že MRA prokázala zúžení ledvinné tepny > 50 % u 12 ledvinných tepen, DSA potvrdila tuto diagnózu u 8 tepen. V případě, že byla MRA negativní ve všech případech, byla negativní i DSA. Senzitivita MRA je 100 %, specificita 83,3 %, negativně prediktivní hodnota MRA (ve smyslu vyloučení významné stenózy) je 100 %. MRA i DSA shodně zobrazily dvě přídatné ledvinné tepny. Autoři studie došli k závěru, že MRA je vhodnou metodou k potvrzení či vyloučení stenózy ledvinné tepny, a v případě, že je MRA negativní, lze stenózu vyloučit a není třeba pokračovat invazivnějšími vyšetřeními. (12)

Další studie s názvem *Kontrastní MR angiografie s použitím paralelních akvizičních technik v diagnostice stenózy renální tepny* byla zveřejněna v České radiologii v roce 2007. Cílem autorů v této studii bylo stanovení diagnostické výtěžnosti kontrastní MRA s použitím paralelních akvizičních technik v diagnostice stenózy renálních tepen. Paralelní akviziční techniky jsou techniky umožňující výrazné zvýšení geometrického rozlišení v rámci daného akvizičního času. Celkem bylo vyšetřeno 70 pacientů s podezřením na stenózu renální tepny. Vyšetření probíhala na MR přístroji Magnetom Symphony Maestro Class 1,5 T s použitím array cívek. Za hemodynamicky významnou byla považována stenóza 60 % a více. MRA byla prováděna vždy před DSA. Výsledky byly porovnávány s nálezem na DSA. Senzitivita MRA v detekci hemodynamicky významné stenózy ledvinné tepny byla 92 %, specificita 95 %. Autoři dospěli k závěru, že kontrastní MRA s vysokým geometrickým rozlišením poskytuje dostatečnou senzitivitu a specificitu v diagnostice hemodynamicky významné stenózy renálních tepen. DSA by proto měla být indikována pro cílené terapeutické výkony u pacientů s prokázanou stenózou renální tepny. (16)

## 6. ZÁVĚR

Angiografie prováděné pomocí MR v současné době zaujímají (a s pokračujícím rozvojem MR přístrojů i MR kontrastních látek jistě budou zaujímat i v budoucnu) přední místo v zobrazování cévního řečiště. Již nyní z výsledků mnoha studií plyne, že MRA je neinvazivní diagnostická metoda, která umožní dostatečně kvalitní zobrazení cévního řečiště bez zátěže pacienta ionizujícím zářením a může tak nahradit diagnostickou invazivní digitální subtrakční angiografií. Je tedy nezbytné, aby RA asistenti obsluhující přístroje magnetické rezonance bezpečně ovládali vyšetřovací postupy při MRA a tím se vyvarovali zbytečných chyb znehodnocujících vyšetření.

Ve své bakalářské práci jsem se snažila shrnout základní informace o MRA včetně uvedení základních principů MRI tak, aby radiologičtí asistenti mohli získat ucelený přehled o této metodě. Četné prameny popisující MRA jsou stále dostupné převážně v cizích jazycích, což komplikuje snahu radiologických asistentů věnovat tomuto druhu vyšetření pozornost. Věřím, že výukové CD, které je součástí mé práce a které může být využito jako přednáška na semináři pro RA asistenty, umožní MR angiografiím snáze porozumět.

## 7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. Burgener F. A., Meyers S. P., Tan R. K., Zaunbauer W.. *Differential Diagnosis in Magnetic Resonance Imaging*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2002. 654 s. ISBN 3-13-108121-X
2. Čihák, R.. *Anatomie 3*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 1997. 672 s. ISBN 80-7169-140-2
3. Ferda J., Novák M., Kreuzberg B.. *Výpočetní tomografie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2002. 663 s. ISBN 80-7262-172-6
4. Goyen M.. *MR Angiography with Blood Pool Agents*. Altenburg, 2006. 228 s.
5. Heřman M., Bučil J.. *Kontraindikace MR vyšetření*. Česká radiologie. Praha: 2002, vol. 56, no. 6, s. 339 - 343. ISSN 1210-7883
6. Higgins Ch. B., De Roos A.. *Cardiovascular MRI and MRA*. 1. vydání. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 496 s. ISBN 0-7817-3482-7
7. Krajina A., Peregrin J. H. a kol.. *Intervenční radiologie – Miniinvazivní terapie*. 1. vydání. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. 836 s. ISBN 80-86703-08-8
8. Manning W. J., Pennell D. J.. *Cardiovascular Magnetic Resonance*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2002. 742 s. ISBN 0-443-07519-0
9. Meaney J. F. M., Ridgway J. P., Chakraverty S. et al.. *Stepping-Table Gadolinium-enhanced Digital Subtraction MR Angiography of the Aorta and Lower Extremity Arteries: Preliminary Experience*. <http://radiology.rsna.org/cgi/content/full/211/1/59> 28. únor 2008
10. Nagel E., Van Rossum A. C., Fleck E.. *Cardiovascular Magnetic Resonance*. 1. vydání. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 2004. 302 s. ISBN 3-7985-1402-X
11. *Parallel imaging*. <http://www.e-mri.org/parallel-imaging/introduction.html> 12. března 2008
12. Peregrin J. H., Tintěra J., Fendrych P.. *MR angiografie ledvinných tepen: srovnání s intraarteriální DSA*. <http://www.clsjep.cz/ukazclanek2.asp?clanek=14704&cislo=905> 29. únor 2008

13. Reid S. K., Pagan-Marin H. R., Menzoian J. O. et al.. *Contrast-enhanced Moving-Table MR angiography: Prospective Comparison to Catheter Arteriography for Treatment Planning in Peripheral Arterial Occlusive Disease*. <http://www.jvir.org/article/PIIS1051044307614018/fulltext> 18. březen 2008.
14. Reimer P., Parizel P. M., Stichnoth F.-A.. *Clinical MR Imaging - A Practical Approach*. 2. vydání. Heidelberg: Springer-Verlag, 2003. 598 s. ISBN 3-540-43467-4
15. Seidl Z., Vaněčková M.. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2007. 320 s. ISBN 978-80-247-1106-5
16. Slanina M., Žižka J., Klzo L. a kol.. *Kontrastní MR angiografie s použitím paralelních akvizčních technik v diagnostice stenózy renální tepny*. [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701\\_20.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701_20.pdf) 29. únor 2008
17. Stark D. D., Bradley W. G., Jr.. *Magnetic Resonance Imaging – Volume One*. 2. vydání. St. Louis: Mosby – Year Book, Inc., 1992. 1268 s. ISBN 0-8016-4930-7
18. SÚKL. *Kontrastní látky obsahující gadolinium, nefrogenní systémová fibróza a kontraindikace podání u pacientů se závažným poškozením ledvin (aktualizace)*. [http://www.sukl.cz/download/cs01dulupoz/2007/gadolin\\_informace20070514.rtf](http://www.sukl.cz/download/cs01dulupoz/2007/gadolin_informace20070514.rtf) 28. leden 2008
19. Válek, V., Žižka, J.. *Moderní diagnostické metody: Magnetická rezonance*. 1. vydání. Brno: IDVPZ Brno, 1996. 45 s. ISBN 80-7013-225-6
20. Vymazal J.. *Cardiovascular MRI: Angiography and Perfusion Studies with 1 molar Gadolinium-Based Contrast Agent*. 1. vydání. Praha: MEDCOR Europe Publisher, 2004. 125 s. ISBN 80-902678-9-0

## **8. KLÍČOVÁ SLOVA**

Digitální subtrakční angiografie

Magnetická rezonance

MR angiografie

Perkutánní transluminální angioplastika

Radiologický asistent

## 9. PŘÍLOHY

Příloha č. 1 – Výukové CD na téma **Úloha radiologického asistenta při MR angiografiích** ve vytištěné podobě, včetně závěrečného testu

### Úloha radiologického asistenta při MR angiografiích

Pavla Zběhlíková  
MUDr. Ludovít Klzo

#### OBSAH

[Základní fyzikální principy MRI](#)  
[Hardware a základní vyšetřovací sekvence](#)  
[MR angiografie](#)  
[Protokoly užívané při MRA](#)  
[Postprocessing MRA](#)  
[Artefakty při MRA](#)  
[Závěrečný testík](#)

#### Základní principy MRI

- pro MR zobrazování se využívají jádra s lichým nukleonovým číslem
- v medicíně je k tvorbě obrazů nejčastěji využíván signál z jádra atomu vodíku
- díky rotaci protonu kolem vlastní osy – **spin** - vytváří proton ve svém okolí magnetické pole
- vektorový součet všech spinů v malém objemu je vektor magnetizace M

#### Základní principy MRI Larmorova frekvence

- kromě spinu vykazují protony ve vnějším magnetickém poli další druh pohybu – **precesi**, kdy rotující vektor magnetického momentu protonu sám ještě krouží kolem pomyslné osy
- frekvence precesního pohybu  $\omega_0$  - **Larmorova frekvence** - závisí na magnetických vlastnostech daného atomového jádra (na gyromagnetickém poměru  $\gamma$  - je konstantní pro konkrétní typ atomu) a na intenzitě vnějšího magnetického pole  $B_0$  (3)
- $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$

#### Základní principy MRI

- složky vektoru magnetizace:
  - podélná složka
  - příčná složka
- aby bylo možné změřit velikost vektoru tkáňové magnetizace, který je orientován podélně s průběhem síločar vnějšího magnetu a tudíž jej nelze v mohutném magnetickém poli vnějšího magnetu rozeznat, je nutné změnit orientaci tohoto vektoru v prostoru. (4)

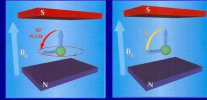
#### Základní principy MRI Aplikace RF pulsu

- změny orientace vektoru se docílí dodáním energie protonům ve formě elektromagnetického impulsu s frekvencí, která je totožná s Larmorovou frekvencí, aby byly protony schopny energii elektromagnetického vlnění přijmout
- RF puls je aplikován RF cívkou, která také měří signál způsobený příčnou složkou magnetizace
- kromě dodání energie má RF puls další efekt – protony začnou vykonávat precesi synchronně. (4)



### Základní principy MRI Relaxační proces – $T_1$

- po skončení elektromagnetického impulsu dochází k **relaxaci** – návratu celého systému z vybuzeného do původního stavu. Vektor podélné tkáňové magnetizace nabývá postupně zpět svoji původní velikost (podélná relaxace). Časová konstanta určující, jak rychle v dané tkáni tento proces probíhá, se označuje  $T_1$ .



### Základní principy MRI Relaxační proces - $T_2$

- přerušeni elektromagnetického signálu má za následek zrušení synchronizačního efektu pohybu protonů, takže společně s vlivem drobných nehomogenit v magnetickém poli MR magnetu a vlivem slabých magnetických polí vznikajících v okolní tkáni dochází k postupné ztrátě přičné magnetizace až do jejího úplného vymizení.
- rychlost tohoto děje popisuje příčný relaxační čas  $T_2$ , jehož velikost závisí na chemické struktuře zkoumané tkáně. (4)

### Hardware pro MRI RF cívky

- volumové (volume coils)** - vysílají i přijímají elektromagnetické signály, jsou pevnou součástí MR, tzv. whole body coil – celotělová cívka.
- vyrovnávací (shim coils)** – vyrovnávají nehomogenity v magnetickém poli MR magnetu, jsou pevnou součástí MR.
- gradientové cívky (gradient coils)** - vytvářejí přídatná magnetická pole, během vyšetření se pohybují vůči svým ukotvením a jsou proto zdrojem hluku; jsou pevnou součástí MR.

### Hardware pro MRI RF cívky

- povrchové (surface coils)** – přikládají se přímo k vyšetřované části těla (př. hlavová cívka, páteřní cívka), přijímají signály z vyšetřovaných tkání. Čím jsou blíže k vyšetřované tkáni → lepší poměr signál/šum → lepší kvalita zobrazení. Pro současné zobrazení velké části těla - phased array coils (PA) - registrují signály z několika samostatných cívek. Výsledný obraz je rekonstruován z tolika segmentů, kolik cívek bylo zapojeno. (4)

### Základní principy MRI Vznik obrazu

- obrazy magnetické rezonance jsou rekonstruovány použitím algoritmu Fourierovy transformace pro identifikaci lokalizace MR signálu z různých oblastí vyšetřované části těla.
- MR obraz je 2D rovina rozdělená mřížkou na pixely.
- každý obraz může být rozložen do mnoha vlnových křivek o různých frekvencích a orientacích. Dvourozměrná matice čísel nazývaná **K-prostor** obsahuje váhový faktor pro každou z těchto křivek.
- centrální oblast K-prostoru s nízkými hodnotami prostorové frekvence odpovídá za kontrast a tvar MR obrazu.
- periferní část K-prostoru s vysokými hodnotami prostorové frekvence kóduje jemné detaily.

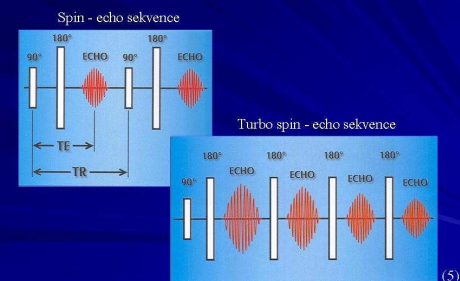
### Základní sekvence Spinové echo

- skládá se z  $90^\circ$  pulsu, který je za určitou dobu (obecně je označována  $TE/2$ ) následován  $180^\circ$  pulsem, od něhož se za přesně stejnou dobu získá na přijímacím zařízení silný signál – echo. Sečtením obou časů  $TE/2$  se získá výsledný čas  $TE$  (Time to Echo) – čas do ozvěny. Interval mezi dvěma sousedními  $90^\circ$  pulsy se označuje  $TR$  (Time to Repeat) a jeho délka ovlivňuje také výsledné vážení obrazu.
- Turbo – spin echo sekvence (Fast – spin echo) je rychlejší verze spin - echo sekvence,  $90^\circ$  je následován sérií  $180^\circ$  pulsů, které poskytují několik ech.

### Hardware pro MRI Magnety

- permanentní magnety** - nižší intenzity magnetického pole (do 0,3 T) → nižší výsledný signál MR obrazu → nižší rozlišovací schopnost.
- supravodivé magnety** – mají vysokou rozlišovací schopnost. Nutné - chladičí zařízení, které udržuje teplotu chladičích médií nezbytného pro udržení magnetu v supravodivém stavu. Intenzita magnetického pole přístrojů používaných v klinické praxi se pohybuje v rozmezí 0,5 – 3 T.
- odporové magnety (elektromagnety)** - intenzity magnetického pole do 0,4 T. Velká spotřeba elektrické energie. Jsou v současnosti využívány nejméně.

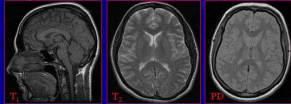
### Základní sekvence Spinové echo





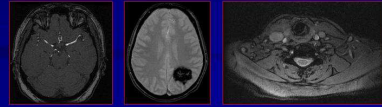
### Základní sekvence Spinové echo – základní používané obrazy

- $T_1$  vážené obrazy - získány pomocí krátkého intervalu TR s krátkým časem TE (TR 400 - 650 ms, TE 10 - 20 ms).
- $T_2$  vážené obrazy - získány při dlouhém intervalu TR s dlouhým časem TE (TR  $\geq$  2000 ms, TE 80 - 120 ms).
- obrazy vážené podle protonové hustoty (PD) - vyjadřují, v jakém množství jsou v jednotlivých tkáních zastoupeny protony. Interval TR je dlouhý, interval TE krátký (TR 2000 ms, TE 10 - 20 ms).



### Základní sekvence Gradientní echo – využití a výhody

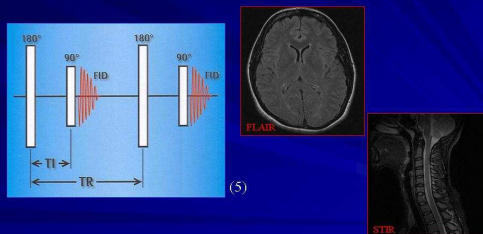
- základ všech technik MR angiografie
- detekce susceptibilních degradačních produktů hemoglobinu (detekce krvácení)
- nižší náchylnost k pulzačním artefaktům
- díky velké rychlosti možnost použití 3D techniky s tenkými vrstvami



### Základní sekvence Inversion recovery

- využívá odlišné pořadí pulsů oproti spin – echo sekvenci. Po nově vřazeném preparačním  $180^\circ$  pulsu následuje  $90^\circ$  puls a ten je pak již stejně jako u sekvence spinového echa následován dalším  $180^\circ$  pulsem.
- časový interval mezi preparačními  $180^\circ$  pulsy se označuje opět jako TR, interval mezi  $180^\circ$  a  $90^\circ$  pulsem se značí TI (Inversion Time).
- FLAIR, STIR

### Základní sekvence Inversion recovery



### MR ANGIOGRAFIE (MRA) Výhody ve srovnání s klasickou AG

- ambulantně prováděné vyšetření
- neinvazivní, v některých případech jen nativní vyšetření
- absence ionizujícího záření
- minimum alergických komplikací po podání k.l. ve srovnání s jodovými k.l. při rtg vyšetřeních
- možnost prohlížení cév v libovolných projekcích

### MR ANGIOGRAFIE (MRA) Nevýhody ve srovnání s klasickou AG

- horší prostorové rozlišení
- diagnostická metoda bez možnosti následného intravaskulárního výkonu
- nutnost postprocessingu

### Základní sekvence Gradientní echo

- je vyšetřovací sekvence, kde je  $90^\circ$  excitační puls nahrazen pulsem s nižší energií vedoucí k menšímu sklonu magnetizace a  $180^\circ$  puls je nahrazen přidatným magnetickým gradientem.
- přidatné magnetické pole způsobí rychlejší ztrátu synchronního pohybu protonů, tím dojde k úbytku příčné magnetizace. Vzápětí je gradient aplikován znovu, ovšem s opačnou orientací, takže dojde znovu k synchronizaci precese protonů a k nárůstu příčné magnetizace až k maximu, které se registruje jako MR signál.

### Přístrojové vybavení pro MRA

- MR přístroj (v prezentaci jsou použity MR obrazy získané přístrojem GE Signa 1,5 T Echospeed)
- povrchové cívký
- injektor
- pracovní stanice pro postprocessing

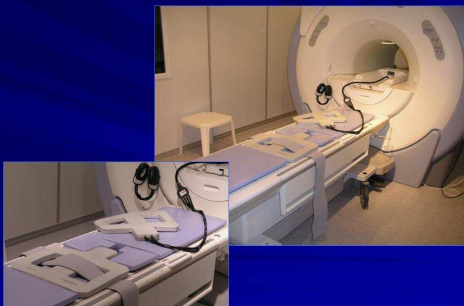
### Hlavová cívka



### NVPA cívka



### TORSO PA cívka



### Periferní vaskulární PA cívka



### Kontraindikace MR

#### Absolutní

- kardiostimulátor, elektronické implantáty
- aneuryzmatické cévní svorky z feromagnetického materiálu
- cizí kovová tělesa v hlavě či v oku

#### Relativní

- stenty
- žilní filtry
- kloubní náhrady
- náhrady srdečních chlopní

### Kontraindikace MR

#### Bezpečné je vyšetření pacientů, kteří mají v těle:

- kovové materiály uvedené v relativních kontraindikacích více jak 6 týdnů po implantaci
- kovové materiály, u nichž je písemně doložena jejich MR kompatibilita
- nitroděložní tělíska
- nesnímatelná zubní ortodontická rovnátka
- tetování, piercing (pozor: riziko termického poškození)

### Druhy MR angiografií

#### Nekontrastní metody

- Time of Flight (TOF)
- Phase-contrast (PC)

#### Kontrastní metody

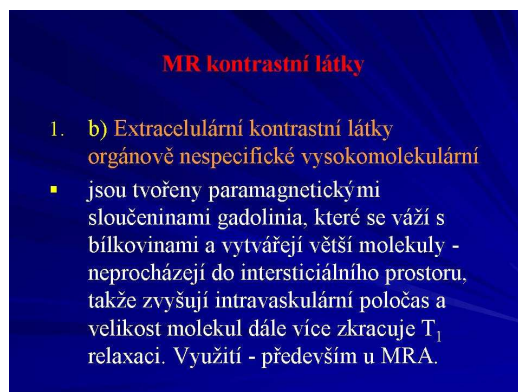
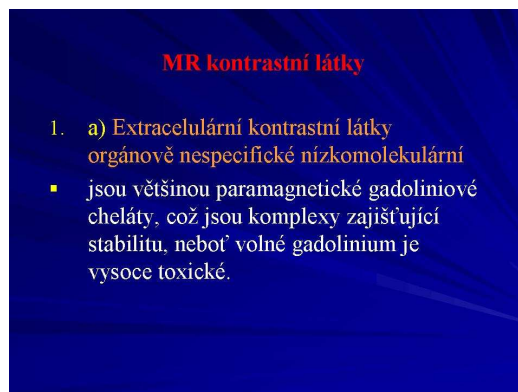
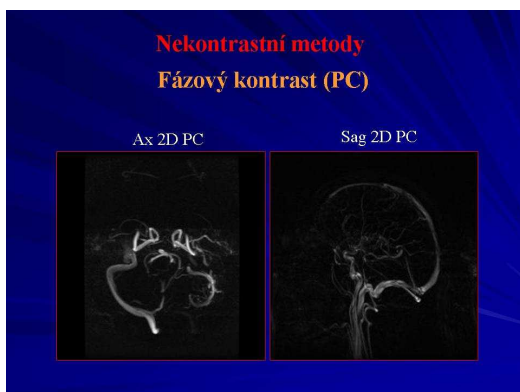
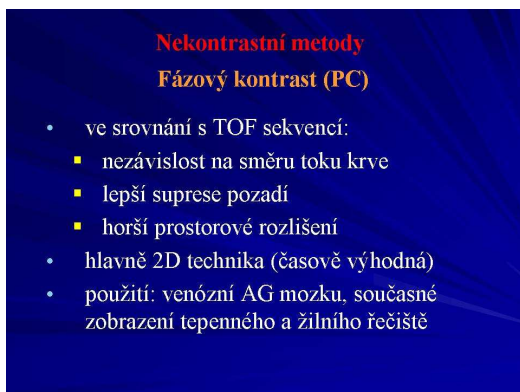
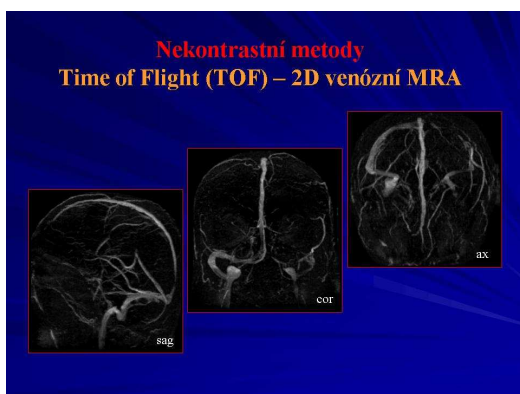
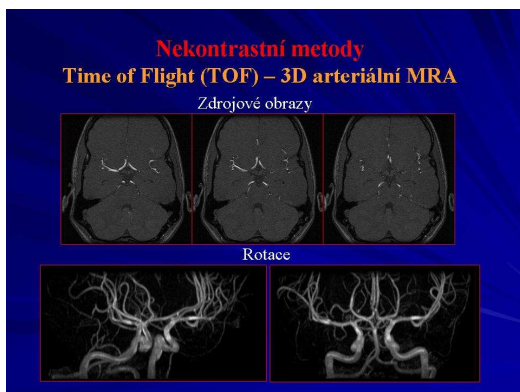
- Contrast-Enhanced MRA (CE-MRA)

### Nekontrastní metody

#### Time of Flight (TOF)

- stacionární tkáň ve vyšetřované vrstvě částečně saturována → nízký signál
- pohybující se tkáň (přitékající krev) nesaturována → vysoký signál
- 3D technika (arteriální angiografie mozku)
- 2D technika (venózní angiografie mozku)





### MR kontrastní látky

2. Intracelulární orgánově specifické kontrastní látky
  - paramagnetické látky, které jsou vychytávány hepatocyty a zobrazují normální jaterní tkáň.
  - superparamagnetické látky, které jsou vychytávány Kupferovými buňkami a buňkami lymfatického systému.

### Příprava pacienta k MRA

- seznámení pacienta s vyšetřením
- vyplnění dotazníku o přítomnosti kovů v těle pacienta
- před kontrastní MRA zavedení flexily
- správné uložení pacienta do povrchové cívky
- ke snížení hluku podat ucpávky do uší

### Faktory ovlivňující kvalitu zobrazení

- správné uložení pacienta
- volba vhodného protokolu
- anatomicky přesná lokalizace řezů nebo slabů (vyšetřovaný objem)
- správné načasování spuštění postkontrastní sekvence
- postprocessingové zpracování MR vyšetření

### Protokoly užívané při MRA MRA intrakraniálních tepen

- pacient uložen v hlavové cívce

#### Schéma standardního protokolu MRA:

- 3-pl T2\* FGRE S (toposcan)
- Ax 3D TOF – SPGR, 1 slab (1 skupina řezů, nikoliv jednotlivé řezy)
- Postprocessing

### Protokoly užívané při MRA Venózní intrakraniální MRA

- pacient uložen v hlavové cívce

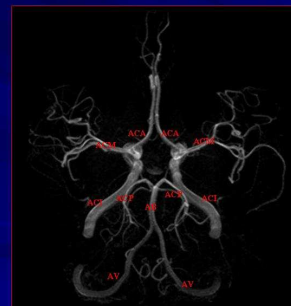
#### Schéma standardního protokolu MRA:

- 3-pl T2\* FGRE S (toposcan)
- Cor 2D TOF – V SPGR S (jednotlivé řezy plánované koronárně)
- Postprocessing

### Protokoly užívané při MRA MRA intrakraniálních tepen - plánování

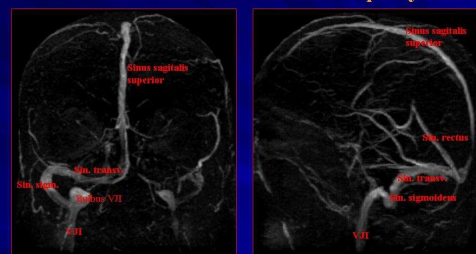


### Stručná MR anatomie – Willisův okruh



- AB – arteria basilaris
- ACA – arteria cerebri anterior
- ACI – arteria carotis interna
- ACM – arteria cerebri media
- ACP – arteria cerebri posterior
- AV – arteria vertebralis

### Stručná MR anatomie – žilní splavy



VJI – vena jugularis interna



## Protokoly užívané při MRA MRA extrakraniálních tepen

- pacient uložen v NVPA cívice

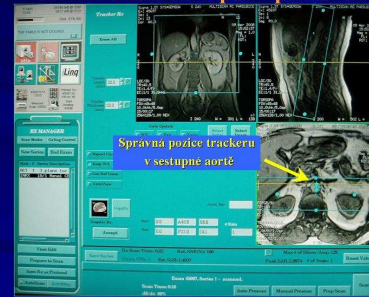
### Schéma standardního protokolu MRA:

- 3-pl T2\* FGRE S (toposcan)
- Cor CE-MRA nativ (maska)
- Cor CE-MRA Smart Prep (vložení trackeru do oblouku aorty pro detekci k.l.)
- Postprocessing

## Protokoly užívané při MRA MRA extrakraniálních tepen - plánování



## Protokoly užívané při MRA MRA renálních tepen - plánování



## Protokoly užívané při MRA MRA tepen dolních končetin

- pacient uložen v PV (periferní vaskulární) cívice, sekvence TOP se zadržným dechem

### Schéma standardního protokolu MRA:

- 3-pl T2\* FGRE S - TOP, MID, BOT (toposcany) + Fast TOF loc - TOP, MID (rychlé TOF sekvence pro zajištění správné anatomické lokalizace slabů)
- Cor CE-MRA nativ - TOP, MID, BOT (maska)
- Cor CE-MRA Smart Prep - TOP, MID, BOT (vložení trackeru do abdominální aorty pro detekci k.l.)
- Postprocessing

## Stručná MR anatomie – extrakraniální tepny



- AA – arcus aortae
- AB – arteria basilaris
- ACC – arteria carotis communis
- ACE – arteria carotis externa
- ACI – arteria carotis interna
- AS – arteria subclavia
- AV – arteria vertebralis
- TB – truncus brachiocephalicus

## Protokoly užívané při MRA MRA tepen dolních končetin - plánování



## Protokoly užívané při MRA MRA renálních tepen

- pacient uložen v TORSEO PA cívice, jednotlivé sekvence se zadržným dechem

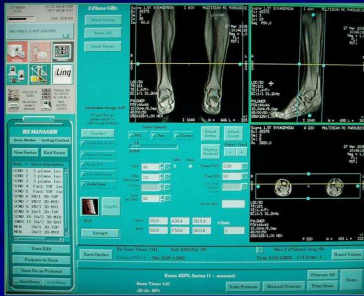
### Schéma standardního protokolu MRA:

- 3-pl T2\* FGRE S (toposcan)
- Cor CE-MRA nativ (maska)
- Cor CE-MRA Smart Prep (tracker do abdominální aorty pro detekci k.l.)
- Postprocessing

## Protokoly užívané při MRA MRA tepen dolních končetin - plánování

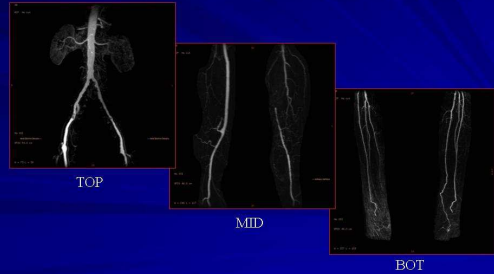


## Protokoly užívané při MRA MRA tepen dolních končetin - plánování

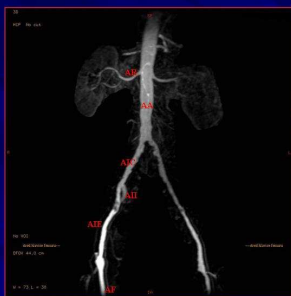


## Kontrastní metody

Výsledné obrázky správného načasování postkontrastních sekvencí u MRA tepen dolních končetin



## Stručná MR anatomie – AG DK



AA – aorta abdominalis  
AF – arteria femoralis  
AIC – arteria iliaca communis  
AIE – arteria iliaca externa  
AII – arteria iliaca interna  
AR – arteria renalis

## Kontrastní metody

### Problémy

- předčasný náběh dat
- žilní kontaminace



## Stručná MR anatomie – AG DK



AF – arteria femoralis  
AP – arteria poplitea  
APF – arteria profunda femoris

## Postprocessing Techniky

- MIP (Maximum Intensity Projection)
- MPR (Multiplanar reconstruction)
- SSD (Surface - Shaded Display)
- VRT (Volume Rendering Technique)

## Stručná MR anatomie – AG DK

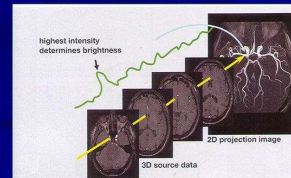


AFI – arteria fibularis  
ATA – arteria tibialis anterior  
ATP – arteria tibialis posterior

## Postprocessing Techniky - MIP

- nejrozšířenější algoritmus užívaný pro zpracování MRA souborem 3D dat je promítnut paprsek, který porovnává intenzity v jednotlivých voxelích, nejvyšší nalezená intenzita je přiřazena příslušnému voxelu v 2D rovině

(3)





### Postprocessing Techniky - MIP

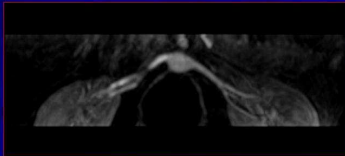


### Postprocessing Subtrakce



### Postprocessing Techniky - MPR

- při zpracování MRA se používá k přesnému měření cévního lumen (5)
- ze souboru 3D dat s přibližně izotropními voxly lze provést 2D rekonstrukce v různých rovinách



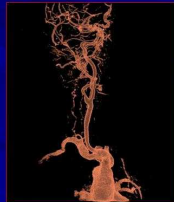
### Postprocessing Manuální odstranění nežádoucích struktur

Obraz bez postprocessingu      Obraz po ořezu nežádoucích struktur



### Postprocessing Techniky - SSD

- představuje 3D rekonstrukce povrchových struktur
- první voxel definované tkáně virtuálně odráží dopadající světlo na svém povrchu, pomocí stínování vzniká prostorový obraz. (2)



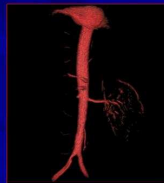
### Postprocessing Manuální odstranění nežádoucích struktur

Subtrahovaný obraz      Subtrahovaný obraz + ořez



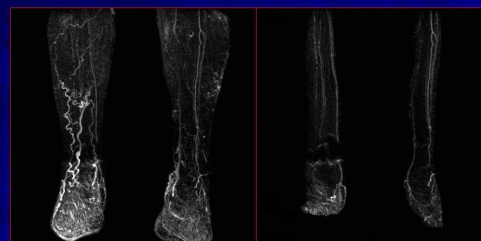
### Postprocessing Techniky - VRT

- hybridní rekonstrukce mezi MIP a SSD
- jednotlivé tkáně se nadefinují intervalově jako SSD a přiřadí se jim v určité barvě zobrazení typu MIP, přičemž intenzita barvy odpovídá intenzitě signálu zobrazeného objektu. (2)



### Postprocessing Manuální odstranění nežádoucích struktur

Obraz po subtrakci      Obraz po subtrakci a ořezu

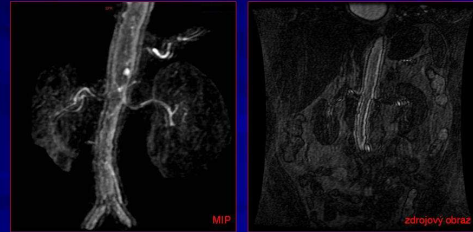


### Artefakty při MRA

- metalické artefakty
- pohybové artefakty
- ringing artefakt
- artefakty vzniklé v důsledku špatného plánování slabu

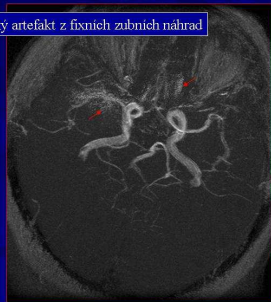
### Artefakty při MRA

ringing artefakt (předčasný naběr postkontrastních dat) + dechový artefakt



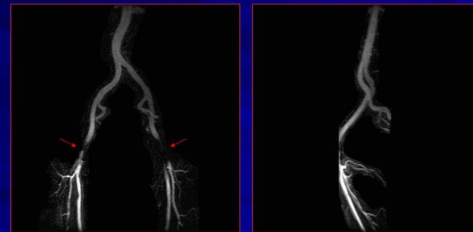
### Artefakty při MRA

metalický artefakt z fixních zubních náhrad



### Artefakty při MRA

artefakty vzniklé v důsledku špatného plánování slabu – imitují uzávěr, v bočné projekci je zjevné „vyběhnutí“ cév ze slabu



### Artefakty při MRA

metalický artefakt ze šroubů v hlezenném kloubu



### Použitá literatura

1. Čihák, R. Anatomie 3. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 1997. 672 s. ISBN 80-7169-140-2
2. Ferda J., Novák M., Kreuzberg B. Výpočetní tomografie. 1. vydání. Praha: Galén, 2002. 663 s. ISBN 80-7262-172-6
3. Goyen M. MR Angiography with Blood Pool Agents. Altenburg, 2006. 228 s.
4. Válek, V., Žižka, J. Moderní diagnostické metody: Magnetická rezonance. 1. vydání. Brno: IDVPZ, Brno, 1996. 45 s. ISBN 80-7013-225-6
5. Vymazal J. Cardiovascular MRI: Angiography and Perfusion Studies with 1 molar Gadolinium-Based Contrast Agent. 1. vydání. Praha: MEDCOR Europe Publisher, 2004. 125 s. ISBN 80-902678-9-0

### Artefakty při MRA

pohybové artefakty



### ZÁVĚREČNÝ TESTÍK





1 Pro zobrazení magnetickou rezonancí lze využít

- pouze atomová jádra se sudým nukleonovým číslem
- pouze atomová jádra s lichým nukleonovým číslem
- nezáleží na nukleonovém čísle

2 Larmorova frekvence

- je nepřímo úměrná magnetickému poli
- je přímo úměrná magnetickému poli
- nezávisí na magnetickém poli

3 Radiofrekvenční puls

- dodává protonům energii s frekvencí vyšší než Larmorova frekvence
- nemá synchronizační efekt
- je aplikován RF cívkou

4 Za kontrast a tvar MR obrazu odpovídá

- centrální oblast K-prostoru
- periferní část K-prostoru
- nerozlišuje se

5 Nejčastěji využívané magnety pro MR v klinické praxi jsou

- supravodivé
- permanentní
- odporové

6 Zdrojem hluku při MR vyšetření jsou

- vyrovnávací cívky
- phased array cívky
- gradientové cívky

7 Pacienta, který udává přítomnost kovu v orbitě přibližně půl roku

- lze bez obav vyšetřit
- nelze vyšetřit
- lze vyšetřit po řádném poučení

8 Výhodou fázového kontrastu ve srovnání s metodou TOF je

- lepší prostorové rozlišení
- nezávislost na směru toku krve
- krátký čas vyšetření u 3D techniky

9 Pro MRA se používají sekvence

- spinového echa
- inversion recovery
- gradientního echa

10 MR kontrastní látky

- zkracují relaxační časy
- prodlužují relaxační časy
- nemají vliv na relaxační časy

11 Pro vyšetření extrakraniálních tepen se nejčastěji používá technika

- 2D TOF
- CE-MRA
- 3D TOF

12 Nejčastější technikou zpracování MRA je

- SSD
- VRT
- MIP

13 Současné kvalitní zobrazení velkého objemu pacienta umožňují

- volumové cívky
- phased array cívky
- vyrovnávací cívky

14 Výhodou 3D technik je

- krátký akviziční čas
- možnost vytváření obrazových rekonstrukcí v libovolných rovinách
- potlačení signálu pozadí

Vyhodnocení