

Současné možnosti a perspektivy magnetické rezonance v kardiologii

Jan Kohoutek¹, Jaroslav Tintěra²

¹Klinika kardiologie IKEM Praha

²Základna radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM Praha

Přehledný článek pojednává o technických a klinických aspektech diagnostiky magnetické rezonance (MR) v kardiologii. Popisuje technologii jednotlivých metodik MR vyšetření a možnosti jejich klinických aplikací. Autoři vycházejí z literárních údajů i vlastních zkušeností.

Klíčová slova: magnetická rezonance, echokardiografie, ischemická choroba srdeční, viabilita myokardu.

CONCURRENTLY SCOPE AND PERSPECTIVE MAGNETIC RESONANCE IN CARDIOLOGY

The comprehensive article dissertates about technical and clinical aspects of MR diagnostics in cardiology. It describes technology of each methodology of MR investigation and eventuality of their clinical application. The article is based on the available information and authors' experience.

Key words: magnetic resonance, echocardiography, ischaemic heart disease, myocardial viability.

Interv Akut Kardiolog 2003;2:30–36

Úvod

Rychlý rozvoj technologie MR diagnostiky v posledních letech stále více rozšiřuje spektrum jejích možných aplikací v kardiologii. Neinvazivní charakter vyšetření a vysoká kvalita zobrazení jsou hlavními výhodami této metody. Jedním z úkolů současné kardiologie je využití obrovského potenciálu, který MR nabízí.

1. Základní morfologické zobrazení

Magnetická rezonance poskytuje velmi široké množství obrazových informací, základní a vždy důležité je však kvalitní zobrazení srdeční morfologie. Výhodou MR je, že orientace vrstev zobrazení není, na rozdíl od CT, ničím limitována (většina vyšetření se provádí ve standardních rovinách dlouhé a krátké osy srdeční) a také vzdálenost vyšetřované oblasti od povrchu těla, na rozdíl od echokardiografie, není důležitá. Naopak největším problémem zobrazení srdce metodou MR je eliminace artefaktů způsobených pohybem srdce a prouděním krve během měření obrazů. Pro taková morfologická zobrazení se používají speciálně upravené měřicí sekvence spinového echa (SE) (přesněji řečeno turbo SE), které jsou vždy při měření synchronizovány se signálem EKG a navíc vybaveny technikou potlačení signálu proudící krve (prostorovou presaturací párem radiofrekvenčních pulzů). Výsledkem by měly být obrazy s nulovým signálem krve v srdečních dutinách a proto je tato metoda také nazývána metodou „tmavé krve“. Sekvence s krátkým časem echa TE (TE 8–15 ms) poskytují T1-vážené obrazy, při TE 50–80 ms dostaneme T2-vážené obrazy (T1 a T2 jsou relaxační konstanty vodíkových jader ve tkáni). Zvláště T2-vážené obrazy mohou být velmi užitečné, neboť jsou schopny i nativně zobrazit patologii ve stěně myokardu či srdeční dutině. V případě této techniky měříme vždy jednu nebo více vrstev, ale

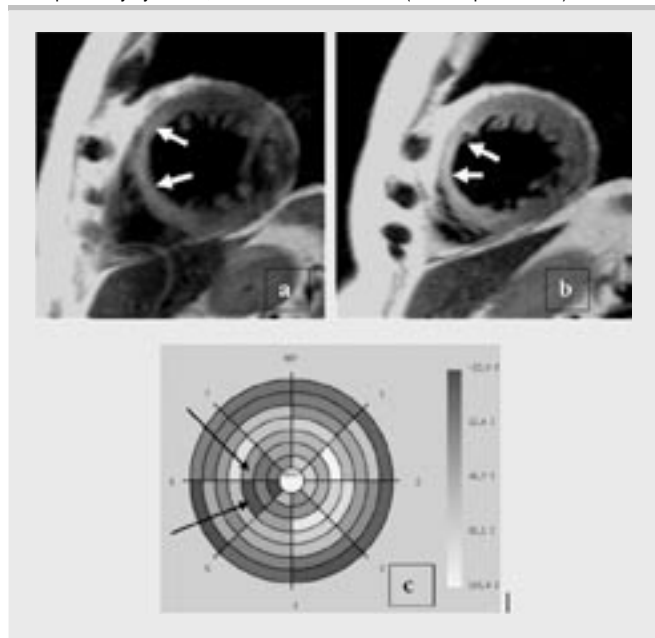
zachytíme pouze jeden určitý vybraný časový okamžik srdečního cyklu.

Základní morfologické vyšetření srdečních struktur je velkým přínosem v diagnostice onemocnění hrudní aorty, vrozených srdečních vad a intrakardiálních nebo parakardiálních útvarů. Klinické studie prokázaly vyšší přesnost MR zobrazení u aortální disekce ve srovnání s TEE (transesofageální echokardiografie) i CT⁽¹⁾ (počítačová tomografie). V diagnostice onemocnění hrudní aorty lze dále MR využít k zobrazení pravých a nepravých aneuryzmat, paraaortálních abscesů a koarktací. Velkou výhodou je možnost četných opakování vyšetření, kterou využíváme k monitorování vývoje aneuryzmat a k pooperačnímu sledování. U vrozených srdečních vad umožňuje morfologické zobrazení přesnou orientaci v anatomické situaci a je užitečným doplňkem echokardiografického vyšetření zejména u dospívajících a dospělých pacientů. U parakardiálních a intrakardiálních útvarů morfologické MR vyšetření přesně zobrazí jejich lokalizaci, velikost, rozsah a vztah k okolním strukturám. Z intenzity signálu (nativně a po aplikaci kontrastní látky) lze do jisté míry usuzovat i na histologický charakter útvaru.

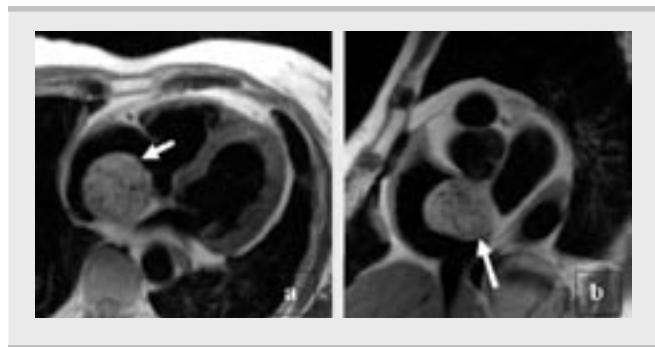
U ischemické choroby srdeční a kardiomyopatií mají větší význam níže popsané dynamické a perfuzní studie, i když i morfologická úroveň je přínosná, poskytuje přesný obraz o tvaru a tloušťce srdeční stěny, a částečně i o jejím složení. U hypertrofické kardiomyopatie lze takto hodnotit rozsah a lokalizaci hypertrofie s větší přesností než při echokardiografickém vyšetření. Aneuryzmata a tuková infiltrace stěny pravé komory jsou charakteristické pro arytmogenní dysplazii pravé komory (ARVD), nižší intenzita signálu na T2-vážených obrazech je typická pro hemochromatózu, granulomatózní charakter tkáně pro sarkoidózu. Ložiska poinfarktové nekrózy a ložiska zánětlivé infiltrace u myokarditidy mívají (v závislosti na stáří) na T2-vážených obrazech vyšší intenzitu signálu (obrázek 1).

Na obrázku 1 je ukázán T2-vážený obraz 14 dnů starého infarktu myokardu a obrázek 2 demonstruje myxom v pravé síni sekvencemi SE (sedimentace erytrocytů).

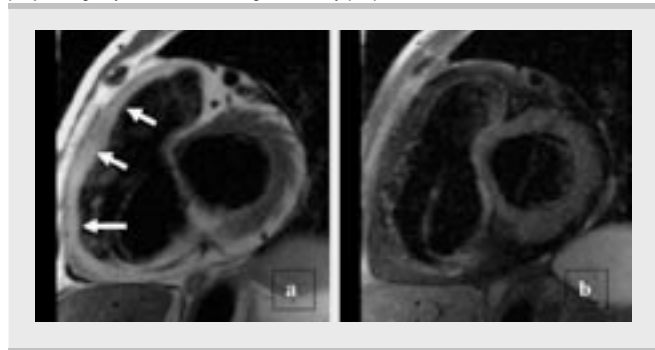
Obrázek 1. Obraz 14 dnů starého infarktu myokardu na T2-vážených MR obrazech: a), b) oblast zvýšeného signálu myokardu a ztenčení stěny LK ve dvou sousedních vrstvách (bílé šipky). Na obrázku c) je vidět změna relativní tloušťky stěny v end-diastole (ED) a end-systole (ES), kde jednotlivá mezikruží reprezentují vrstvy od báze k apexu. Je vidět, že v segmentech 5 a 6 v blízkosti apexu je relativní zesílení stěny v ES menší než 10 % (černé šipky), zatímco v ostatních segmentech stejná vrstva je přes 30 %. EF u této pacientky byla 43 %, EDV 157 ml a ESV 90 ml (měřeno pomocí MR)



Obrázek 2. Obraz myxomu na T2-vážených obrazech SE a) v dlouhé a b) krátké ose srdeční



Obrázek 3. Obraz ARVD na a) T2-váženém obraze a b) T2-váženém obraze s potlačením signálu tuku v krátké ose srdeční. Je vidět, rozšířená stěna mírně dilatované pravé komory, obsahuje silnou tukovou složku (šipky), což se právě projeví logickým zeslabením signálu stěny při potlačení tuku



Specifický význam může mít zobrazení tuku. Jednou ze základních charakteristik onemocnění ARVD je právě tuková degenerace stěny pravé komory. MR dává možnost jasně odlišit tukovou tkáň od svaloviny a tím významně přispět ke kvalifikaci tohoto onemocnění. Příklad pacienta s ARVD je ukázán na obrázku 3.

Specifická intenzita zobrazení perikardu umožňuje hodnotit jeho tloušťku, což můžeme využít v diagnostice konstriktivní perikarditidy. Kalcium není prostřednictvím MR zobrazitelné (neobsahuje vodíková jádra), proto současnou metodou volby hodnocení perikardiálních kalcifikací je CT.

2. Hemodynamické funkce, kinetika stěny

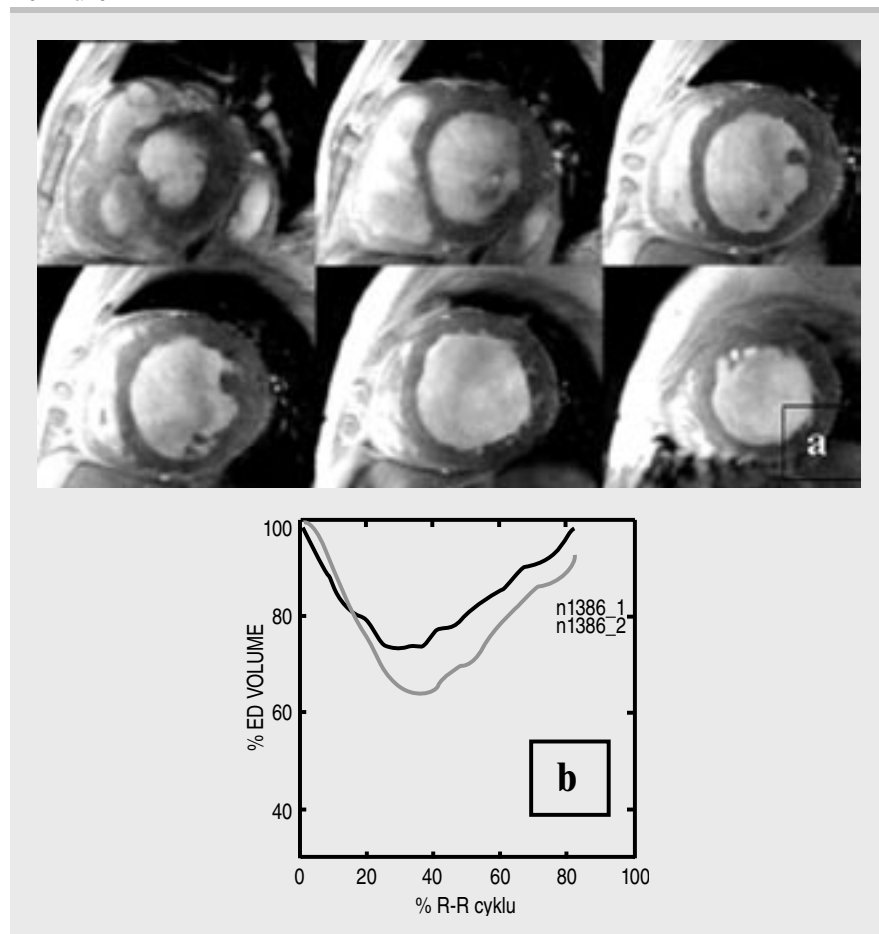
Na rozdíl od sekvencí SE („tmavá krev“) je sekvence gradientního echa (GE) používána pro dynamická funkční měření (cine) a na těchto obrazech je naopak signál proudící krve vyšší než signál komorových a síňových stěn („světlá krev“). Tato technika se používá k zobrazení časových fází srdce během svého cyklu. Při jednom měření, kdy pacient zadrží dech (trvání závisí na délce R-R, běžně 12–20 s), je měřena jedna prostorová vrstva, ale typicky 15–21 srdečních fází s časovým rozlišením 30–50 ms. Časová série obrazů umožňuje kvalitativně posoudit kinetiku stěn, odhadnout ejekční frakci (EF) a také stažlivost stěny (změnu tloušťky) během cyklu. Při těchto funkčních vyšetřeních může být za velmi rozumný čas zobrazen celý objem obou srdečních komor v téměř celém průběhu srdečního cyklu (obvykle 10–13 měření, kdy každé zobrazí kinetiku jedné vrstvy a trvá 12–20 s). Segmentace celkového okamžitého objemu levé komory (LK) umožňuje stanovit relativně přesně end-systolický objem (ESV) a end-diastolický objem (EDV), EF, tepový objem („stroke volume“) a také kvantifikovat změnu tloušťky myokardu během srdečního cyklu. Vyšetření s farmakologickou zátěží (dobutamin) můžeme využít k hodnocení viability nebo ischemie myokardu obdobně jako při echokardiografickém vyšetření, a to s vyšší senzitivitou i specifitou⁽²⁾.

Podle našich měření opakovatelnosti na zdravých dobrovolnících a také v souladu s literárními údaji lze sledovat změny EF již od přibližně 2 % (maximální rozdíl stanovení EF při opakovaném vyhodnocení stejného subjektu byl 1,7 %), chyba ve stanovení absolutních objemů se pohybuje do 8–10 %. Autoři práce⁽³⁾ uvádějí dokonce intra-observer variabilitu stanovení objemu LK 3,5 % a inter-observer variabilitu 5,2 %. Vzhledem k vysoké přesnosti a tedy i vysoké reprodukovatelnosti vyšetření lze hodnotit časový vývoj remodelace levé komory opět s vyšší přesností než skýtá echokardiografické nebo radioizotopové vyšetření⁽⁴⁾. Metoda MR zobrazování se proto využívá pro testování účinku nových farmaceutických preparátů na objemy a ejekční frakci levé komory u pacientů s dilatací a systolickou dysfunkcí levé komory. Díky lepší přesnosti MR ve srovnání s ostatními metodami je tak k průkazu změn třeba daleko menšího počtu subjektů: Práce⁽⁵⁾ například ukazuje, že k prokázání změny hmoty myokardu o 10 g na hladině statistické významnosti 0,05 je třeba vyšetřit 505 pacientů pomocí echokardiografického vyšetření nebo 14 pomocí MR.

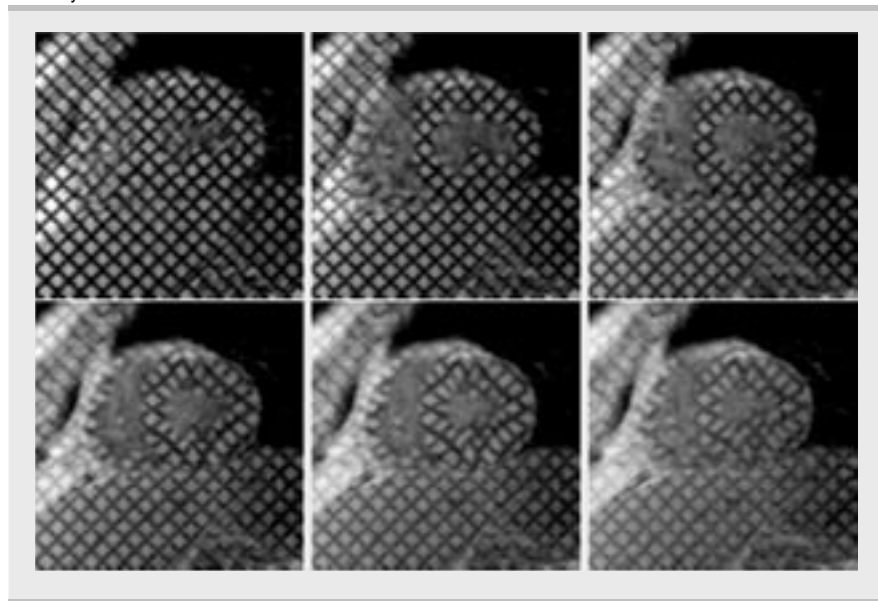
Naopak bohužel nelze vždy očekávat dobrou shodu s echokardiografií. Naše data srovnávající EF stanovenou (subjektivně) pomocí echokardiografického vyšetření a pomocí MR

neprokázala statisticky významnou korelaci obou metod (počet subjektů 31, standardní odchylka 9,3 %, $p=0,22$) a tento výsledek není v protikladu se závěry práce⁽⁶⁾.

Obrázek 4. Šest vybraných řezů v krátké srdeční ose v end-diastole u pacienta s chronickou srdeční chorobou a extrémní dilatací LK (EDV byl 480 ml). 4b) ukazuje změnu objemové křivky u jiného pacienta (změna je normována na EDV) během šesti měsíců, kdy došlo ke zvýšení EF z 28 % na 36 % a zároveň poklesu ESV ze 113 ml na 75 ml



Obrázek 5. Zobrazení pnutí ve stěně myokardu metodou SPAMM. Každý z šesti vybraných obrazů je posunut o časový interval 80 ms



Na druhé straně je však nutno zdůraznit, že zpracování relativně velkého počtu naměřených obrazů (obvykle více než 200) stojí čas (kolem 40 minut na vyšetření) a to samozřejmě zatím posunuje metodu do oblasti spíše výzkumu než denní klinické rutiny (odhlédnuto od ceny takového vyšetření ve srovnání s echokardiografickým vyšetřením).

Obrázek 4 ukazuje šest vybraných řezů v krátké srdeční ose v end-diastole u pacienta s chronickou srdeční chorobou a příklad změny objemové křivky LK u jiného pacienta.

Tloušťku stěny LK a její změnu mezi ED a ES je možno posoudit také segmentací dynamických měření sekvencí GE, výsledek pak bývá zobrazen ve formě grafu (obrázek 1c). Takto lze však hodnotit pouze vnější rozměry stěny (kontury), nikoli však posoudit pohybové pnutí uvnitř stěny. Sekvence GE však může být doplněna o přípravnou sérii několika radio-frekvenčních pulzů, které způsobí definovanou prostorovou modulaci signálu tak, že v obraze vznikne ortogonální mříž s nulovým signálem (metoda SPAMM: SPAtial Modulation of Magnetization). Deformace této mříže a zejména posun průsečíků umožňují odhadnout posun svalových vláken uvnitř myokardu (pnutí) tak, jak to ukazuje obrázek 5. Je-li k dispozici vhodný software, který automaticky registruje přemístění průsečíků mříže v čase, je možno přímo rekonstruovat vektory posunu svalových vláken a tedy pnutí ve svalovině.

3. Zobrazení a měření průtoku

Dynamická funkční měření lze také využít ke kvalitativnímu posouzení charakteru proudění krve a tím zobrazovat např. arteficiální turbulence při chlopenních vadách. Turbulentní proudění způsobí pokles až ztrátu signálu v tomto místě a tento „jet“ efekt pak umožňuje snadnou detekci chlopenní vady. Obrázek 6 demonstuje regurgitaci na aortální chlopni.

Jednoduchým rozšířením sekvence GE o tzv. rychlost-kódující gradientní pulz lze přímo měřit a kvantifikovat rychlost proudění. Tato technika se jmenuje metoda fázového kontrastu (rychlost proudění je kódována do změny fáze

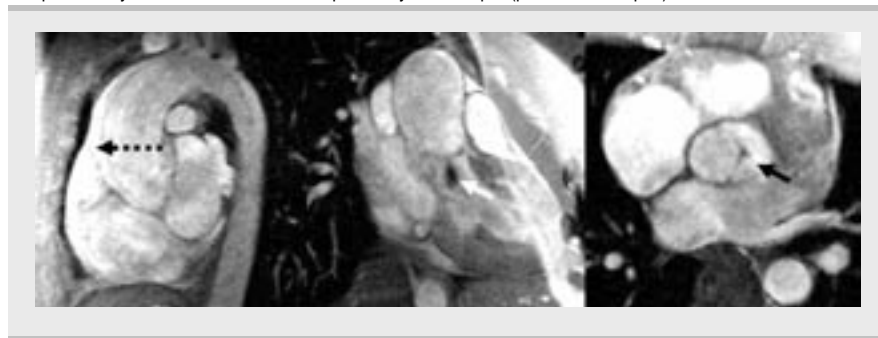
signálu MR) a jednoduchým vyhodnocením fázových obrazů lze získat relativně přesnou hodnotu okamžité rychlosti toku krve během srdečního cyklu (s chybou do 15 %). Při použití této metody pro měření toku v cévách na srdci a okolí však již musíme volit kompromis mezi výsledným prostorovým a časovým rozlišením, při zajištění akceptovatelné kvality měření omezované fyziologickými pohyby pacienta (měření je třeba přizpůsobit pulzaci srdce a také omezit dobu měření na zadržení dechu, či použít jinou metodu korekce pohybových artefaktů). Proto je celkem běžné měřit rychlost proudění ve velkých cévách (aorta, plicní žíly ap.), avšak kvantifikace

průtoku v koronárních tepnách již není ani zdaleka triviální. Zřejmě rozumnou dolní hranici měřitelného průměru je příklad koronárního by-passu. Obrázek 7 ukazuje neobvyklý průběh rychlosti naměřené v aortě, kdy je možno pozorovat retrográdní proud v oblasti B během ES.

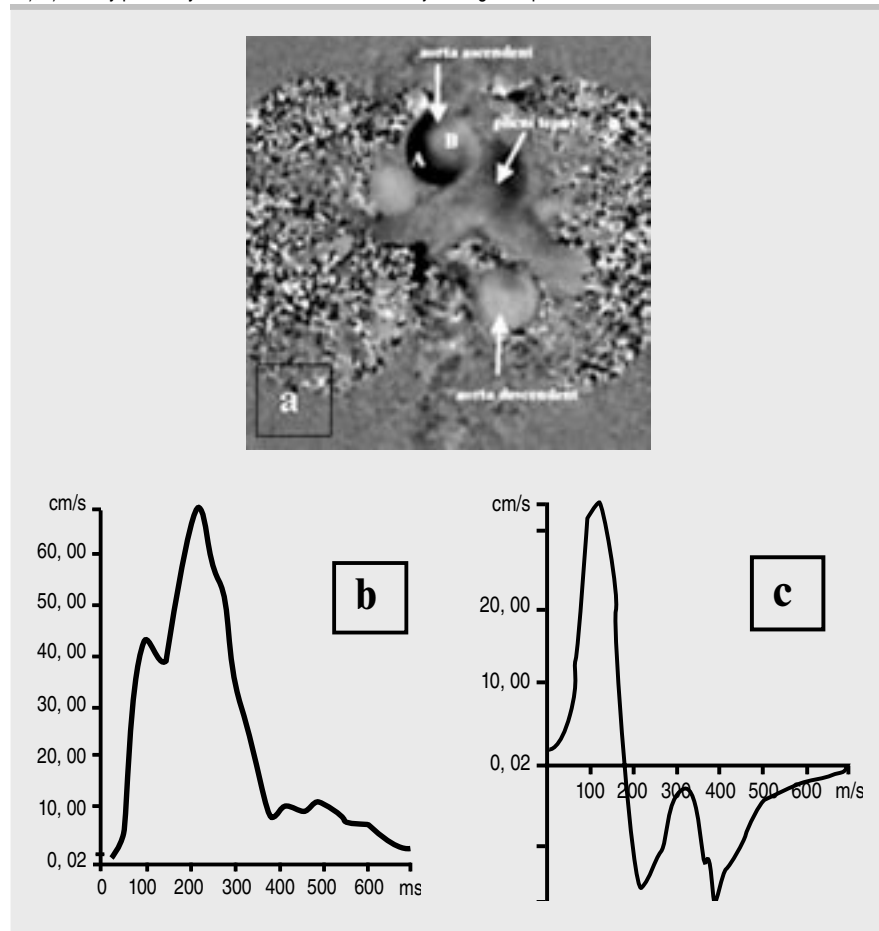
Měřením regurgitačních objemů v aortě a plicnici je možné kvantifikovat aortální a plicnicovou regurgitaci, ke kvantifikaci AV regurgitací je vzhledem k variabilitě směru regurgitačního jetu přesnější odpočet objemu systolického výdeje od objemu diastolického plnění levé komory. U stenotických vad využíváme měření vrcholové průtokové rychlosti, ze které obdobně

jako při echokardiografickém vyšetření získáme výpočtem transvalvulární gradient (Bernoulliho rovnici). Většina prací popisuje poměrně dobrou korelaci mezi MR a echokardiografickou kvantifikací chlopenních vad⁽⁷⁾. Vzhledem k větším zkušenostem a širší dostupnosti v této oblasti stále dominuje echokardiografické vyšetření, jehož alternativou může být MR. Průtoková kvantifikace dále umožňuje hodnocení levo-pravých zkratků, koarktace aorty, diastolické funkce levé komory prostřednictvím diastolického průtoku mitrálním a trikuspidálním ústím, průtoku většími cévami včetně koronárních by-passů.

Obrázek 6. Pohled na aortální chlopeň ve třech různých orientacích a jedné vybrané fázi srdečního cyklu (vybráno z 21 dynamických obrazů). Regurgitace se projevuje „jet“ efektem (plné šipky) a dále je vidět důsledek chlopenní vady v rozšíření kalibru vzestupné aorty nad chlopní (přerušovaná šipka)



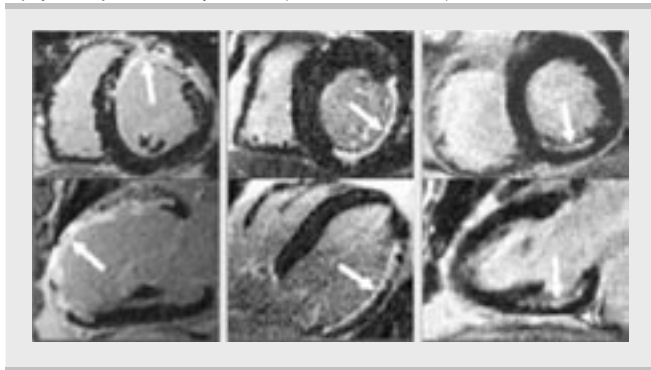
Obrázek 7. Měření rychlosti proudění v aortě pomocí metody fázového kontrastu: a) fázový obraz v axiální orientaci s průřezem vzestupné a sestupné aorty, b) časový průběh rychlosti během srdečního cyklu v oblasti A (na obrázku 7a), c) časový průběh rychlosti v oblasti B dokumentuje retrográdní proudění během ES



4. Viabilita myokardu

Jako viabilní myokard lze označit srdeční sval s reverzibilní poruchou kontraktility. K obnově mechanické funkce dochází spontánně (omráčený myokard) nebo po revaskularizaci (hibernující myokard). Význam hodnocení viability myokardu je nesporný a do značné míry určuje vztah mezi léčebným postupem a prognózou pacienta⁽⁸⁾. Současné možnosti detekce viabilního myokardu jsou však zatíženy různě velkou chybou. Jako zlatý standard je označována FDG-PET (pozitronová emisní tomografie s použitím fluorodeoxyglukózy). Princip této metody je nejbližší definici viabilního myokardu jako myokardu živého (akumulace FDG v buňkách se zachovaným metabolismem). Výhodou FDG-PET je vysoká senzitivita (85–90 %) i specifita (70–75 %), nevýhodou je její nízká dostupnost. U dostupnější SPECT (jednofotonová emisní počítačová tomografie) bývá uváděna obdobná senzitivita, ale nižší specifita (65–70 %), u dobutaminového echokardiografického vyšetření naopak vyšší specifita (80–85 %), ale nižší senzitivita (75–80 %). Společnou nevýhodou scintigrafických metod je radiační zátěž pacienta, nevýhodou echokardiografické-

Obrázek 8. Neviabilní myokard zobrazen na pozdně kontrastních MR obrazech. Šípky ukazují místa zachycení k. l. („late enhancement“)



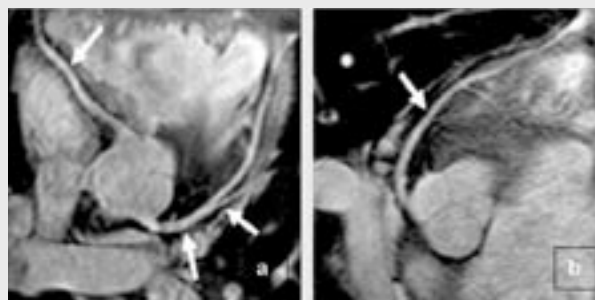
ho vyšetření je transesofageální přístup a obtížná kvantifikace pro nedostatečnou kvalitu zobrazení.

Hodnocení viability prostřednictvím MR vyšetření je možné dvěma způsoby. První z nich využívá schopnost viabilního myokardu zlepšit funkci v důsledku inotropní stimulace. Princip je stejný jako u dobutaminové echokardiografie, vyšší kvalita zobrazení MR však umožňuje přesnější kvantifikaci a zvyšuje senzitivitu i specifitu vyšetření⁽²⁾.

Druhý způsob hodnocení viability MR využívá přímé měření perfuze pomocí MR. Studium perfuze myokardu se provádí téměř výhradně s použitím kontrastní látky (k. l.), i když je možno nalézt publikované studie, které se snaží využít k posouzení perfuze nativně měřený poměr oxy/deoxy hemoglobin (BOLD efekt). Obvyklá metodika perfuzních MR měření se skládá ze dvou částí: V té první je současně s aplikací k. l. prováděno dynamické (opakované) měření s časovým rozlišením kolem 1–2 s, aby byla zobrazena změna signálu, způsobená nárůstem koncentrace k. l. při prvním průchodu kapilárami myokardu („first pass“), druhá část perfuzního měření probíhá až 15–20 minut po aplikaci k. l. („late enhancement“) a jsou již měřeny „statické“ obrazy jednotlivých prostorových vrstev sekvencí GE (segmentovaný FLASH se selektivním potlačením signálu normálního myokardu).

Paramagnetická k. l. způsobuje zkrácení obou relaxačních konstant T1 i T2, což znamená zvýšení signálu při použití T1 vážené sekvence. Ta je použita v pozdní fázi měření, zatímco při použití T2 vážené sekvence, a to je případ prvního průchodu – dojde ke snížení signálu s rostoucí koncentrací k. l. Charakter křivky poklesu signálu při průchodu k. l. tedy odráží koncentraci k. l. v objemu tkáně a vyhodnocením koncentrační křivky lze za určitých podmínek kvantifikovat perfuzi tkáně. Tato kvantifikace je však dosud značně komplikovaná a také ztěžovaná faktem, že běžná k. l. opouští částečně kapilární řečiště a zachytává se i v normálním myokardu. Proto se nejčastěji posuzuje vizuálně dynamika průchodu k. l. a vyhodnocuje se relativní (prostorový) vliv k. l. nebo se rekonstruuji parametrické mapy, založené na maximální změně signálu (peak image), časovém intervalu do dosažení maxima (time-to-peak image) a rychlosti nárůstu (časovou derivací) změny signálu (slope image). Některé parametrické mapy (např. slope image) jsou velmi citlivé k detekci perfuzního deficitu.

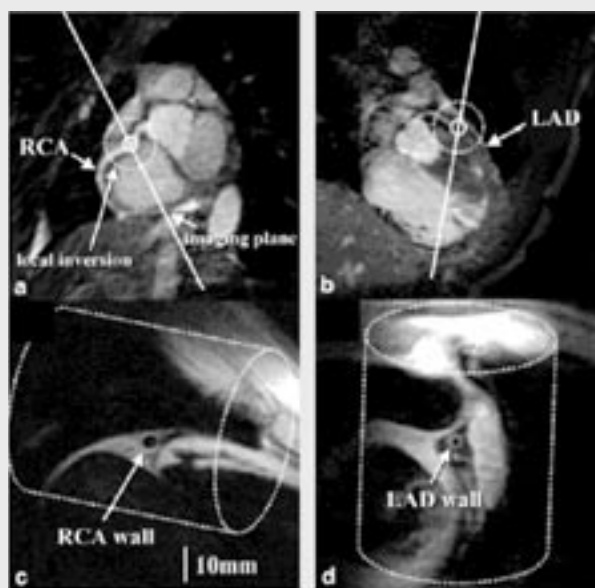
Obrázek 9. MRA koronárních tepen nativně sekvencí TrueFISP (Courtesy of V. Deshpande, D. Li, Northwestern University Chicago)



Obrázek 10. Selektivní zobrazení plicních žil kontrastní MRA: a) Maximum intensity projection (MIP) a b) 3D rekonstrukce povrchu



Obrázek 11. Reprezentativní příklad zobrazení stěny pravé koronární tepny (RCA) a levé koronární tepny (LAD) metodou lokální selektivní inverze a spirálního náběru⁽⁴⁾



V několika posledních letech se ukázalo, že místa zachytu zvýšené koncentrace k. l. na pozdních perfuzních obrazech úzce korelují s neviabilní tkání myokardu. Zobrazení neviabilní tkáně metodou „late enhancement“ dle některých prací přesně odpovídá rozsahu patologicko-anatomického barvení pro nekrózu specifickými barvivy, a se stářím infarktu se nemění⁽⁹⁾. Nabídla je tak relativně velmi jednoduchá, široce dostupná a robustní technika studia viability myokardu.

Obrázek 8 ukazuje příklady zobrazení neviabilní tkáně zachycením k. l. na pozdních skenech⁽¹⁰⁾.

Klein popisuje vysokou korelaci zobrazení neviabilního myokardu metodou „late enhancement“ se zobrazením prostřednictvím FDG-PET. Uvádí dokonce větší množství jizevnatých ložisek detekovaných MR, což vysvětluje lepším prostorovým rozlišením⁽¹¹⁾. Kim na svém souboru pacientů popisuje lineární závislost mezi transmuraním rozsahem viabilního myokardu a zlepšením regionální kinetiky po revaskularizaci. Hranici pro dostatečnou šíři vrstvy viabilního myokardu potřebnou pro následné zlepšení kinetiky lze však těžko stanovit⁽¹⁰⁾. Přínos revaskularizace nelze vyloučit ani v místech s pouze malou vrstvou viabilního myokardu, nedostatečnou ke zlepšení regionální funkce⁽¹²⁾.

Perfuzní studie prostřednictvím metody „first-pass enhancement“ umožňují hodnotit koronární rezervu při použití farmakologické zátěže (dipyridamol). Větší význam perfuzních studií však spočívá v hodnocení mikrocirkulace. Dle některých studií fenomen „first-pass hypoenhancementu“ v subakutním stadiu infarktu myokardu koreluje nejen s průchodností infarktové tepny, ale také s rozsahem infarktu, s dalším vývojem regionální kinetiky a s prognózou pacienta nezávisle na stavu infarktové tepny⁽¹³⁾. Laurema ve své práci uvádí 97 % senzitivitu a 96 % specifitu kombinace metod „first-pass“ a „late enhancement“ pro stanovení funkční rezervy myokardu u pacientů s chronickou ICHS⁽¹⁴⁾.

5. Zobrazení cév

Neinvazivní zobrazení koronárních a plicních cév je jistě přitažlivou možností a také v této oblasti lze v současnosti využít MR. Zobrazení koronárních tepen pomocí MR dnes jistě není rutinní vyšetření a hlavně zdaleka ne každý přístroj MR je schopen se tohoto úkolu obstojně zhostit. Na nejnovějších tomografech MR se začíná používat již čtvrtá. generace sekvencí pro koronární MR angiografii (MRA) a to využitím vlastností sekvence TrueFISP. Jedná se o nativní zobrazení koronárních tepen a je tedy velkou výhodou, že v případě neúspěchu jednoho měření (trvá ostatně méně než 30 s), je možno měření znovu zopakovat (na rozdíl od aplikace k. l.). Na našem pracovišti není tato sekvence bohužel k dispozici a proto zde uvedeme pouze příklad převzatý z literatury (Siemens reklamní CD: V. Deshpande, D. Li, Northwestern University Chicago). Obrázek 9 ukazuje koronární MRA naměřenou sekvencí TrueFISP. V oblasti koronární MRA je v poslední době velkým konkurentem vícevrstvé CT a výsledky CTA z těchto zařízení pravděpodobně předčí svou kvalitou, prostorovým rozlišením i jednoduchostí vyšetření výsledky z MRA.

MRA větších cév v oblasti hrudníku však naše zařízení dovoluje a proto je metoda kontrastní MRA plicních žil běžně prováděna v procesu přípravy pacientů na izolaci plicních žil radiofrekvenční ablací při terapii fibrilace síní a také kontroly pacientů po této intervenční proceduře. Výhodou MR je jednak to, že nezatěžuje pacienta zářením (a to zejména, když jsou vyšetření opakována) a také to, že díky menšímu množství k. l. oproti CT a díky dynamic-

kému měření MRA (celý 3D objem dat je postupně měřen čtyřikrát) je možné vhodným post-procesem dosáhnout selektivního zobrazení plicních žil (téměř bez kontaminace tepnami).

Příklad zobrazení plicních žil kontrastní MRA ukazuje obrázek 10.

6. Perspektivy

Odhadovat roli diagnostického zařízení v procesu vyšetření pacientů je vždy velmi ošidné. Na jedné straně vždy leží současné možnosti, ale i omezení metody, na druhé pak potenciální výhody oproti jiným metodám. A právě tyto výhody spolu s technologickým vývojem směřují perspektivnímu využití dané metody. U MR je jasnou výhodou absence škodlivého záření a proto by měla být metoda preferována při opakovaných vyšetřeních (kontrolních sledování pacientů). Další výhodou oproti rentgenovým metodám je vysoký nativní kontrast tkání a patologií v obrazech MR, včetně nativně prováděných funkčních studií. To je také důvod, proč cévní struktury mohou být, za určitých podmínek, zobrazeny bez kontrastní látky a tedy obraz nemusí nutně nést pouze informaci o lumen cévách. A právě zobrazení cévní stěny nebo dokonce její složení je v současnosti velkou výzvou a doufejme, že i budoucností MR. Příklad zobrazení stěny koronární tepny převzatý z nedávno publikované práce ukazuje obrázek 11⁽¹⁵⁾. Nedávno publikovaná experimentální práce popisuje dokonce možnost provedení PTCA pouze pod MR kontrolou⁽¹⁶⁾.

Závěr

Současné možnosti kardio-MR diagnostiky jsou velmi široké. V některých oblastech kardiologie, zejména u onemocnění hrudní aorty, je MR vyšetření již standardní a stále častěji užívanou metodou. V jiných oblastech, jako například u chlopenních a vrozených srdečních vad, je metodou doplňkovou k echokardiografickému vyšetření. Velký potenciál využití MR se nabízí zejména v hodnocení viability myokardu. Jistě velmi perspektivní, ale dosud technicky limitovanou metodikou je angiografie věnčitých tepen, umožňující i zobrazení cévní stěny.

Samotným závěrem je třeba zmínit také kontraindikace MR vyšetření. Za absolutní kontraindikaci je stále považována přítomnost kardiostimulátoru nebo implantabilního kardioverteru-defibrilátoru, i když se již objevují první zprávy o vývoji MR-kompatibilních přístrojů. Vlastní zkušenosti máme s pacienty s implantovanými koronárními stenty, které nepředstavují žádný zásadnější problém pro MR vyšetření. Co se týče chlopenních náhrad, záleží na materiálu, z kterého jsou vyrobeny a vždy na posouzení přínosu pro pacienta („risk to benefit ratio“). Toto téma však svým rozsahem i důležitostí přesahuje hranice tohoto článku.

*Práce na tomto projektu byla podporována grantem CEZ
L17/98 0002301.*

Literatura

1. Nienaber CA, von Kodolitsch Y, Nicolas V, et al. The diagnosis of thoracic aortic dissection by noninvasive imaging procedures. N Engl J Med 1993; 328: 1-9.

2. Baer FM, Voth E, La Rosee K, et al. Comparison of dobutamine trasesophageal echocardiography and dobutamine MRI for detection of regional myocardial viability. Am J Cardiol 1996; 78: 415.

3. Matheijssen NA, Baur LH, Reiber JH, van der Velde EA, van Dijkman PR, van der Geest RJ, de Roos A, van der Wall EE. Assessment of left ventricular volume and mass by cine magnetic resonance imaging in patients with anterior myocardial infarction intra-observer and inter-observer variability on contour detection. Int J Card Imaging 1996; 12(1): 11-19.
4. Bellenger NG, Davies LC, Francis JM, et al. Reduction in sample size for studies of remodelling in heart failure by the use of cardiovascular magnetic resonance. J Cardiovasc Magn Reson 2000; 2: 271-278.
5. Bottini PB, Carr AA, Prisant LM, Flickinger FW, Allison JD, Gottdiener JS. Magnetic resonance imaging compared to echocardiography to assess left ventricular mass in the hypertensive patients. Am J Hypertens 1995; 8: 221-228.
6. Bellenger NG, Burgess MI, Ray SG, Lahiri A, Coats AJ, Cleland JG, Pennell DJ. Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular MRI: Are they interchangeable? European Heart Journal 2000; 21: 1387-1396.
7. Braunwald E, Zipes DP, Libby P. Heart disease 6th edition 2001.
8. Allman KC, Shaw LJ, Hachamovich R, Udelson JE. Myocardial viability testing and impact of revascularization on prognosis in patients with coronary artery disease and left ventricular dysfunction: a meta-analysis. J Am Coll Cardiol 2002; 39: 1151-1158.
9. Fieno DS, Kim RJ, Chen E, et al. Contrast-enhanced magnetic resonance imaging of myocardium at risk. J Am Coll Cardiol 2000; 36: 1985-1991.
10. Kim RJ, Wu E, Rafael A, et al. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. N Engl J Med 2000; 343: 1445-1453.
11. Klein Ch, Nekolla SG, Bengel FM, et al. Assessment of myocardial viability with contrast-enhanced magnetic resonance imaging. Comparison with positron emission tomography. Circulation 2002; 105: 162-167.
12. Mazur W, Nagueh SF. Myocardial viability: Recent developments in detection and clinical significance. Curr Opin Cardiol 2001; 16: 277-281.
13. Kramer ChM, Rogers WJ, Mankad S, et al. Contractile reserve and contrast uptake pattern by magnetic resonance imaging and functional recovery after reperfused myocardial infarction. J Am Coll Cardiol 2000; 36: 1835-1840; Wu KC, Yehouni EA, Judd RM, et al. Prognostic significance of microvascular obstruction by magnetic resonance imaging in patients with acute myocardial infarction. Circulation 1998; 97: 765-772.
14. Laurema K, Niemi P, Hanninen H, et al. Multimodality MR Imaging assessment of myocardial viability: Combination of first-pass and late contrast enhancement to wall motion dynamics and comparison with FDG PET - initial experience. Radiology 2000; 217: 729-736.
15. Botnar RM, Kim WY, Bornert P., Stuber M, Spuentrup E, Manning WJ. 3D coronary vessel wall imaging utilizing a local inversion technique with spiral image acquisition. Magn Reson Med 2001; 46: 848-854.
16. Serfaty J-M, Yang X, Foo TK, et al. MRI-guided coronary catheterization and PTCA: A feasibility study on a dog model. Magn Reson Med 2003; 49: 258-263.

*MUDr. Jan Kohoutek
Klinika kardiologie IKEM
Václavská 1958/9, Praha 4
e-mail: jakt@medicon.cz*