

KLINICKÉ SYSTÉMY MAGNETICKÉ REZONANCE: VÝVOJ ZA POSLEDNÍCH 30 LET A NOVÉ TRENDY

MAGNETIC RESONANCE CLINICAL SYSTEMS: DEVELOPMENT DURING LAST 30 YEARS AND NEW TRENDS

přehledový článek

Jaroslav Tintěra

Základna radiodiagnostiky
a intervenční radiologie, Institut
klinické a experimentální medicíny,
Praha

Přijato: 15. 11. 2017.

Korespondenční adresa:

doc. Ing. Jaroslav Tintěra, CSc.
Základna radiodiagnostiky a inter-
venční radiologie IKEM
Václavská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: jati@ikem.cz

Konflikt zájmů: žádný.

Podpořeno MZ ČR – RVO (Institut
klinické a experimentální medicíny –
IKEM, IČ 00023001).

Hlavní stanovisko

Článek ukazuje vývoj MR systémů za posledních 30 let, ale také demonstruje některé nové trendy v oblasti MR zobrazování.

SOUHRN

Tintěra J. Klinické systémy magnetické rezonance: vývoj za posledních 30 let a nové trendy

Článek by chtěl přispět k výročí 30 let od instalace prvního československého tomografu magnetické rezonance (MR). Snaží se mapovat některé lokální i globální milníky na tři dekády dlouhé vzrušující cestě klinického a vědeckého využití této úžasné metody. I když příspěvek nemá vysloveně edukativní charakter, snaží se také vysvětlit některé základní fyzikální zákonitosti, které do značné míry formovaly vývoj všech částí MR. Proto jsou jednotlivé kapitoly věnovány všem hlavním komponentám MR systému a jejich rozvoji v historickém kontextu. Aby však nezůstalo pouze u tohoto historického bilancování, důležitým aspektem je i přehled o současných nejmodernějších možnostech MR a dalších perspektivách do let budoucích.

Klíčová slova: magnetická rezonance, MRI, MR tomograf, gradientní systém, RF systém.

Major statement

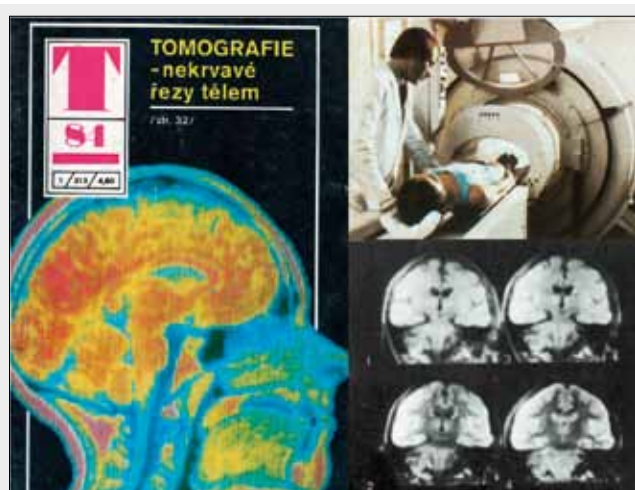
This article shows the development of MR systems in last 30 years but also demonstrates some new trends in MR imaging.

SUMMARY

Tintěra J. Magnetic resonance clinical systems: development during last 30 years and new trends

This article contributes to 30. years anniversary of the first installation of the very first Czechoslovak magnetic resonance system (MR). It makes an effort to map some important local and global mile stones over three decades long exciting way of clinical and scientific application of this amazing method. Albeit the contribution has not typical educative character it explains some basic physical relations which considerably formed the effort and the development of all parts of MR system. Therefore also this article is structured to cover the development of all MR components in historical context. But not to staying only in history the next important aspect is to bring a survey about today's modern capabilities of MR systems as well as to introduce new perspectives for future years.

Key words: magnetic resonance, MRI, MR system, gradient system, RF system.



▲ Obr. 1

Obr. 1. Pravděpodobně první zmínka o tomografu MR v českém písemnictví: T-magazín z roku 1984 (tehdy se ještě používalo označení NMR). Vpravo nahoře je první skener firmy Picker, vpravo dole je ukázka MR obrazů z těchto prvních tomografů.

Fig. 1. Probably the first article about MR tomography in Czech literature: T-magazín from 1984. First MR Picker scanner is shown in upper right and MR images from these first scanners is shown in right bottom part.

ÚVOD – MAGNETICKÁ REZONANCE V ČESKÉ REPUBLICE

Třicet let je docela dlouhá doba, přesto mi to připadá nedávno, kdy jsem nastoupil do IKEM, kde se chystala instalace prvního československého tomografu magnetické rezonance. Psal se rok 1987 a skutečně 1. září započala montáž tohoto unikátního přístroje, aby pak v listopadu byla provedena první testovací vyšetření. Nehynoucí zásluhu na uvedení magnetické rezonance (MR) do české radiologické praxe má prof. Alfréd Belán, tehdejší přednosta radiologického oddělení IKEM, kterému i já vděčím za svou celoživotní profesní kariéru fyzika na magnetické rezonanci.

A z tohoto titulu si dovoluji přispět tímto přehledným článkem, který se pokusí ukázat technologický vývoj MR tomografů během těch 30 let a také nastínit další možný rozvoj. Na první pohled je zřejmý obrovský posun z hlediska dostupnosti MR vyšetření díky nárůstu počtu MR systémů: Zatímco na začátku devadesátých let 20. století byly u nás instalovány tři MR přístroje, koncem této dekády jich bylo přibližně deset a dnes jich pracuje v České republice přes 80. Kvantita však není vše, co se změnilo, a já bych se chtěl zabývat hlavně změnou kvality přístrojů a jejich možnostmi.

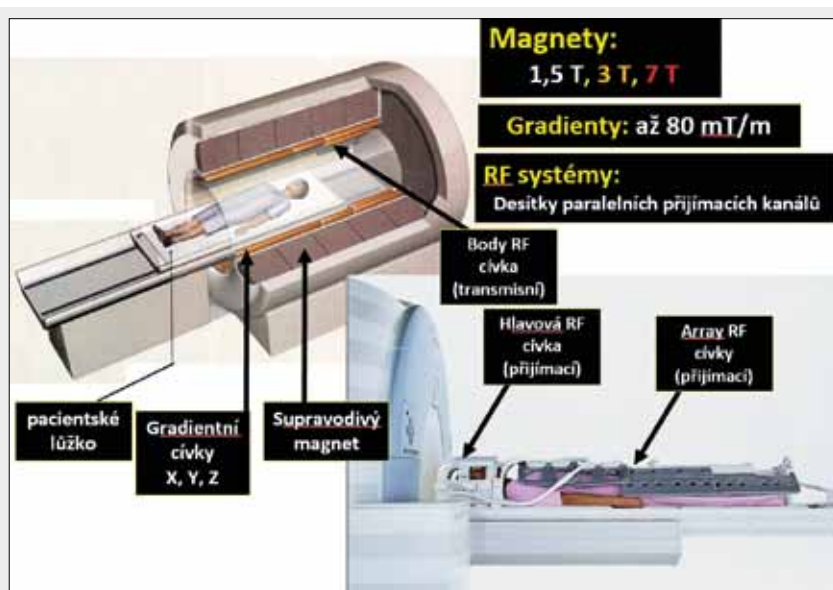
Ještě si dovoluji uvést pár zajímavých historických momentů. Možná první zmínka v českém tisku o nové metodě – nukleární magnetické rezonanci – lze najít v T magazínu z roku 1984 (obr. 1). Úplně prvním MR tomografem v tehdejších zemích RVHP byla instalace v Budapešti, a to necelý rok před první československou instalací v IKEM. V roce 1989 jsme se zúčastnili první polské konference o magnetické rezonanci, kde byla sice založena polská MR společnost, ale zatím bez jediného instalovaného přístroje, a tak se většina účastníků vědecky dohadovala, jak tomu budou v mateřštině říkat. (Abych nedočil pocitu znevážení polský kolegů, jen uvedu, že nedávno proběhla možná neméně vzrušená diskuse, zda máme říkat PET-MR nebo MR-PET).

Složení MR tomografu ukazuje přehledně obrázek 2. Jak je obecně známo, MR systém sestává z pěti základních komponent, jejichž vývoj probíhal sice současně, ale v každé době s trochu jinou rychlostí a akcentem, což přibližně dokumentuje obrázek 3. Proto vývoj těchto částí tomografu (magnet, gradientní systém, radiofrekvenční (RF) systém, výpočetní systém a software) bude popisován odděleně.

TOMOGRAF MAGNETICKÉ REZONANCE

Magnet

Magnet je základním stavebním prvkem systému MR. Je nejhmotnější a nejviditelnější, což bohužel někdy svádí k hodno-



◀ Obr. 2

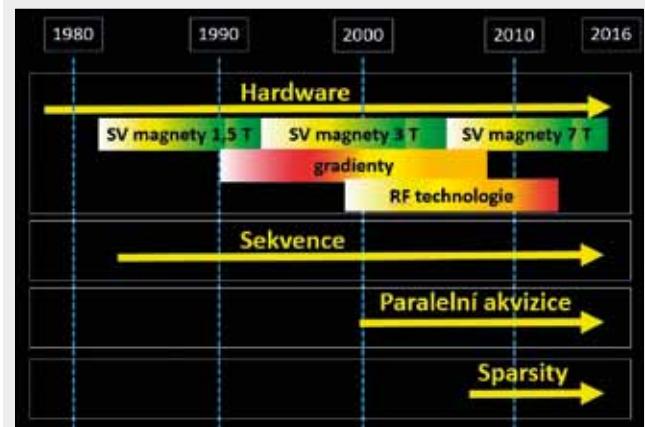
Obr. 2. Složení MR tomografu a jeho hlavní komponenty: magnet, gradientní systém a RF systém
Fig. 2. Composition of the MR tomograph and its main components: magnet, gradient system and RF system

cení kvality systému právě podle magnetu, resp. jím vytvořené velikosti magnetické indukce. Magnetické pole vytvoří v těle pacienta měřitelnou fyzikální veličinu – magnetizaci, která je zdrojem signálu MR obrazů. Magnetizace a tedy i signál je tím vyšší, čím je vyšší toto statické magnetické pole (poměr signál/šum (S/Š) roste lineárně s magnetickým polem).

Již první MR systém v IKEM (Siemens Magnetom GBS2 1,5 T) byl vybaven supravodivým (SV) magnetem o velikosti indukce 1,5 T. To však neznamená, že by v té době byla tato velikost magnetické indukce standardem. Naopak představovala nejvyšší třídu a ještě o 10 let později byly v České republice instalovány přístroje s polem nižším (většinou 0,5–1 T). Je však nutné zdůraznit, že právě vývoj technologie supravodivých magnetů představoval ve druhé polovině osmdesátých let hlavní zájem producentů. Mimo zvládnutí stability takto velkých magnetů a technologie jejich bezpečné instalace, zde byly další důležité aspekty: maximální homogenita pole ve vyšetřované oblasti, minimální odpar kapalného helia, minimální vliv vířivých proudů a také dosah magnetického pole do okolí magnetu, tzv. rozptylové pole (což ovlivňovalo možnosti instalace v rámci kompaktního radiologického oddělení). Tyto první magnety byly většinou instalovány v separátní budově (což byl také případ v IKEM) a kvůli rozptylovému poli byla vyšetřovna (jinak také stíněná místnost či Faradayova klec) mnohem rozměrnější než dnes (ještě 20 m od magnetu byla ovlivněna klasická barevná obrazovka). Tzv. magnetické stínění bylo u nejstarších magnetů řešeno těžkou železnou kostrou okolo magnetu, čímž došlo ke zkrácení rozptylového pole, a tato koncepce byla také realizována u druhého českého tomografu (Siemens Helicon 1,5 T instalovaného roku 1989 ve Fakultní nemocnici na Královských Vinohradech (FNKV) v Praze). Zhruba od poloviny devadesátých let jsou však SV magnety vybaveny tzv. samo-stíněním (self-shielding), kdy supravodivé vinutí je navrženo tak, aby rozptylové pole bylo co nejkratší.

Další – ekonomicky důležitý – aspekt magnetu je velikost odparu helia. Již první magnet v IKEM měl dvoustupňový refrigerator, který odpar minimalizoval a odpařené plynné helium bylo ještě navíc zachytáváno k recyklaci (znovu zkapalnění). Sofistikovanější, i když jak se bohužel ukázalo mnohem zranitelnější a poruchovější systém, měl Helicon ve FNKV, kdy odpařené helium bylo přiváděno k vlastním minizkapalňovačům, a odtud v kapalné formě zpět do magnetu. Pokud tento uzavřený systém fungoval, nedocházelo k žádné ztrátě helia. Během let došlo k rozvoji chladicích systémů, které prochlazují nádobu s kapalným heliem (a další tepelné štíty) natolik, že nedochází k žádnému odparu a ztrátám, pokud systém nevypadne např. kvůli výpadku elektrického proudu. Díky množství světově instalovaných přístrojů a také situaci na trhu s heliem dnes prakticky všichni výrobci dodávají tyto bezodparové systémy, a to i pro SV magnety s velmi vysokým polem.

Zatím byla řeč pouze o SV magnetech, avšak ty nejsou jedinou možností. V devadesátých letech bylo i v České republice instalováno několik magnetů s permanentním či rezistivním magnetem (magnetická indukce 0,2–0,35 T), a to zejména pro vyšetření dětských pacientů. Tyto magnety byly koncipovány jako otevřené s vertikálně orientovaným směrem magnetického pole (na rozdíl od horizontálního tubusu SV magnetu), a to přináší jistou výhodu u klaustrofobických pacientů. I když tyto magnety jsou výrazně levnější než SV magnety, tak jejich homogenita, časová stabilita a hlavně dosažitelná



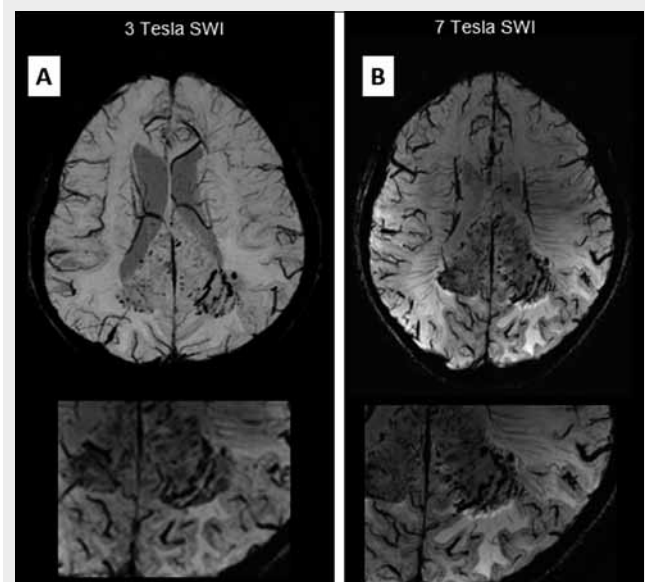
▲ Obr. 3

Obr. 3. **Obecný přehled o historickém vývoji jednotlivých komponent MR systému.** Přibližná období vysoké aktivity při vývoji hlavních hardwarových komponent jsou barevně vyznačena.

Fig. 3. **General survey about historical development of the MR system components.** Approximate time periods of high activity in development of main hardware components are marked.

velikost magnetické indukce není zdaleka srovnatelná se SV magnety. Kvůli tomu byly tyto magnety téměř úplně vytlačeny z našeho trhu a dnes jsou v provozu pouze dva dosluhující.

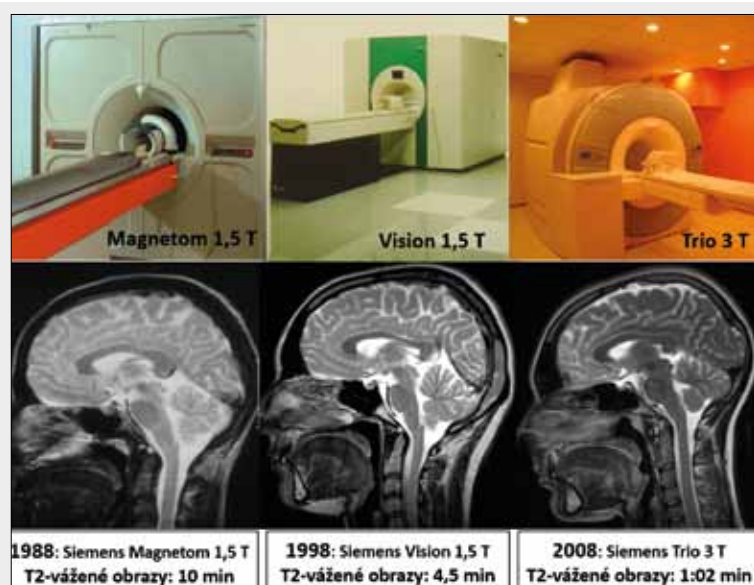
Vraťme se však k otázce velikosti magnetické indukce. Jak známo, tento parametr je velmi zásadní, neboť poměr S/Š MR



▲ Obr. 4

Obr. 4. **Srovnání kvality obrazů SWI (včetně prostorového rozlišení) u pacienta s AV malformací naměřených na skeneru s magnetem A – 3 T a B – 7 T.** Obrázek dokumentuje nejen nárůst využitelného prostorového rozlišení, ale také efektu susceptibility (převzato z firemní dokumentace Siemens).

Fig. 4. **Comparison of the SWI quality (including spatial resolution) in patient with AVM measured on MR system with A – 3 T and B – 7 T magnet.** Figure documents not only the spatial resolution improvement but also the increase of the susceptibility effect (adopted from Siemens documentation).



Obr. 5

Obr. 5. Historické porovnání 3 generací tomografů MR instalovaných v IKEM od roku 1988 až do roku 2008 (horní řada). Dolní řada ukazuje na příkladu sagitálního T2-váženého obrazu kvalitu obrazů a také akvizičního času na těchto tomografech. Fig. 5. Historical comparison of MR systems installed in IKEM from 1988 to 2008 (upper row). Bottom row shows the image quality and also acquisition time from these systems on the example of sagittal T2-weighted image.

obrazů je přímo úměrný velikosti magnetického pole (která bohužel bývá velmi zjednodušeně používána jako jediné měřítko výkonnosti MR systému). Z tohoto důvodu můžeme pozorovat v posledních letech jasný trend k vyšším magnetickým polím. Zatímco v devadesátých letech bylo u nás instalováno nejvíce přístrojů s magnetem 1 T, od první dekády tohoto tisíciletí dominují magnety 1,5 T a také přibývá instalací 3 T magnetů. První MR systém s magnetem 3 T (Siemens Trio Tim) byl instalován v roce 2007 v IKEM, dnes je v České republice v provozu již 14 tomografů s 3 T magnetem (oproti 63 magnetům 1,5 T). Vyšší pole však také znamená vyšší cenu přístroje a přináší některé další problémy, hlavně pak s polem kvadraticky rostoucí SAR (přehled např. v (1)). A tak nelze předpokládat, že postupně budou všechny magnety 1,5 T nahrazeny 3 T, a podle mého názoru je pro krajské a fakultní nemocnice ideální kombinace obou magnetických polí.

Samozřejmě se naskytá otázka: A co ještě vyšší magnetické pole než 3 T? V současné době se na trhu vyskytují komerčně dostupné systémy s celotělovým magnetem 7 T. Je třeba však zmínit, že zde lineární úměra mezi polem a cenou přístroje neplatí! Tyto přístroje s ultravysokým magnetickým polem stojí přibližně 5–6krát tolik, co 3 T systémy. Pokud se vůbec uplatní (a někteří výrobci úplně zastavili jejich vývoj a prodej), pak jsou určeny hlavně pro vědecké účely v unikátních výzkumných centrech.

Jak již bylo řečeno, s rostoucím magnetickým polem roste i poměr S/Š. To však není jediný parametr, který se s velikostí pole mění. Hodnota statického magnetického pole ovlivňuje také relaxační časy (T1 roste a T2 mírně klesá) a efekty susceptibility. Proto také susceptibilitně vážené zobrazování (SWI) a funkční MR zobrazování profitují z vysokého pole. Příklad srovnání SWI na 3 T a 7 T ukazuje obrázek 4 (převzato z propagačních materiálů Siemens, copyright Erwin L. Hahn, Institute for MRI, Essen, Německo).

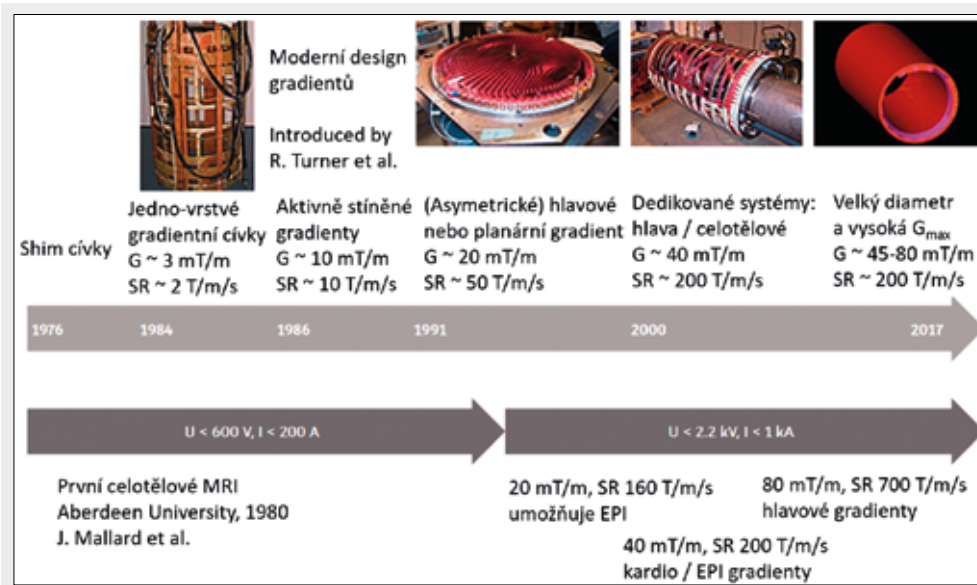
Na první pohled se zdá zdvojnásobení velikosti magnetické indukce jako jednoduchý krok, avšak skutečnost je velmi odlišná. Doposud 7 T magnety byly skutečná monstra, kdy jenom na prochlazení SV vinutí na provozní teplotu bylo během instalace spotřebováno přibližně 7000 litrů kapalného helia (celé toto množství se odpaří), a vzhledem k váze

magnetu bylo nutné tyto úkony provádět v místě instalace (i 3 T magnety jsou dnes běžně dopravovány na místo osazení předplněné kapalným heliem). Když ještě připočteme nezdědku možný quench během instalace, uděláme si realističtější obrázek o rozdílech mezi běžným a ultravysokým polem. I v této oblasti však dochází k progresu a nejnovější verze magnetu 7 T (Siemens Terra 7T) „zhublá“ natolik, že lze tyto magnety transportovat již s kapalnou náplní. Abych možná dokreslil rozdíly mezi magnety, uvedu na závěr ilustrativní příklad: Energie uchovaná v 1,5 T magnetu je srovnatelná s dispozicí nákladní lokomotivy, 3 T se dá srovnat s výkonem stíhačky a 7 T s výkonem velkého dopravního letadla. Obrázek 5 demonstruje jednotlivé instalace generací magnetů v IKEM.

Gradientní systém

Gradientní systém se skládá ze tří na sebe kolmých cívek a výkonového proudového zdroje. Spináním proudových pulzů do těchto cívek vzniká časově a prostorově proměnné magnetické pole (s lineárním průběhem podél zvolené prostorové osy). Gradient magnetického pole slouží k lokalizaci signálu a ke konstrukci MR obrazů jsou gradienty použity při tzv. prostorovém kódování. Linearita průběhu magnetického pole při zapnutém gradientu determinuje velikost zobrazovací oblasti a také zásadně ovlivňuje rozsah prostorových distorzí obrazu. Obvyklá velikost linearit gradientu (a tím i využitelného zobrazovacího pole) je kolem 50 cm.

Výkon gradientního systému je určen maximální amplitudou gradientního pole (G_{\max}) v mT/m a rychlostí, s jakou lze této amplitudy dosáhnout, tzv. slew-rate (SR) v T/m/s nebo mT/m/ms. Velikost maximální amplitudy určuje dosažitelné prostorové rozlišení, zatímco SR rozhoduje o důležitých časových parametrech měřící sekvence (např. o TE). Různé MR tomografy jsou osazovány různými gradientními systémy (a to i v rámci jednoho výrobce) a zde platí, že čím vyšší je G_{\max} a SR, tím dražší systém je. Dosáhnout dobré linearit i pro velmi výkonné gradienty je technologicky obtížné, a tak někdy výrobci volí kompromis ve zmenšení zobrazovaného pole.



Obr. 6

Obr. 6. Historický vývoj gradientních systémů MR tomografu: od jedno-vrstvých systémů s relativně malým výkonem v osmdesátých letech až po dnešní vícevrstvé komplexní systémy obsahující vlastní chlazení, monitoring PNS a disponující až extrémním výkonem.

Fig. 6. Historical development of MR gradient systems: beginning with single-slice relatively low power gradients in eighties to today multi-slice complex systems with own cooling, PNS monitoring and having up to extremely high power.

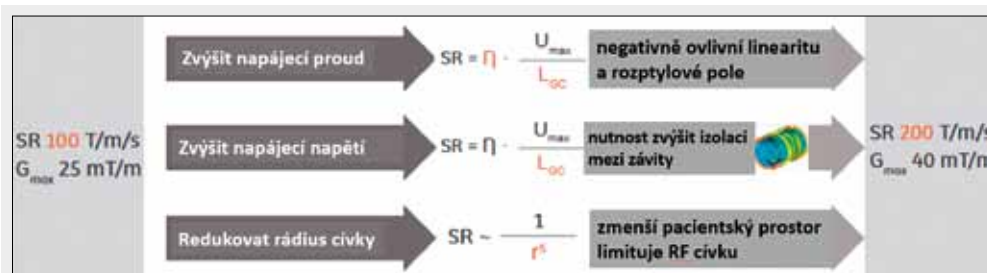
První tomograf Siemens Magnetom (1987) v IKEM byl vybaven gradientním systémem s G_{max} 10 mT/m a SR 10 T/m/s, druhý Siemens Vision (1995) pak systémem s G_{max} 25 mT/m a SR 125 T/m/s, následoval Siemens Trio a Avanto (2007) s gradienty s G_{max} 45 mT/m a SR 200 T/m/s. V současnosti jsou v České republice instalovány čtyři tomografy s nejsilnějšími na trhu dostupnými gradienty s G_{max} 80 mT/m a SR 200 T/m/s (Siemens Prisma 3 T).

Jak je vidět z této krátké historie, výkon gradientů roste z generace na generaci přístrojů více než velikost základního magnetického pole a dnes prakticky dosahuje fyziologických limitů, protože při extrémně rychlém spínání do maximální amplitudy může docházet ke stimulaci periferních nervů. Převažuje dnes instalovaných MR systémů je vybavena gradienty s G_{max} 30–45 mT/m a SR 120–200 T/m/s, což je postačující pro většinu klinických aplikací. Historický vývoj gradientních systémů ukazuje obrázek 6 (upraveno z (2)).

Vraťme se ještě krátce do historie. Přestože akviziční sekvence echo-planar imaging (EPI) byla publikována již v sedmdesátých letech (Richard Ernst ji provedl na prototypu MR skeneru s gradientním systémem oscilujícím vlastní frekvencí), až teprve kolem roku 1993 se na trhu objevují systémy s gradienty schopnými realizovat měření EPI (a tedy poprvé

skutečně využít možnost měřit difuzi nebo obrazy pro funkční zobrazování). V té době byla rozvíjena i koncepce speciálních gradientních cívek s malým objemem pro vyšetření hlavy, která obklopovala hlavovou RF cívkou. Vývoj se však ubral směrem celotělových gradientních cívek i přes technologickou náročnost jejich napájení extrémně rychlými pulzy vysokého elektrického proudu, kdy se uplatňuje vlastní indukčnost a kapacita cívek (podobně jako u každého rezonančního obvodu). V prvních dostupných EPI gradientních systémech se používal tzv. EPI-booster, kdy proud byl do cívek „protlačen“ vybíjením obrovského kondenzátoru s vysokým napětím (EPI-boosterem byl vybaven i Siemens Vision 1,5 T v IKEM).

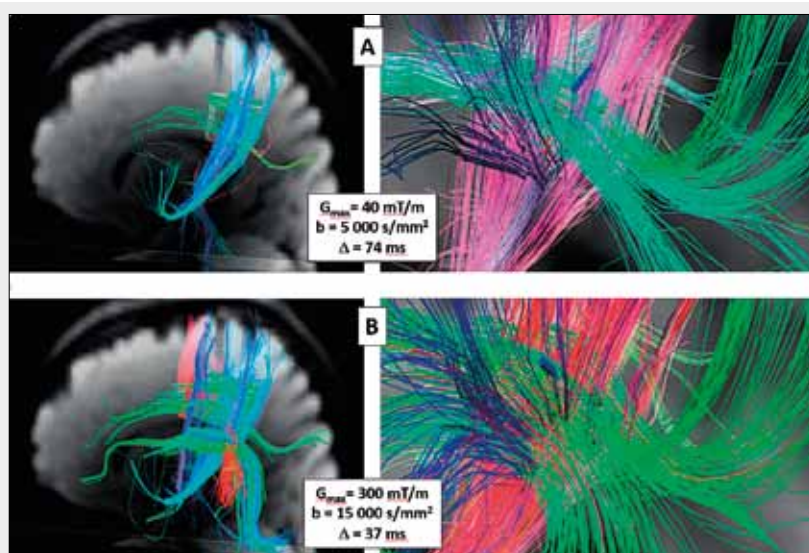
K dosažení vysokého SR je právě nutné buď zvýšit napětí výkonového zesilovače, nebo snížit indukčnost cívký, a třetí možností je zmenšit vnitřní rádius gradientní cívký (v tomto případě je závislost s pátou mocninou, takže zmenšení radiá ze 70 cm na 60 cm vede k dvojnásobnému zvětšení SR). Optimalizace designu gradientních cívek je pro specifikovaný účel zcela zásadní. Nejlepšího výkonu gradientního systému je dosaženo při nejnutnější počtu závitů (sníží indukčnost cívký), maximálním dosažitelným proudem, a pro daný účel minimálním vnitřním prostorem (obr. 7 – upraveno z (2)). V praxi jsou technické limity dány dosažitelným výkonem



Obr. 7

Obr. 7. Možné zvýšení SR gradientního systému. Některé způsoby však vedou ke kompromisním řešením: např. zmenšením vnitřního prostoru gradientní cívký lze velmi efektivně dosáhnout zvýšení SR (podle ukázaného vztahu souvisí SR dokonce s pátou mocninou průměru), avšak za cenu menšího pacientského prostoru. Jinými omezujícími faktory jsou také výkon napájecího zdroje a samozřejmě fyziologická PNS.

Fig. 7. Shows how to increase SR of the gradient system. However, some ways lead to compromise solutions: e.g. decreasing of the inner gradient coil diameter is very effective way to increase SR (with fifth order of the diameter) but with the penalty of smaller patient bore. Another limiting factors are the power of the supply and of course physiological PNS.



▲ Obr. 8

Obr. 8. Důležitost výkonu gradientního systému při rekonstrukcích traktů bílé hmoty a jejich křížení pomocí DTI s nutností použít extrémně vysoký b-faktor. A – běžný gradientní systém (G_{\max} 40 mT/m) se B – systémem s extrémně vysokým výkonem speciálně vyvinutým pro tyto účely (převzato z (2)). Rekonstrukce křížení drah vyžaduje použití co nejvyššího b-faktoru (v tomto případě byly použity hodnoty a) 5000 s/mm² a b) 15000 s/mm²). U standardního systému to vede k prodloužení TE. Avšak při dlouhém TE způsobí T2 relaxace silný pokles signálu a tím nedostatečný poměr S/S.

Fig. 8. Documents the importance of the gradient system power for white matter tracts reconstruction and crossing using DTI with the necessity of using extremely high b-factor. Figure compares A standard gradient system (G_{\max} 40 mT/m) with B the system especially developed for such application disposing with extremely high power (G_{\max} 300 mT/m) (adopted from (2)). Reconstruction of tract crossing leads to necessity of using the highest b-factor (in this case were used values a) 5000 s/mm² a b) 15000 s/mm²). However, resulting long TE when standard system is used leads to low SNR due to T2 relaxation.

proudového zesilovače, silami působícími na konektory a závit, a možnostmi chlazení cívek. Důsledkem snižování počtu závitů je však také zhoršení linearit gradientů (vedoucí ke zvětšení prostorových distorzí obrazů) a snížení efektivity stínění vířivých proudů. Takže najít optimální kompromis je velmi složitý problém.

Dnešní gradientní cívky jsou vyrobené jako kompaktní tubulární systém, kdy jednotlivé závitky a vrstvy jsou zalitý v epoxidu, který zajistí dostatečnou pevnost (maximální potlačení vibrací způsobených Lorentzovými silami působícími na vodič s proudem v magnetickém poli), a má také perfektní izolační vlastnosti schopné odolat několika kV u závitů s menším rozstupem než 2 mm. Tento systém integruje i shim cívky vyšších řádů, aktivní stínící cívky gradientů, rozvody chladicí vody a tepelné senzory. Celý gradientní systém se pak skládá z této kompaktní gradientní cívky, velmi výkonného proudového zdroje (kA a kV), přímého monitoru stimulace periferních nervů (PNS) a modulu kompenzace vířivých proudů (tzv. pre-emphasis). I přes popsané technické limity hlavní omezení při využití velmi výkonných gradientních systémů již představuje fyziologická PNS.

Na závěr se podíváme, kde hlavně bude dnes hrát výkon gradientního systému zásadní roli. Při měření difuze je využita jak maximální amplituda, tak maximální SR. Amplituda rozhoduje o délce trvání gradientních pulzů pro měření difuze a tím o délce TE, která má kvůli T2 relaxačnímu procesu zásadní vliv na výsledný poměr signál/šum. Nárůst TE při maximální amplitudě středně výkonného gradientního systému je takový, že prakticky neumožňuje měřit obrazy s vysokým b-faktorem (nad 5000 s/mm²), neboť signál už je prakticky nulový. Vysoký SR je současně nutný k rychlé akvizici dat sekvencí EPI (nebo jinou rychlou akviziční technikou), aby byl maximálně potlačen vliv pulzace mozku a také co nejmenší prostorové distorze obrazu.

Právě s cílem měřit difuzi s maximálně dostupnými parametry z fyziologického hlediska byly vyvinuty dva prototypy gradientních systémů v rámci projektu Human Brain Connectom: 1. G_{\max} 100 mT/m a SR 200 T/m/s (výkonový zdroj 2 kV, 1 kA) a 2. G_{\max} 300 mT/m a SR 200 T/m/s (v tomto pří-

padě nestačí již jeden zdroj a segmenty gradientních cívek jsou napájeny 12 paralelními výkonovými zdroji). Aby nedocházelo k PNS, je délka vnitřního objemu a také linearita gradientů omezena na oblast hlavy. Při aplikaci takto vysokých gradientů mohou být vyšetřovaným subjektem vnímány magneto-fosfory, tomu lze čelit umístěním očí do izocentra (kde je změna pole minimální). Přínos gradientního systému s ultravysokou hodnotou maximální amplitudy při měření difuze a následně rekonstrukci traktů bílé hmoty demonstruje obrázek 8 (převzato z (2)). Použití $b = 15\,000$ s/mm² by v případě standardních gradientů vedlo k natolik dlouhému TE, že bychom nenaměřili prakticky žádný signál.

Pokud pomineme speciální vědecké účely, jako tomu bylo v předchozím případě, pak se zdá, že rozumný výkonový limit i do budoucna bude reprezentovat gradientní systém s G_{\max} kolem 80 mT/m a SR 200 T/m/s.

Radiofrekvenční (RF) systém

Radiofrekvenční systém se skládá z výkonného vysokofrekvenčního vysílače (8–15 kW, naladěného na rezonanční frekvenci odpovídající statickému magnetickému poli), jedné nebo více transmisních (vysílačích) cívek, souboru přijímacích cívek a odpovídajícího počtu přijímacích tras (kanálů), kde je signál zesílen a digitalizován. RF systém tedy slouží k excitaci spinového systému a ke snímání jeho odezvy ve formě signálu, který je v rekonstrukčním procesoru transformován do obrazu. Jako základní transmisní cívka pro většinu přijímacích cívek je dnes používán celotělový rezonátor (body cívka), který je zakomponován do tubusu s magnetem. Ale také některé lokální cívky (typicky cívka pro vyšetření kolene) mohou být jak vysílači, tak přijímači.

Tak jako ostatní komponenty i RF systém prošel obrovským vývojem, a to zejména v první dekádě nového tisíciletí. Do poloviny devadesátých let 20. století byly MR přístroje vybaveny jedním užitečným vysílačím a přijímacím RF kanálem a cívkou, i když rozdělenou na dvě poloviny, aby umožňovala tzv. kvadrurní detekci. Použití těchto cirkulárně polarizovaných cívek s kvadrurní detekcí má výhodu ve snížení

napětové amplitudy RF pulzu (a SAR) u transmisních cívek a také zvyšuje poměr S/Š u přijímacích cívek. Už od prvního instalovaného MR tomografu v České republice byly všechny systémy vybaveny cirkulárně polarizovanými cívkami a kvadrurní detekcí.

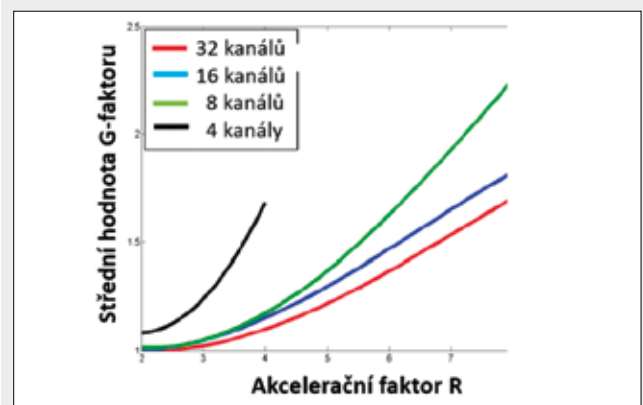
Dnes se s výjimkou hlavové cívky pro MR spektroskopii (MRS) používá koncepce s transmisní body cívkou a pouze přijímací hlavovou cívkou (je to výhodné z hlediska homogeneity RF pulzů – tedy distribuce sklápěcího úhlu). Avšak první instalovaný Siemens Magnetom byl vybaven vysílací/přijímací hlavovou cívkou, která byla v úvodní fázi vyšetření pro každého pacienta motoricky naladěna a přizpůsobena. Musíme si uvědomit, že v té době byla řada cívek (zejména povrchových) laděna zcela manuálně. To vše samozřejmě hrálo i svou roli v délce vyšetření.

Zhruba na začátku devadesátých let se objevuje koncepce cívek, které se skládají z více menších cívkových elementů, tzv. array-coils, a s nimi i více paralelních přijímacích kanálů. Cívky byly takto konstruovány proto, že sdružovaly výhodu vysokého poměru S/Š (ten totiž souvisí s objemem cívky – čím je menší tím je vyšší S/Š) a dostatečného pokrytí vyšetřované oblasti. Tyto první, většinou 4-kanálové, array-cívky byly konstruovány pro vyšetření páteře (segmenty byly stejně jako dnes rozloženy lineárně podél směru páteře) a břišní oblasti (segmenty byly rozloženy okolo těla). První český tomograf se čtyřmi přijímacími kanály byl instalován ve FN Hradec Králové se systémem Siemens Impact 1 T, a jak jsme mohli záhy porovnat, přínos 4-kanálové technologie překonal v kvalitě abdominálních obrazů dokonce rozdíl mezi magnetickým polem 1 T a 1,5 T.

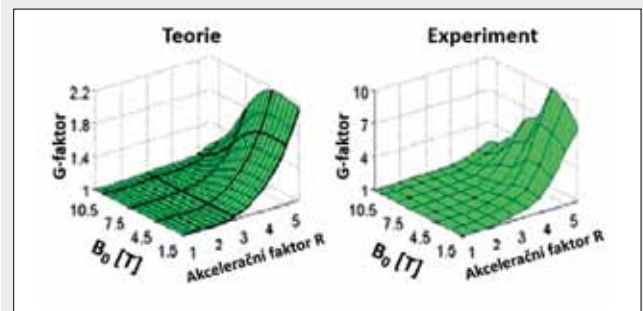
Kombinace více lokálně distribuovaných cívek sice zvyšuje S/Š, ale obraz není zcela homogenní z hlediska intenzity signálu, protože je získán kombinací signálů všech elementů. V praxi to vyžaduje použití filtrace obrazu (tzv. normalizaci), což je považováno za určitou nevýhodu. Jak se však za pár let nato ukázalo, tato nevýhoda může být revolučně využita ke zkrácení akvizice dat.

Průlomové práce na toto téma (Sodickson, et al. (3), Pruessmann, et al. (4)) přicházejí v roce 1999 a otevírají dveře k paralelnímu zobrazování. Lokální distribuce cívek a paralelní snímání signálu z různých míst pacienta umožňuje zkrátit měření, a to – do jisté míry – o to víc, o kolik více máme k dispozici paralelních zdrojů signálu (cívek). To spustilo dramaticky rychlý nárůst počtu instalovaných paralelních přijímacích kanálů u nových MR systémů. Zatímco před 10 lety bylo nejčastější vybavení 16-i nebo 18- přijímacími kanály, dnes je běžné, že jich je více než 32. První s jasně orientovanou koncepcí cívek na využití paralelních technik přišla firma Siemens s konceptem integrovaných array-cívek Tim (total imaging matrix) právě v prvních letech nového tisíciletí.

Pro optimální využití paralelní techniky však samotný počet dostupných RF kanálů není tak důležitý jako počet cívkových elementů, které vyšetřovanou oblast pokrývají a mohou být efektivně využity ke snímání signálu. Jak to však bývá, nic není zadarmo, a při zkracování měření zvyšováním tzv. akceleračního faktoru (nebo také SENSE faktoru) dochází také k poklesu S/Š. Specifikou paralelního zobrazování je, že tento pokles poměru S/Š není v obraze všude stejný, ale zhoršuje se směrem od cívek. Lokální distribuce S/Š v obraze bývá často vyjádřena mapou faktoru G, který tak kvalitu vyjadřuje: Čím je G nižší, tím je vyšší S/Š v daném místě obrazu. Ukázalo se, že hodnota G-faktoru souvisí s počtem cívek (kaná-



▲ Obr. 9A



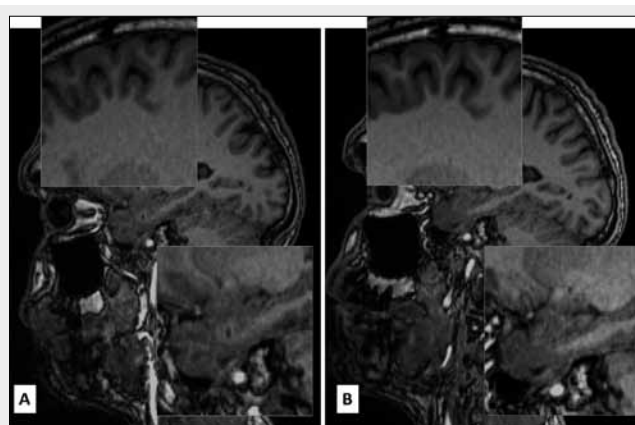
▲ Obr. 9B

Obr. 9. **Souvislosti kvality obrazů při použití paralelních technik (hodnoty G-faktoru, který přímo ovlivňuje poměr S/Š v daném místě obrazu) s počtem použitých přijímacích cívek (kanálů) a s velikostí magnetického pole.** A – zvýšením akceleračního faktoru (PAT nebo SENSE faktoru) stoupá G-faktor (a tím klesá S/Š) mnohem rychleji při použití menšího počtu paralelních přijímacích kanálů; B – teoretická i experimentálně naměřená souvislost G-faktoru s velikostí magnetického pole. Zde opět platí, že G-faktor stoupá s akcelerací pomaleji při vysokých magnetických polích.

Fig. 9. **Relations of image quality (G-factor value which directly influences SNR in each image pixel) with number of receive coils (channels) and strength of magnetic field when using parallel acquisition techniques.** A – increasing acceleration factor (also as PAT or SENSE factor) goes up G-factor (decreasing SNR) much faster when using less acquisition channels; B – theoretical and experimental dependence of G-factor on magnetic field. Here again G-factor increases more slowly during acceleration on high magnetic fields.

lů) a také s velikostí statického magnetického pole (obr. 9). Z tohoto pohledu platí, že G je nižší při vysokém počtu cívek a vysokém magnetickém poli. Nebo naopak: Čím více cívek a vyšší magnetické pole je k dispozici, tím vyšší akcelerační faktor lze ještě použít, aniž by obraz ztratil svou použitelnost (5). Tuto závislost je však nutné brát jako platnou do určité velikosti akceleračního faktoru a rozhodně nelze očekávat, že současně dostupná technologie umožní používat 10- a více násobná zrychlení (realisticky se pohybujeme na faktorech 3 pro 2D techniky a 6 pro 3D techniky). Samotná výsledná kvalita obrazu navíc není určena jen dostupným hardwarem, ale významně se na ní podílí také samotná akviziční technika a tento aspekt bude probrán v následující kapitole o vývoji softwaru.

Porovnání 20-kanálové a 64-kanálové hlavové cívky ukazuje obrázek 10. Výrazně vyššího poměru S/Š je u 64-kanálové cívky dosaženo hlavně v povrchových oblastech mozku, zatímco směrem k středu cívky se situace vyrovnává.



▲ Obr. 10

Obr. 10. Srovnání použití 20-ti kanálové (A) a 64-kanálové hlavo-krční RF cívký (B) při zobrazení mozku T1-váženými obrazy sekvencí 3D MP-RAGE. Profit v poměru S/Š je patrný zejména v povrchových oblastech mozku.

Fig. 10. Comparison of using 20-channel (A) and 64-channel head-neck RF coil (B) in brain MRI with T1-weighted images of the 3D MP-RAGE sequence. Profit in SNR is visible especially on surface of the brain.

Dosavadní rozbor se týkal počtu paralelních kanálů striktně na přijímací části RF systému a v magnetickém poli 1,5 T je to i postačující. Jiná situace je ale na vyšších magnetických polích počínaje 3 T. Je to díky efektu, který se nazývá RF interference nebo také dielektrická rezonance, a vede k nehomogenitě obrazu způsobenou prostorovou distribucí sklápěcího úhlu RF pulzů. Toto nepredikovatelné zesílení či zeslabení signálu nelze odstranit žádným způsobem, když je vysílací část RF systému vybavena pouze jednou cívkou a jedním vysílačem. Pokud však máme k dispozici více nezávislých zdrojů excitace, lze úpravou amplitudy pulzu v jednotlivých excitacích cívkách dosáhnout situace, kdy celková distribuce sklápěcího úhlu je téměř homogenní (optimalizace distribuce proměnného vysokofrekvenčního

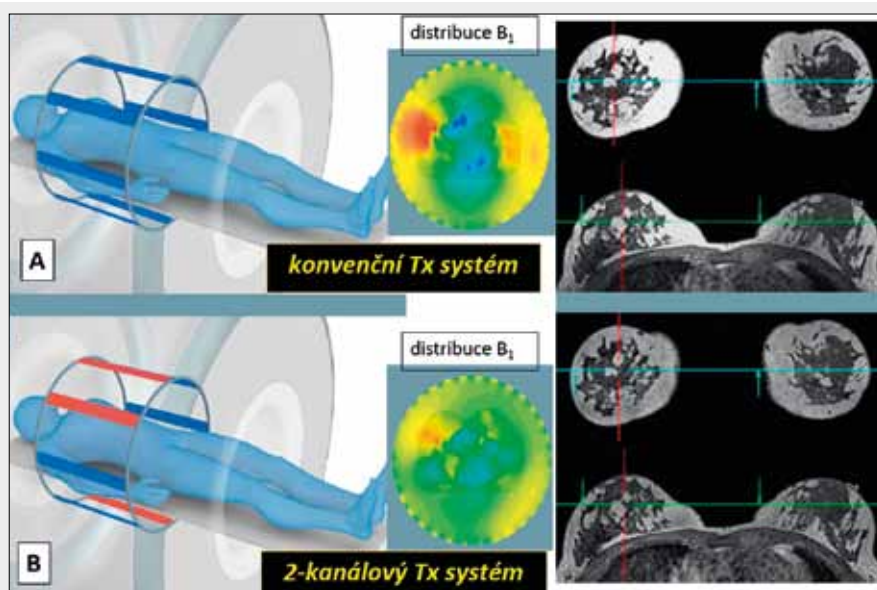
magnetického pole B_1 je proto odborně nazývána jako B_1 -shim). Proto dnešní moderní MR tomografy s magnetickým polem od 3 T jsou vybaveny tzv. multi-transmit systémem (2 až 4 vysílací cívký) viz obr. 11 (upraveno z firemní dokumentace Siemens), pro MR přístroje s magnetickým polem 7 T se uvažuje o 8-kanálovém transmisním systému. Jak ukazuje obrázek 12, u experimentálního systému s ještě vyšším polem může být i počet transmisních cívek vyšší (převzato z (6)).

Nárůst počtu nezávislých cívek na vysílací straně však přináší i další výhody: snížení SAR (optimalizací amplitudy RF pulzu) a také možnost aplikovat libovolné průběhy RF pulzů (firemní název Siemens je „True shape“), které mohou pak např. generovat excitace pouze omezených oblastí (2D RF pulzy). I tímto způsobem lze potenciálně zkracovat akvizici obrazů. Souhrn transmisních možností a módů přináší obrázek 13 (upraveno z firemní dokumentace Siemens).

Nárůst počtu paralelních kanálů jak na přijímací, tak na vysílací straně pochopitelně přístroje prodražují. U vícečetných vysílačů by situace v budoucnu nemusela být tak dramatická, protože jeden velmi výkonný koncový zesilovač by byl nahrazen více zesilovači s menším výkonem.

Výpočetní systém, rekonstrukční procesor a ovládací počítač

Asi nikoho nepřekvapí, jakou změnou prošla za 30 let výpočetní a ovládací část tomografu, to jsme nakonec zažili všichni u osobních počítačů. Možná pro pobavení zmíním některé technické parametry počítače našeho tomografu první generace. Jednalo se o počítač VAX-730 firmy Digital (operační systém VMS), jehož rozměry byly přibližně $1,2 \times 1 \times 1$ metru. Počítač, který nám v té době záviděly i některé vědecké ústavy, měl 4 MB operační paměti a 400 MB HD, archivace se prováděla na magnetické disky o kapacitě 25 MB (rozměr přibližně 15×20 cm). Disky byly extrémně drahé, a tak se archivovalo pouze několik obrázků z každého pacienta. Zní to neuvěřitelně, ale našemu radiologovi se podařilo na jeden tento disk „nacpat“ až téměř 200 pacientů.



◀ Obr. 11

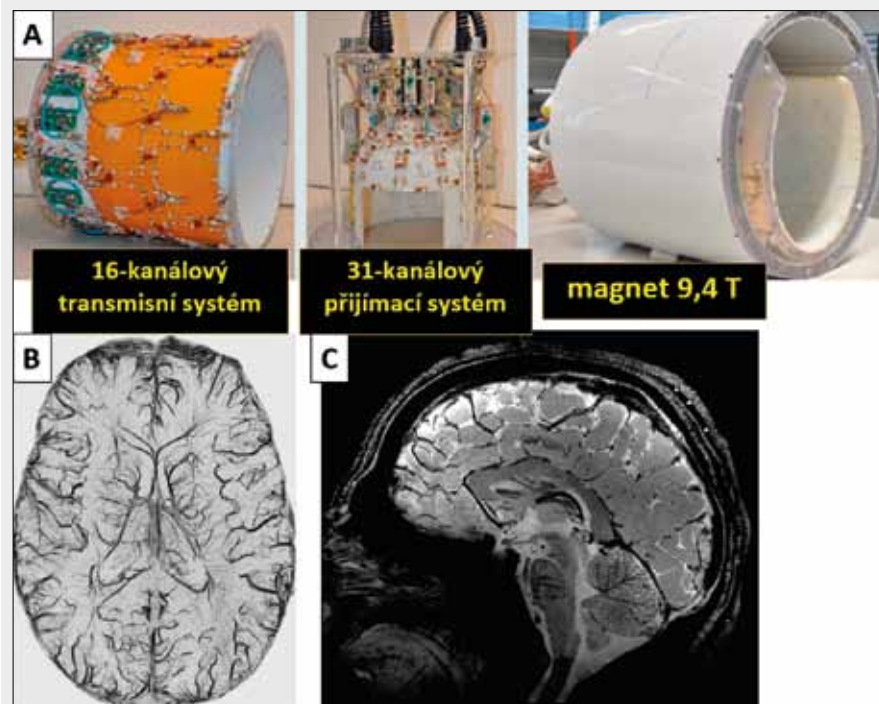
Obr. 11. Schéma transmisních RF systémů: A – jednonálový systém; B – dvoukanálový systém, který poskytuje homogennější excitaci, což ukazuje B_1 mapa (uprostřed) i obrazy z vyšetření prsů (vpravo). Vícekanálové vysílací systémy se dnes uplatňují na všech MR tomografech s magnetickým polem od 3 T (firemní dokumentace Siemens).

Fig. 11. Scheme of transmission RF systems: A – single-channel system; B – two-channel system with advantage of more homogeneous excitation, shown on B_1 map (at the middle) and mamographic MR images (right). Multi-channel transmit RF systems are implemented on all today MR systems with magnetic field 3 T and more (Siemens documentation).

Pro některé z nás byl další vývoj na tomto poli i poněkud překvapivý, neboť od velké a renomované firmy Digital (dominující na trhu velmi výkonného segmentu výpočetní techniky v osmdesátých letech) přešli výrobci na Unixové (Linuxové) stanice a servery v devadesátých letech, aby pak skončili prakticky u „obyčejných“ PC a operačního systému Windows. Proto dnes vlastně výkon výpočetního systému u MR tomografů skoro nikoho nezajímá, protože víme, že je ho dost i pro

dříve velmi náročné operace s daty, že se nemusíme prakticky starat o kapacitu archivačních médií, protože se nám jeví jako nekonečná... Navíc víme, že za pár let firma celý systém nejspíše s novou softwarovou verzí obmění za ještě výkonnější. Zkrátka tohle už dnes není a do budoucna už vůbec nebude zajímavé téma.

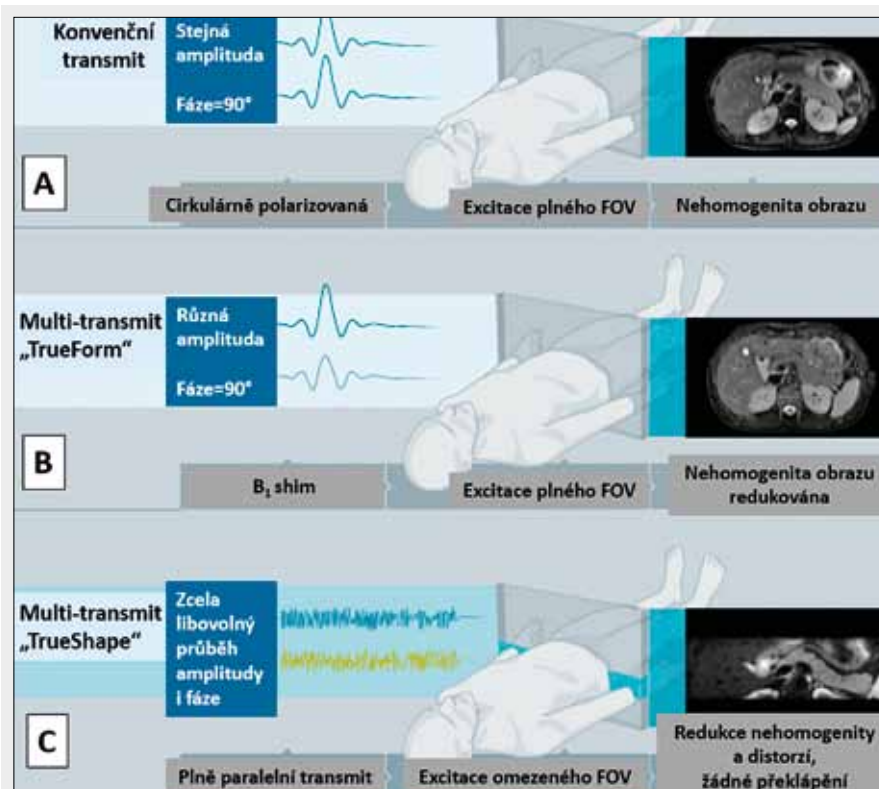
Ale jak se říká: S jídlem roste chuť. A tak přeci jen občas narazíme na zcela novou softwarovou aplikaci, jenž potřebuje



◀ Obr. 12

Obr. 12. Ukázka moderního systému s ultra-vysokým magnetickým polem 9,4 T, vybaveným 16-kanálovým transmisním a 31-kanálovým přijímacím RF systémem (A); B – příklad SWI obrazu; C – obrazu gradientního echa s rozlišením $0,28 \times 0,28 \times 1 \text{ mm}^3$ (převzato z (6))

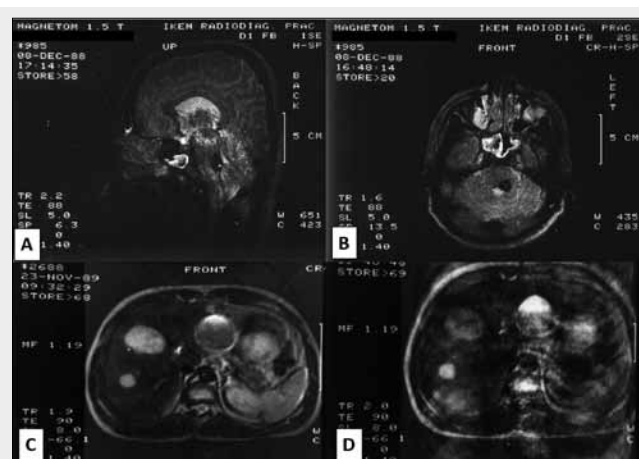
Fig. 12. Shows modern system with ultra-high magnetic field 9.4T equipped with 16-channel transmit and 31-channel receive RF system (A). B – is shown SWI; C – shows gradient-echo image with spatial resolution of $0.28 \times 0.28 \times 1 \text{ mm}^3$ (adopted from (6))



◀ Obr. 13

Obr. 13. Tři stupně vspělosti transmisního RF systému. A – konvenční jednocanálový systém s jedinou amplitudou RF pulzu a nevýhodou heterogenity obrazu; B – vícekanálový systém s možností optimalizace amplitudy separátně pro každý kanál tak, aby obraz byl co nejhomogennější (B₁ shimming); C – nejvyspělejší více-kanálový systém s kompletním řízením amplitudy a fáze RF pulzů, rozšiřují systém B o možnosti generovat jakýkoliv profil nebo excitaci libovolných oblastí pomocí 2D RF pulzů (firmitní dokumentace Siemens)

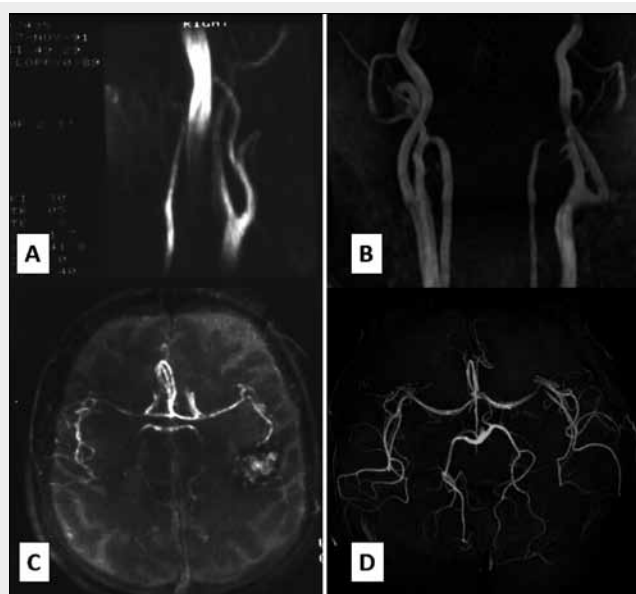
Fig. 13. Three levels of development of the RF system. A – conventional single-channel system with unique amplitude of the RF pulse and image inhomogeneity; B – multi-channel system with possibility of amplitude optimization for each channel in order to produce as much as homogeneous image (B₁ shimming); C – the most advanced multi-channel system with complete control on magnitude and phase of RF pulses expanding options of the system with arbitrary shape, profile or even to generate excitation of any region using 2D RF pulse (Siemens documentation)



▲ Obr. 14

Obr. 14. Možnosti skenerů na konci osmdesátých let. A, B – zobrazení mozku T2-váženými obrazy; C, D – vyšetření ložisek v játrech T2-váženými obrazy; D – vyšetření často postižené pohybovými artefakty
Fig. 14. Images from late eighties. A, B – brain T2-weighted images; C, D – examination of liver lesions with T2-weighted images; D – very often suffering from motion artifacts

větší výpočetní výkon a musíme chvilku na obrazy počkat. Je to logické, pokud si uvědomíme, že např. pro rekonstrukce dat při paralelním zobrazování nabíráme z 64 nezávislých zdrojů (kanálů) a přitom měříme 200 vrstev v matici 512×512 . To je přibližně 2500krát větší množství dat než při standardním jednokanálovém náběru 20 vrstev v běžné matici 256×256 .



▲ Obr. 15

Obr. 15. Porovnání první MRA (A) krčních a (C) mozkových tepen s dnešními možnostmi nativní MRA (B, D) metodou TOF. Obrazy na A a C vznikly ve vlastním softwaru v roce 1991.
Fig. 15. Compare very first TOF MRA of (A) neck and (C) brain arteries with today native MRA (B, D). Images in A and C were created in home-built software in 1991.

K tomu ještě musíme připočíst rekonstrukci chybějících dat při paralelním náběru s vyšším akceleračním faktorem. Takový objem operací byl ještě před 10 lety těžko představitelný a na rekonstrukci obrazů bychom si tehdy počkali pravděpodobně pěkných pár hodin.

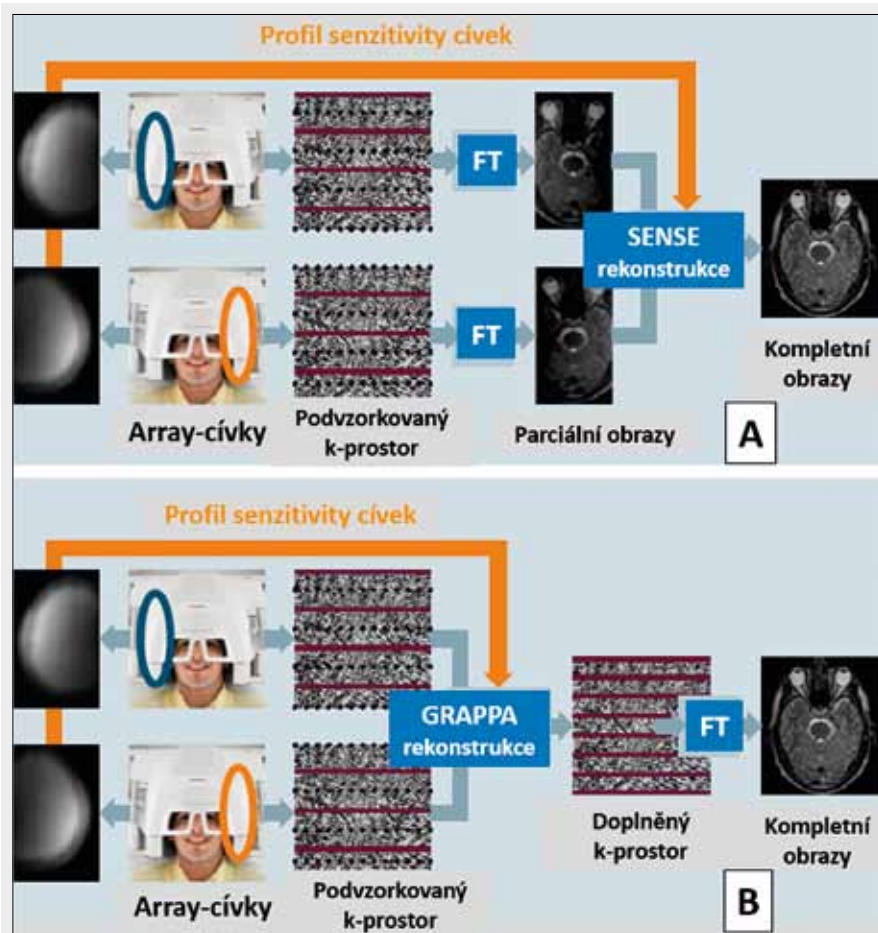
Software a sekvence pro MR zobrazování

Jak ukazuje obrázek 2, prakticky po celou dobu od klinického zavedení MR dochází k nepřetržitému vývoji měřících sekvencí, akvizičních technik a také metod post-zpracování a vyhodnocení naměřených MR obrazů. Magnetická rezonance je právě unikátní tím, že absolutní většina nových metod byla objevena a publikována univerzitními a výzkumnými pracovišti, zatímco k firemní implementaci docházelo až poté. Možná proto jsou mezinárodní společnosti magnetické rezonance (ISMRM nebo ESMRMB) již od svého vzniku heterogenním společenstvím vědců, lékařů, fyziků, biologů nebo biochemiků, a pro každý z těchto oborů poskytuje MR velmi široké pole možností ve vývoji.

Když se opět vrátím na konec osmdesátých let, pak z dnešního pohledu jsou jednotlivá měření (sekvence) neuvěřitelně dlouhá a jejich nabídka chudá. Přístroje byly vybaveny pouze jednoduchým spinovým echem (SE, publikovaným Jürgenem Hahnem již v roce 1950) a jako novinka ke zkrácení měření přichází sekvence gradientního echa (GRE) ve své koherentní (FISP) a nekoherentní verzi (FLASH) (7, 8). Při vyšetření bylo rozumné provádět pouze jediné měření T2-vážených obrazů sekvencí SE, protože toto samotné měření trvalo kolem 10 až 13 minut. Ukázka kvality typických obrazů z konce osmdesátých let je vidět na obrázku 14. V té době bylo z dnešního hlediska nejproblematictější vyšetření břišních nebo dokonce hrudních orgánů, protože ještě nebyly k dispozici žádné ze současných způsobů dechové navigace a ani dostatečně rychlé sekvence pro zadržení dechu pacienta, takže měření trávající několik minut byla prováděna při normálním dýchání, což vedlo k výraznému ovlivnění obrazů pohybovými artefakty.

Jediný způsob, jak zkrátit měření T1-vážených obrazů pod 4 minuty, bylo použít GRE (měření pak trvalo kolem 2 až 3 minut). Sekvence inversion recovery (IR) nebyla použitelná prakticky vůbec (ač v nabídce byla), protože doba měření přesahovala 15 minut. To vše samozřejmě s výrazně horším prostorovým rozlišením ve srovnání s dnešními protokoly (běžně používaná tloušťka vrstvy při vyšetření mozku byla 6 mm, matice maximálně 256×256). Další možností zkrácení měření byla již v této době dostupná tzv. Half-Fourier akviziční technika, kdy je měřena přibližně polovina dat k-prostoru a zbytek je rekonstruován díky jeho symetrii (9). Jako rychlá alternativa SE při měření T2-vážených obrazů se v té době dala použít sekvence GRE (ta ale poskytne T2*-vážené obrazy s vlivem artefaktů susceptibility) nebo sekvence PSIF s relativně nízkým poměrem S/Š (10).

Počátkem devadesátých let přichází z klinického hlediska průlomová akviziční technika – sekvence rychlého spinového echa (Turbo SE-TSE, Fast SE-FSE), která vycházela z modifikace Jürgenem Hennigem (11) publikované sekvence RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement). Náběrem více řádků k-prostoru během jednoho repetičního času TR je možné zkrátit měření zejména T2-vážených obrazů velmi razantně (běžně 20krát) a dosáhnout tím času měření 2–3 minuty. Prakticky všechna měření T2-vážených obrazů SE jsou



◀ Obr. 16

Obr. 16. **Rozdíl ve dvou technikách paralelního zobrazování.** Metoda SENSE (A) provádí nejprve Fourierovu transformaci (FT) na podvzorkovaný k-prostor každé cívky a pak vypočte finální obraz za pomoci znalosti prostorové senzitivity každé cívky (ty jsou získány separátními skeny). Naopak GRAPPA (B) doplní chybějící řádky k-prostoru před FT a to za pomoci tzv. auto-kalibračních řádků, které jsou získány během samotného měření (upraveno z (16)).

Fig. 16. **Difference between two basic techniques of the parallel imaging.** SENSE method (A) performs first Fourier transformation (FT) of the under-sampled k-space of the each coil and after that calculates final images with the knowledge of spatial coil sensitivity of each coil (separate pre-scans serve to get sensitivities). On the contrary, GRAPPA (B) first fill missing lines of the k-space before FT also using auto-calibration lines which acquired during the measurement itself (adopted from (16)).

od té doby nahrazena sekvencí TSE, což umožňuje během vyšetření měřit T2 obrazy ve více než jedné orientaci. Také sekvence IR ožívá v turbo verzi (TIR) do svého klinického použití, protože čas měření je již akceptovatelný. Zcela zásadní a v dnešním protokolu nepostradatelnou verzí sekvence TIR se stává sekvence FLAIR (12) s dlouhým inverzním časem TI pro potlačení signálu mozkomíšního moku.

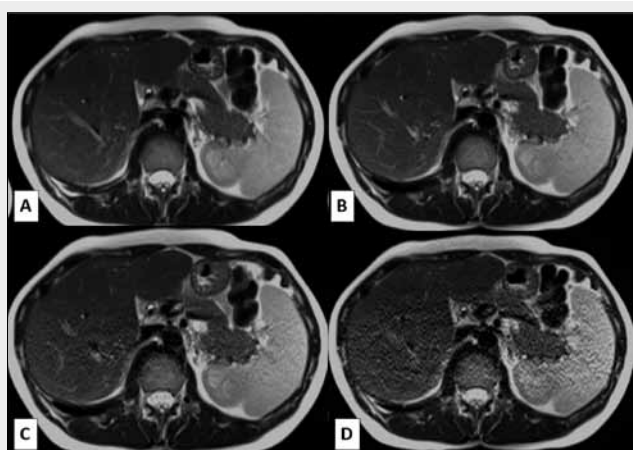
V této době také přichází nová metoda – nativní MR angiografie (MRA), která využívá proudění krve k vizualizaci cévního systému (poprvé v ČR jsme prezentovali tuto metodu při zobrazení krčních tepen na radiologickém sjezdu v roce 1991). Představu o tehdejších možnostech a prvních MRA metodou time-of-flight (TOF) poskytuje obrázek 15. Zpočátku nebyl pro MRA žádný firemní software (první MRA byly zpracovávány vlastním programem) a např. v IKEM kompletní softwarové vybavení pro MRA přichází až s instalací tomografu Siemens Vision v polovině devadesátých let, kdy už bylo možné využít obou nativních metod: TOF i fázového kontrastu.

Tato generace přístrojů (Siemens Vision) už byla ale také vybavena gradientním systémem schopným realizovat měření sekvencí EPI, takže se tak stávají dostupné sekvence pro měření mozkové difuze (DWI), perfuze a funkčního MR zobrazování (fMRI). Zvýšení výkonu gradientního systému také umožnilo realizaci rychlých a krátkých měření pro MRA s aplikací bolu kontrastní látky nebo-li kontrastní MRA. Kontrastní MRA se v této době (kolem roku 2000) začíná metodicky silně rozvíjet (vznikají nové strategie náběru dat

k-prostoru, např. eliptický centrický, kdy je k-prostor snímán od středu směrem k periférii, což je pro akvizici technikou „bolus care“ zcela zásadní), ale plnému využití u přístrojů z devadesátých let ještě brání vhodné pokrytí cívkami u rozsáhlejších oblastí, jako např. dolních končetin. Paradoxně tedy kontrastní MRA (v podstatě obdoba klasické angiografie nebo CT angiografie) se rozvíjí později než metody nativní MRA, a to díky vyšším nárokům na výkon gradientů. Po roce 1997 se i na našem pracovišti v IKEM objevuje a je rozvíjena nová nativní metoda vyšetření žlučových cest – MR cholangiografie, založená na rychlých tzv. single-shot sekvencích (HASTE) a extrémně T2-vážených obrazech.

Další generace přístrojů, která přichází na konci devadesátých let a přelomu tisíciletí opět posunuje možnosti rozvíjených metod: Poskytuje dostatečné pokrytí jednotlivých vyšetřovaných oblastí dedikovanými cívkami a spolu s vylepšením gradientního a RF systému (díky plné kontrole nad amplitudou i fází RF pulzů) umožňuje implementaci nových rychlých sekvencí typu „steady-state free precession“ (SSFP) (firemně TrueFISP, balanced FFE, FIESTA). Tyto nové rychlé sekvence od té doby sehrávají klíčovou roli při vyšetření kinetiky srdce, v abdominální a pánevní oblasti (např. MR enterografie) i nativním vyšetření cév (o něco později se sekvence balancovaného gradientního echa – jak jsou také nazývány – stanou i základní akviziční technikou pro nativní vyšetření renálních tepen).

Spolu s rozvojem RF systému a zvyšováním počtu nezávislých zdrojů signálu – tedy elementů array-cívek – přichází



▲ Obr. 17

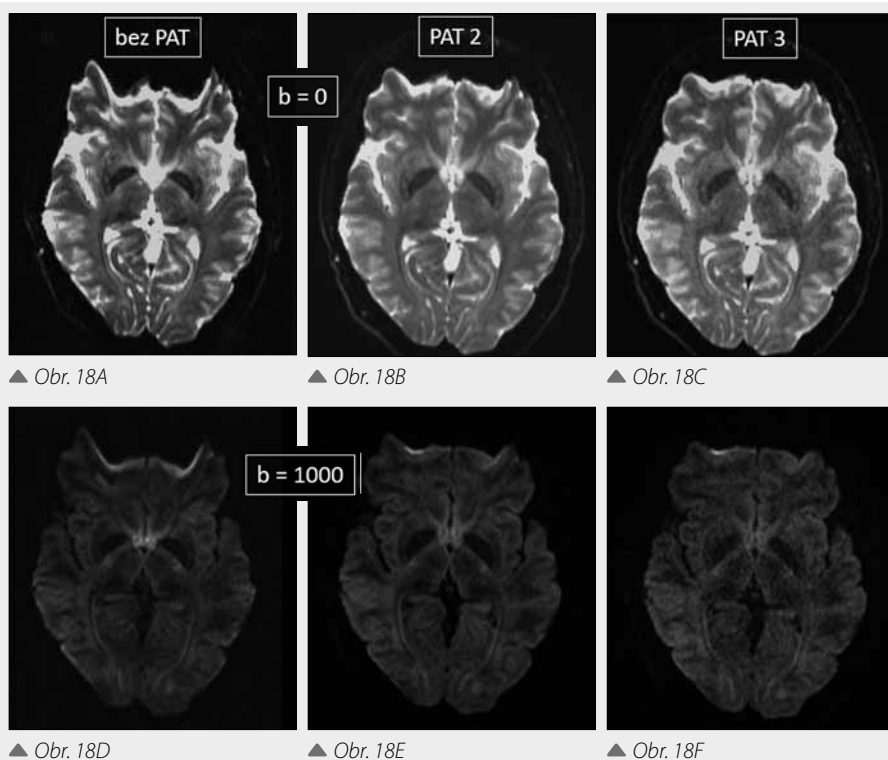
Obr. 17. Pokles poměru S/Š a jeho prostorové rozložení při zvyšování akceleračního faktoru R. A – bez paralelní techniky; B – R = 2; C – R = 3; D – R = 4

Fig. 17. SNR decrease and its spatial distribution when increasing acceleration factor R. A – without acceleration; B – R = 2; C – R = 3; D – R = 4

další již zmíněný zlomový bod: paralelní zobrazování (jednotlivé techniky jsou výrobci nazývané různě: SENSE, GRAPPA, ASSET apod.). Paralelní zobrazování využívá možnosti vypuštění určitého počtu řádků k-prostoru z měření právě za pomoci více použitých přijímacích RF cívek. Na rozdíl od techniky částečného náběru k-prostoru (Half-Fourier) se zde využívá jeho podvzorkování, jinými slovy náběru pouze každého n-tého řádku (každého druhého, třetího atd.). Podle počtu vynechaných řádků mluvíme pak o akceleračním fak-

toru (SENSE-faktoru, R) s urychlením 2, 3 atd. Prostorová distribuce jednotlivých snímacích cívek podél směru fázového kódování (směru, ve kterém jsou řádky vynechány) pak rekonstrukčnímu algoritmu umožní vytvořit obrazy bez jinak neodvratných artefaktů „překlopení“ obrazu. Zásadní publikace (Pruessmann K, et al. SENSE: Sensitivity Encoding for fast MRI, 1999 (4) a Griswold MA, et al. Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA), 2002 (13)) ukázaly, že je možné zabránit artefaktům buď po Fourierově transformaci (FT) v obrazovém prostoru (SENSE používá tzv. „un-folding“), nebo před FT doplněním chybějících řádků k-prostoru (GRAPPA) (obr. 16). Příklad zrychlení měření různými akceleračními faktory ukazuje obrázek 17. Paralelní zobrazování se stalo samozřejmou součástí prakticky všech zobrazovacích sekvencí a umožnilo nejen zvýšit rychlost akvizice tam, kde je to zcela zásadní, jako např. kontrastní MRA, kinetická vyšetření srdce nebo 3D akvizice dynamiky kontrastní látky při vyšetření všech abdominálních nebo pánevních orgánů, ale také přispívá ke snížení artefaktů a distorzí obrazů sekvence EPI v případě funkčního MR zobrazování a DWI (obr. 18).

Rozvoj metod paralelního zobrazování a efektivního podvzorkování nabíraných dat (k-prostoru) za účelem zrychlení měření probíhá dodnes a zdá se, že i následující léta budou v tomto znamení. Například jen sofistikovanější způsob podvzorkování, jaký představuje metoda nazývaná CAIPIRINHA (Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration; Breuer et al., 2005 (14)), umožňuje využít vyšší akcelerační faktory s menším poklesem poměru S/Š než u klasických metod paralelního zobrazování. Porovnání standardního způsobu podvzorkování s metodou CAIPIRINHA ukazuje obrázek 19 a výsledný profit v MR obrazech pak obrázek 20. Pochopení zákonitostí paralelního zobrazování (např. 15) a rozšíření rekonstrukčních algoritmů přispělo k další akcele-



▲ Obr. 18A

▲ Obr. 18B

▲ Obr. 18C

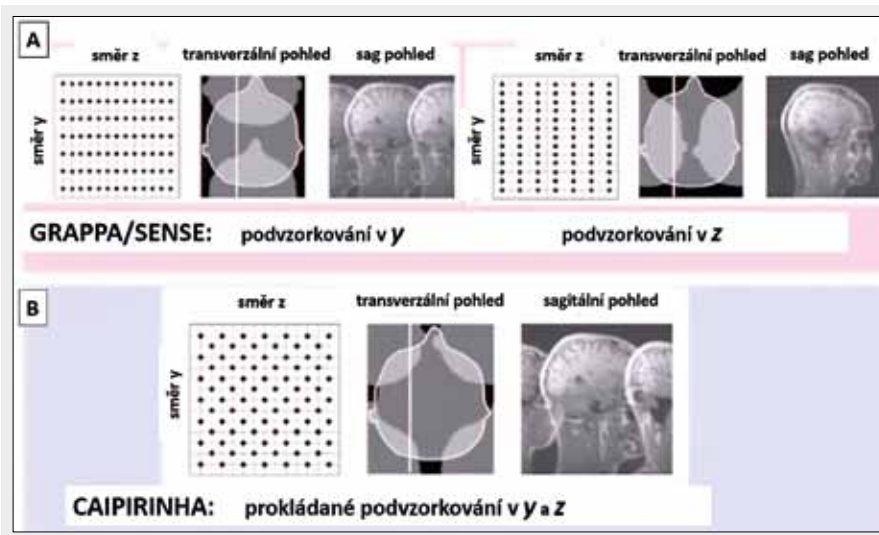
▲ Obr. 18D

▲ Obr. 18E

▲ Obr. 18F

Obr. 18. Ukázka pozitivního vlivu paralelního zobrazování při DWI. Zrychlením akvizice obrazů EPI (zvýšením šířky pásma ve směru fázového kódování) dojde ke zmenšení prostorových distorzí, jak je vidět při zvyšování akceleračního faktoru: A, D – bez paralelní techniky; B, E – R = 2; C, F – R = 3. Horní řada jsou obrazy s $b = 0$, dolní pak s $b = 1000 \text{ s/mm}^2$.

Fig. 18. Example of the positive influence of parallel imaging in DWI. By means of acceleration of the EPI acquisition (increasing of the bandwidth in phase-coding direction) leads to reduction of spatial distortions with the increase of the acceleration factor: A, D – without parallel technique; B, E – R = 2; C, F – R = 3. Upper row shows images with $b = 0$, bottom with $b = 1000 \text{ s/mm}^2$.



Obr. 19

Obr. 19. Rozdíl mezi konvenčním podvzorkováním 3D sekvencí u GRAPPA/SENSE (A) a prokládaným podvzorkováním v případě metody CAIPIRINHA (B). I když je akcelerační faktor stejný (stejný počet řádků není naměřen), CAIPIRINHA dává lepší poměr S/Š (upraveno z (16)).

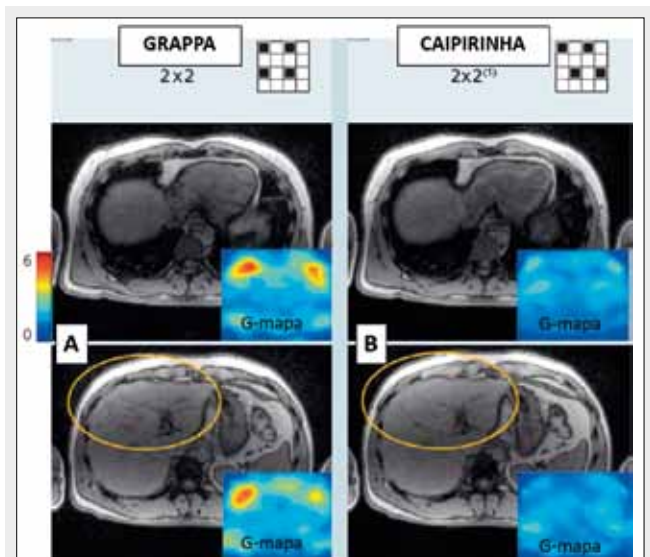
Fig. 19. Difference between conventional under-sampling of 3D sequences using GRAPPA/SENSE (A) interleaved under-sampling in case of CAIPIRINHA (B). Despite that acceleration factor is the same (the same number of missing lines) better SNR provides CAIPIRINHA (adopted from (16)).

raci měření využitím simultánní excitace a akvizice více vrstev najednou („multi-band sequence“, „simultaneous multi-slice“ – SMS). Princip techniky SMS ukazuje obrázek 21 (upraveno z (16)). Zrychlení náběru dat pomocí SMS se uplatňuje zejména u funkčního MR zobrazování a zobrazování traktů bílé hmoty pomocí mnoha-směrové DWI (často také diffusion tensor imaging – DTI, i když dnes je technika zobecněna i na situaci, kdy tenzorový model popisující difuzi neplatí). Jestliže totiž požadujeme kompletní pokrytí celého mozku mnoha tenkými vrstvami a zároveň chceme měřit alespoň v 64 prostorových směrech, a to i s potlačením prostorových distorzí (měření se pak provádějí 2krát s opačným směrem fázového kódování), pak výsledný akviziční čas se blíží k 1 hodině. Při použití SMS lze čas takových měření stlačit k již akceptovatelným 20 minutám. Příklad porovnání efektivity fMRI s použitím SMS ukazuje obrázek 22, kdy při stejné dlouhotrvajícím měření je nabíráno 80 obrazů standardní akvizicí nebo 200 pomocí SMS (vyšší počet naměřených obrazů mozku vede k lepší statistice, a tím relevantnějším výsledkům vyhodnocení fMRI).

Jak ukazuje obrázek 2, poslední období vývoje je charakterizováno také anglickým výrazem „sparsity“. Úmyslně jsem ponechal tento název, protože se mi nezdá být ideální žádný český ekvivalent. V tomto případě jde o využití specifické formy některých dat k tomu, abychom mohli taková data efektivně podvzorkovat a tím mnohem rychleji naměřit. Zjednodušeně řečeno, data musí být dostatečně „řidká“, pak lze uplatnit algoritmus nazývaný „compressed sensing“. Myšlenka vychází z analogie s komprimací obrazů pomocí dobře známých postupů, jako je např. JPEG. Ukazuje se, že za určitých okolností lze obraz komprimovat na zlomek velikosti dat, aniž by výrazně utrpěla jeho kvalita. A podobně je to s MR obrazy: Zdá se, že významná část dat může být „nepotřebná“, a není tedy důvod proč ztrácet čas jejich měřením.

Při „compressed sensing“ jsou měřená data podvzorkována, ale na rozdíl od technik paralelního zobrazování není vzorkování pravidelné, nýbrž pseudonáhodné. Jinými slovy měřené a neměřené řádky k-prostoru se nestrídají pravidelně, ale náhodně. Takový způsob vzorkování umožňuje na dostatečně „řidkých“ datech použít iterativní proces rekonstrukce, který nakonec poskytne obrazy v dostatečné kvalitě.

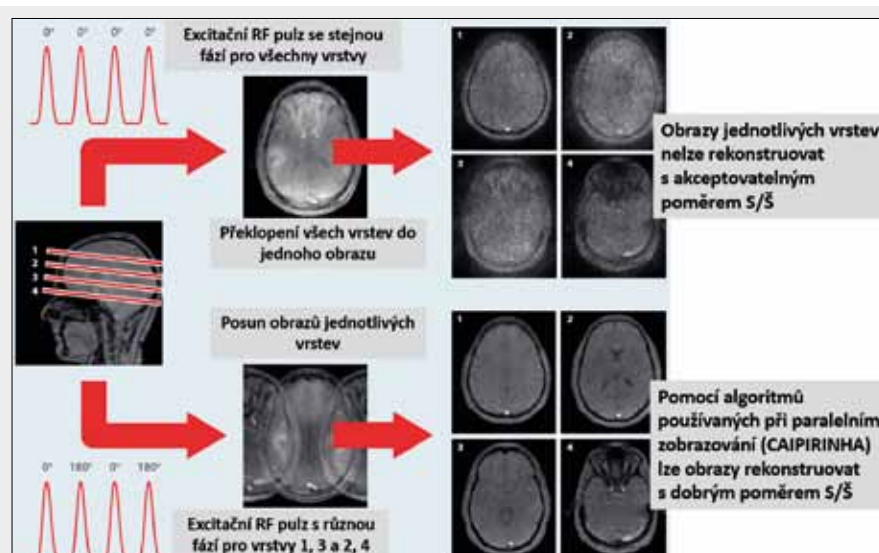
Nakonec se ještě krátce zmíním o kvalitativním a částečně i kvantitativním využití některých fyzikálních vlastností látek a tkání. Jedním z parametrů čistě specifických pro MR je susceptibilita látek, která charakterizuje jejich chování v magnetickém poli (podle toho se pak látky v zásadě dělí na diamagnetické, paramagnetické, feromagnetické a superparamagnetické). I relativně malé rozdíly v susceptibilitě látek (jako např. okysličená či neokysličená krev, tkáně a jejich okolí) mohou vést k dostatečně silným rozdílům v měřeném MR signálu, aby se toho dalo využít k zobrazení či dokonce kvantifikaci susceptibility. Metoda susceptibilitně váženého



Obr. 20

Obr. 20. Přínos metody CAIPIRINHA oproti GRAPPA při čtyřnásobné akceleraci (2×2 – tedy akcelerace v obou směrech fázového kódování). V barevné škále jsou ukázány mapy G-faktoru (čím je nižší, tím lepší je S/Š) (převzato z (16)).

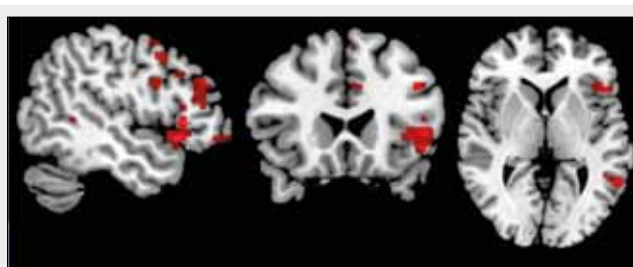
Fig. 20. The profit of CAIPIRINHA compared to GRAPPA in four-fold acceleration (2×2 – means acceleration in both phase-coding directions). G-factor maps are shown in color (lower G means higher SNR) (from 16).



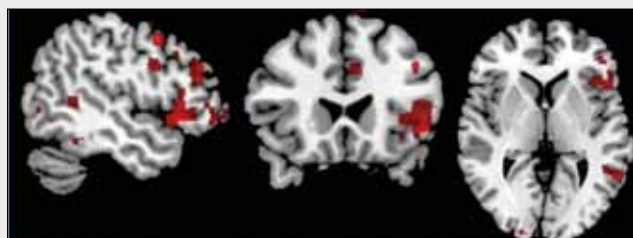
◀ Obr. 21

Obr. 21. Princip simultánní excitace více vrstev (SMS). RF pulz obsahuje excitační pásma několika vrstev, a pokud nemají všechna stejnou fázi, umožňuje algoritmus podobný paralelním technikám rekonstruovat obrázky jednotlivých vrstev téměř bez vzájemné kontaminace a dobrým S/Š (proto také někdy nazývána 2D CAIPIRINHA) (převzato z (16)).

Fig. 21. The principle of simultaneous multi-slice excitation (SMS). RF pulse contains excitation bandwidth of several slices and if the phase for each slice is not unique, the algorithm similar with parallel imaging allows to reconstruct images for each slice without mutual contamination and acceptable SNR (therefore also called 2D CAIPIRINHA) (from (16)).



▲ Obr. 22A



▲ Obr. 22B

Obr. 22. Přínos SMS při fMRI (stimulace testem verbální fluence). Standardní excitace na (A) umožňuje při stanoveném počtu vrstev $TR = 3$ s, zatímco SMS se simultánní excitací 4 vrstev na (B) $TR = 1$ s. Při přibližně stejné dlouhém měření je možno naměřit (A) 80 nebo (B) 200 obrazů mozku a tedy výrazně zvýšit relevanci statistického vyhodnocení.

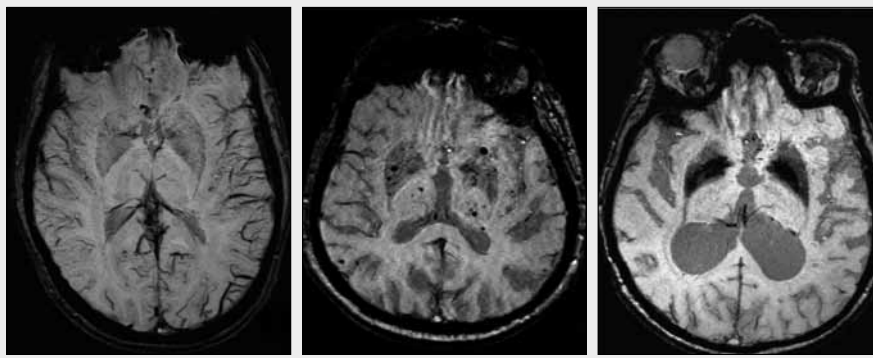
Fig. 22. The advantage of SMS in fMRI (stimulation with verbal fluency test). Standard excitation in (A) allows $TR = 3$ s but SMS with simultaneous excitation of 4 slices leads to shortening of $TR = 1$ s (B). During approximately same acquisition length can be measured either (A) 80 or (B) 200 brain volumes, and so with SMS significantly improved statistical analysis.

zobrazování (SWI) ve své dnešní podobě je k dispozici zhruba v posledním desetiletí (Haacke, 2004 (17)). Tato technika využívá citlivosti gradientního echa (podobně jako např. fMRI) vůči rozdílům v susceptibilitě, ale efekt je ještě zesílen využitím informace o změně fáze signálu. Vzhledem k tomu lze zobrazit i mikrokrvácení nebo žilní systém s výrazně vyšší citlivostí, než by tomu bylo u samotného gradientního echa (obr. 23). V poslední době se objevují práce, které posunují SWI

na kvantitativní úroveň pomocí tzv. „quantitative susceptibility mapping“ (QSM). Tato metoda má potenciál odlišit např. kalcifikace od depozitu železa nebo kvantifikovat koncentraci kontrastní látky (gadolinia) v mozkové tkáni (18).

Dá se říci, že tradiční fyzikální vlastnosti tkání využívané prakticky u každého MR vyšetření jsou relaxační časy T1 a T2. Od samého počátku MR lze sledovat snahu o jejich kvantifikaci. Myšlenku rozlišovat tumory na základě kvantifikace relaxačních časů si nechal patentovat Raymond Damadian již kolem roku 1972 (mimochodem Damadian sestrojil první MR skener a v roce 1977 na něm naměřil vůbec první obraz lidského těla). Měřením a kvantifikací relaxačních časů se zabývají jiné příspěvky v tomto čísle časopisu, takže zde nebudu uvádět přílišné detaily. Zjednodušeně však lze konstatovat, že doposud se využívalo kvantifikace T1 a T2 relaxačních časů pouze u specifických typů onemocnění nebo speciálních – a spíše vědeckých – studií (např. při měření koncentrace některých kovů a jejich sloučenin v mozku (19)). V praxi – jak víme – se nesrovnatelně častěji využívají tzv. T1- a T2-vážené obrázky, tedy obrázky, v jejichž kontrastu dominuje daný relaxační proces, a nesou tím kvalitativní informaci o rozdílech v relaxačních časech. Důvodů, proč je to tak, je hned několik: Naměření série obrazů nutných k výpočtu relaxačních map vyžaduje doposud výrazně více času a samotná metodika měření a rekonstrukce není zdaleka bez chyb (uplatňuje se zde i reálná situace s homogenitou RF pulzů apod.) – viz obr. 24 demonstrující tradiční přístup k měření a výpočtu relaxačních map. Navíc oproti původním Damadianovým předpokladům je patologická tkáň (včetně tumorů) značně heterogenní a také tím se relaxační časy různých subtypů tkáně překrývají, takže pak jejich specifikace na základě T1 či T2 je velmi obtížná.

Možnou změnu v této situaci by mohl přinést ambiciózní projekt, jenž používá nový přístup nazvaný „finger printing“ (otisk prstu) (20). Ten se snaží nahradit tradiční přístup měřením početné série obrazů (kolem 3000) s nízkým rozlišením, avšak extrémně rychlým měřením pomocí spirální akvizice (čas akvizice přibližně 40 s na vrstvu). Navíc se během měření této série mění hodnota sklápěcího úhlu excitačních RF pulzů a repetiční čas TR, jak je to ukázáno

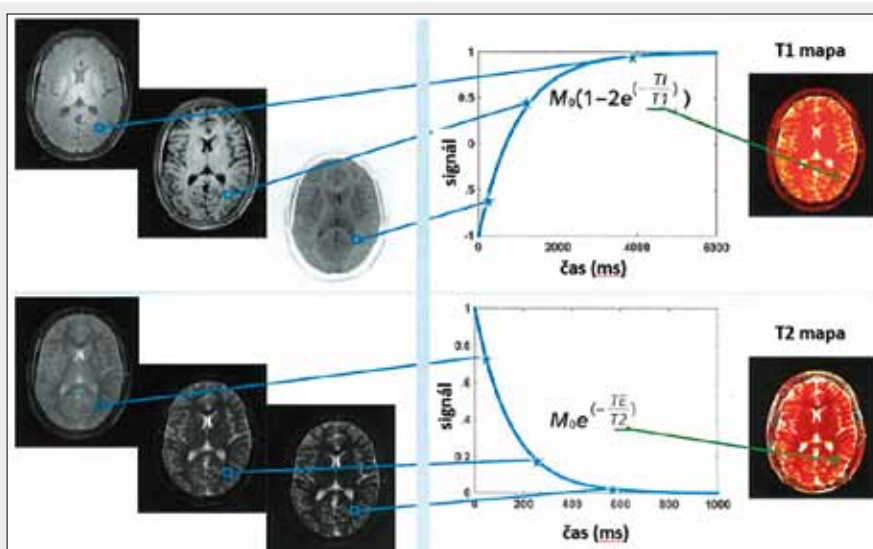


▲ Obr. 23A

▲ Obr. 23B

▲ Obr. 23C

Obr. 23. **Příklad použití SWI.** A – zobrazení dilatovaného žilního systému v levé hemisféře při akutní migréně; B – vícečetná mikrokrvácení u staršího pacienta; C – ukládání železa v bazálních gangliích
Fig. 23. **An example of SWI.** A – visualization of the dilated venous system in left hemisphere during acute migraine; B – multiple micro-hemorrhage in older patient; C – iron deposits in basal ganglia



◀ Obr. 24

Obr. 24. **Tradiční metodika měření a výpočtu T1 a T2 relaxačních map.** Měření série obrazů pro exponenciální fit je časově náročná, což je jedním z důvodů relativně řídkého klinického využití (převzato z (22)).
Fig. 24. **Traditional method of measurement and calculation of T1 and T2 maps.** Measurement of the series of images for exponential fit is time consuming what is one of reasons of relatively rare clinical use (adopted from (22)).

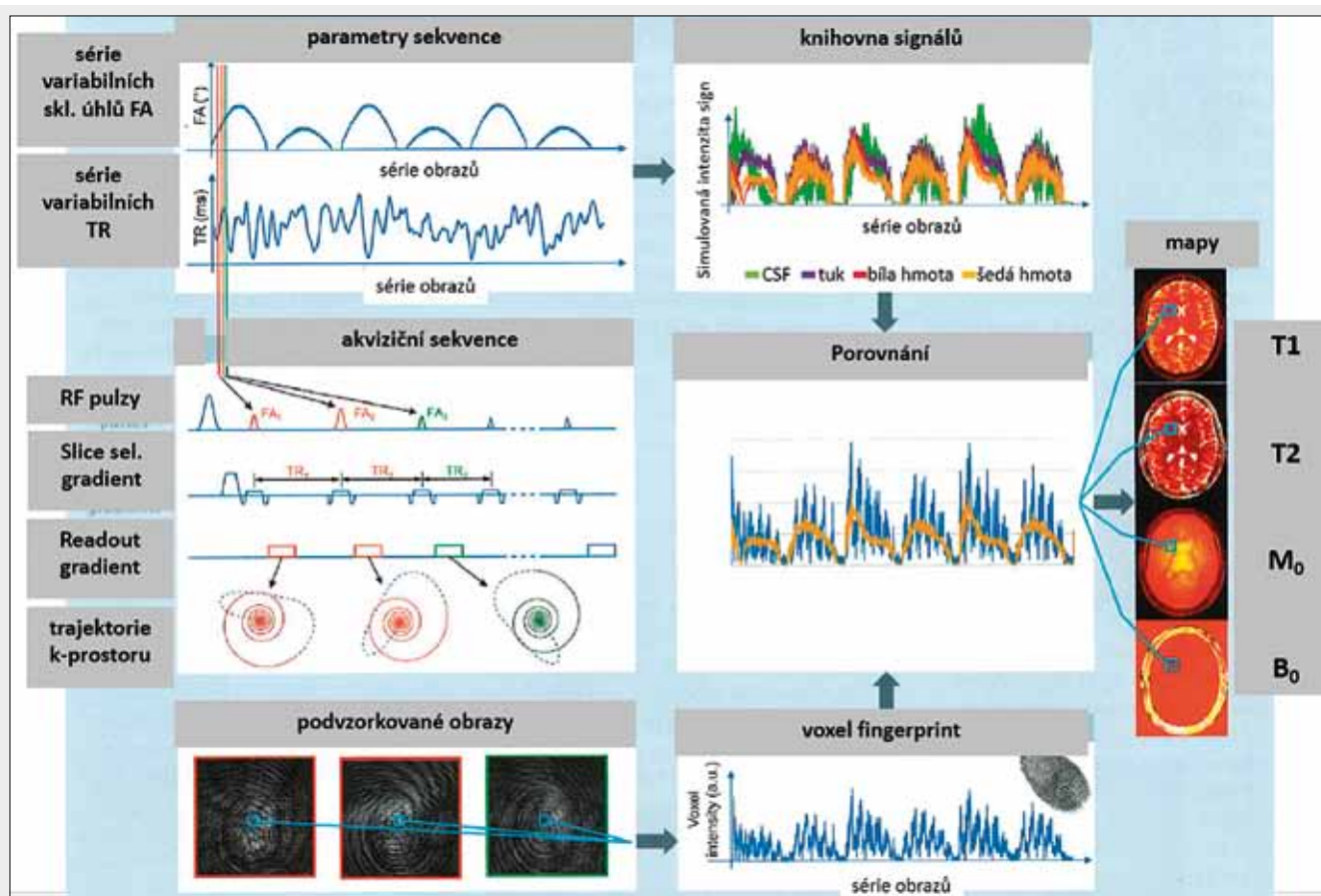
na obrázku 25 vlevo nahoře. Vyneseme-li průběh signálu přes sérii obrazů v každém voxelu, získáme „otisk“ („fingerprint“) obsahované tkáně charakterizovaný relaxačními časy T1 a T2, protonovou hustotou (M_0) a hodnotou lokálního magnetického pole B_0 (na obrázku vpravo dole). Průběh signálu v každém voxelu je pak porovnáván s knihovnou průběhů uměle modelovaných pro všechny realistické kombinace relaxačních časů a dvou dalších zmíněných parametrů (databáze obsahuje přes 360 000 možných kombinací). Kombinace s nejlepší shodou obou průběhů pak poskytne hodnoty všech čtyř hledaných parametrů, především tedy relaxačních časů a umožní vytvořit relaxační mapy (na obrázku zcela vpravo). Jakmile jsou známy základní parametry tkáně, je samozřejmě možné vypočítat i T1- a T2-vážené obrázky, jak jsou dnes běžně v diagnostice používány. Validační studie metody „finger printing“ probíhají na několika vybraných univerzitních pracovištích, výsledky dokumentuje obrázek 26. Budoucnost ukáže, zda je tento směr správný a prakticky použitelný. Zatím metodu trochu přibrzdžuje výpočetní výkon, protože porovnávání obrovského počtu průběhů signálů trvalo zatím zhruba 2,5 minuty na obraz v matici 128×128 voxelů, novější algoritmus však rekonstrukce několikánásobně zrychluje (při 1000 obrazech s maticí 128×128 a 196 000 profilech databáze trvá výpočet jedné mapy 2 s) (21, 22). Jak ale víme z minulosti, výkon počítačů ros-

te rychle, a tak možná za několik let bude „finger printing“ skutečně běžně používanou metodou.

ZÁVĚR

V tomto přehledu jsem se snažil ukázat vývoj magnetické rezonance za minulých 30 let, ale také nastínit nové trendy z poslední doby. Určitě se mi nepodařilo zdůraznit všechny milníky na této cestě, ale pokusil jsem se neopominout ty důležité. Nakonec bych chtěl vzpomenout na mladé kolegy radiology, kteří naplno propadli kouzlu magnetické rezonance, avšak jejich talenty byly ukončeny velmi předčasně fatálním onemocněním ve věku necelých 40 let. MUDr. Jiří Lízler byl úplně prvním českým MR radiologem (začínal spolu s MUDr. Helenou Filipovou právě v IKEM v roce 1987), MUDr. Jindřich Prádný rozjízďel o 2 roky později (spolu s MUDr. Helenou Štěňhovou) provoz na druhém českém MR tomografu ve FN Královské Vinohrady a MUDr. David Horák byl obrovským tahounem dvou moravských pracovišť – FN v Brně a Olomouci. Jsem rád, že jsem měl tu čest s nimi spolupracovat.

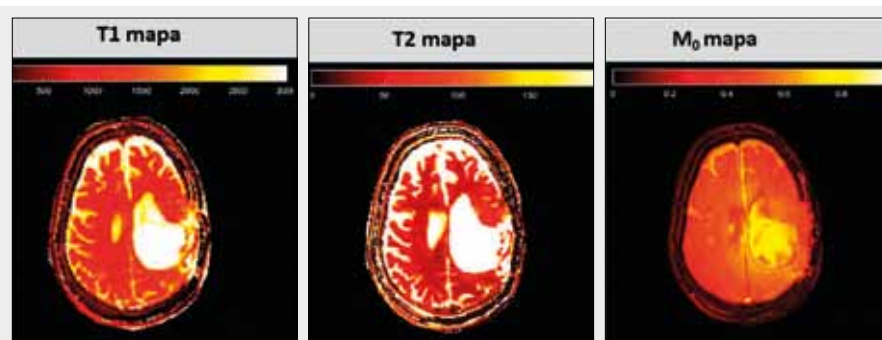
Poslední historický obrázek (obr. 27) ukazuje začátek a konec života magnetu: Vlevo je nadšení při tlačení prvního československého magnetu do nové budovy (1987) a vpravo nostalgie konce magnetu Siemens Vision (2006).



▲ Obr. 25

Obr. 25. **Princip metody „Fingerprinting“.** V tomto případě je měřena početná série obrazů s nízkým rozlišením (spirální akvizice), přičemž každý z nich je měřen s různými sklápěcím úhlem a TR (jak je vidět vlevo nahoře). Profil každého voxelu přes měřenou sérii je dán kombinací T1, T2 a hodnoty magnetického pole v daném místě. Každý profil je pak porovnáván s databází syntetických profilů a nejlepší shoda určuje konkrétní hodnoty T1, T2, spinové hustoty (M_0) a magnetického pole B_0 (upraveno z (22)).

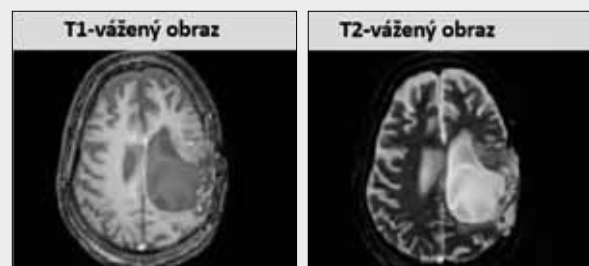
Fig. 25. **The principles of MR Fingerprinting.** In this case, large series of low resolution images are acquired (using spiral acquisition) when each one is measured with different flip angle and TR. Signal profile of each voxel over series is created by combination of T1, T2 and value and magnetic field in this location. Each profile is compared with database of synthetic profiles and the best agreement defines values of T1, T2, spin density (M_0) and magnetic field B_0 (adopted from (22)).



▲ Obr. 26A

▲ Obr. 26B

▲ Obr. 26C



▲ Obr. 26D

▲ Obr. 26E

Obr. 26. **Výsledné rekonstruované obrazy.** A – T1 mapa; B – T2 mapa; C – M_0 mapa a dále vypočtený T1-vážený (D) a T2-vážený obraz u pacienta s mozkovým nádorem (E) (převzato z (22))

Fig. 26. **Final reconstructed images.** A – T1 map; B – T2 map; C – M_0 map and also calculated T1-weighted (D) and T2-weighted image in patient with brain tumor (E) (adopted from (22))



▲ Obr. 27A



▲ Obr. 27B

Obr. 27. Začátek a konec magnetu...
Fig. 27. Begin and end of the magnet...

LITERATURA

1. **Tintěra J.** MR zobrazování s magnetickým polem 3T: Teoretické aspekty a praktická srovnání s 1,5T. *Ces Radiol* 2008; 62(3): 233–243.
2. **Kimmlingen R.** Pioneers of connectome gradients. *Magnetom FLASH* 2017; 68(2): 122–136.
3. **Sodicson DK, Griswold MA, Jakob PM.** SMASH imaging. *MRI Clin N Am* 1999; 7(2): 237–254.
4. **Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P.** SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42: 952–962.
5. **Wiesinger F, Van de Moortele PF, Adriany G, De Zanche N, Ugurbil K, Pruessmann KP.** Parallel imaging performance as a function of field strength – an experimental investigation using electrodynamic scaling. *Magn Reson Med* 2004; 52(5): 953–964.
6. **Pohman R, Shajan G et al.** Imaging and spectroscopy at 9.4 Tesla: First results on patients and volunteers. *Magnetom FLASH* 2013; 52(2): 58–67.
7. **Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hartl W, Schajor W.** FISP, a new fast MRI sequence. *Electromedica (Engl Ed)* 1986; 54: 15–18.
8. **Haase A, Frahm J, Matthaei D, Hänicke W, Merboldt KD.** FLASH imaging: rapid NMR imaging using low flip angle pulses. *Journal of Magnetic Resonance* 1986; 67(2): 258–266.
9. **Cuppen J, van Est A.** Reducing MR imaging time by one-sided reconstruction. *Magn Reson Imaging* 1987; 5: 526–527.
10. **Gyngell ML.** The application of steady-state free precession in rapid 2DFT NMR imaging: FAST and CE-FAST sequences. *Magn Reson Imaging* 1988; 6: 415–419.
11. **Hennig J, Nauerth A, Friedburg H.** RARE imaging: A fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986; 3(6): 823–833.
12. **Hajnal JV, Bryant DJ, Kasuboski L.** Use of fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequences in MRI of the brain. *J Comput Assist Tomogr* 1992; 16: 841–844.
13. **Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al.** Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002; 47: 1202–1210.
14. **Breuer FA, Blaimer M, Heidemann RM, Mueller MF, Griswold MA, Jakob PM.** Controlled aliasing in parallel imaging (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magn Reson Med* 2005; 53: 684–691.
15. **Breuer FA, Kannengiesser SAR, Blaimer M, Seiberlich N, Jakob PM, Griswold MA.** General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions. *Magn Reson Med* 2009; 62: 739–746.
16. **Breuer F, Blaimer M, Griswold M, Jakob P.** CAIPIRINHA – Revisited. *Magnetom FLASH* 2015; 63(3): 8–15.
17. **Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, Reichenbach JR.** Susceptibility weighted imaging (SWI). *Magn Reson Med* 2004; 52: 612–618.
18. **Schweser F, Deistung A, Lehr BW, Reichenbach J.** Differentiation between diamagnetic and paramagnetic cerebral lesions based on magnetic susceptibility mapping. *Medical Physics* 2010; 37(10): 5165–5178.
19. **Vymazal J, Klempř J, Jech R, Židovská J, Syka M, Růžička E, Roth J.** MR relaxometry in Huntington's disease: Correlation between imaging, genetic and clinical parameters. *Journal of the Neurological Sciences* 2007; 263: 20–25.
20. **Ma D, Gulani V, Seiberlich N, Liu K, Sunshine JL, Duerk JL, Griswold MA.** Magnetic resonance fingerprinting. *Nature* 2013; 495(7440): 187–192.
21. **Cauley SF, Setsompop K, Ma D, Jiang Y, Ye H, Adalsteinsson E, Griswold MA, Wald LL.** Fast group matching for MR fingerprinting reconstruction. *Magn Reson Med* 2015; 74(2): 523–528.
22. **Coppo S, Mehta BB, et al.** Overview of magnetic resonance fingerprinting. *Magnetom FLASH* 2016; 65(2): 12–21.