

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice Habilitační a inaugurační spisy, sv. 200

ISSN 1213-418X

Eva Gescheidtová

**SPECIÁLNÍ METODY MĚŘENÍ
INDUKCE MAGNETICKÉHO POLE
S VYUŽITÍM NUKLEÁRNÍ
MAGNETICKÉ REZONANCE**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

Doc. Ing. Eva Gescheidtová, CSc.

**SPECIÁLNÍ METODY
MĚŘENÍ INDUKCE MAGNETICKÉHO POLE
S VYUŽITÍM NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÉ REZONANCE**

**SPECIAL METHODS
OF MAGNETIC INDUCTION MEASUREMENT
BY USE OF NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE**

ZKRÁCENÁ VERZE HABILITAČNÍ PRÁCE



BRNO 2006

Klíčová slova: Nukleární magnetická rezonance, okamžitý kmitočet, měřicí sekvence, metoda měření okamžitého kmitočtu MR signálu, časové charakteristiky gradientních magnetických polí, mapování gradientních magnetických polí, preemfázové filtry, banky číslicových filtrů, protišumová filtrace

Keywords: Nuclear magnetic resonance, instantaneous frequency, pulse sequence, instantaneous frequency of MR signal measurement, time characteristic of gradient magnetic field, pre-emphasis filter, banks of digital filters, signal denoising.

Originál je uložen:
UTEF FEKT VUT v Brně
Kolejní 2906/4
612 00 Brno

© Eva Gescheidtová, 2006
ISBN 80-214-3149-0
ISSN 1213-418X

OBSAH

ÚVOD	5
1 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	5
2 CÍL PRÁCE	7
3 NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE	8
4 VÍŘIVÉ PROUDY A ZPŮSOBY JEJICH KOMPENZACE	8
5 MR METODY MĚŘENÍ MAGNETICKÉ INDUKCE	9
5.1 METODA OKAMŽITÉHO KMITOČTU – IF METODA	10
5.2 ZPRACOVÁNÍ MR SIGNÁLU	11
5.3 IFSE METODA	12
5.4 IFSES METODA	13
6 FILTRACE MR SIGNÁLU	14
6.1 PROCES MĚŘENÍ OKAMŽITÉHO KMITOČTU MR SIGNÁLU	14
6.2 METODY POTLAČENÍ ŠUMU V MR SIGNÁLU	15
6.3 FILTRACE POMOCÍ BANK ČÍSLICOVÝCH FILTRŮ	15
7 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	16
7.2 MĚŘENÍ METODAMI IF, IFSE A IFSES	16
7.3 ČASOVÉ CHARAKTERISTIKY GRADIENTŮ MĚŘENÉ IF METODOU	16
7.4 POROVNÁNÍ IF, IFSE A IFSES METOD	17
7.5 PROTIŠUMOVÁ FILTRACE MR SIGNÁLU A SIGNÁLU OKAMŽITÉHO KMITOČTU	18
ZÁVĚR	20
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	21
ABSTRACT	23

ŽIVOTOPIS

Doc. Ing. Eva Gescheidtová, CSc.



- Narozena 25. prosince 1950 v Brně.
1969 Ukončeno středoškolské vzdělání.
1974 Ukončeno studium na Fakultě Elektrotechniky VUT v Brně (Ing.),
obor Elektrotechnologie.
1974–1977 Postgraduální studium, obor Měřicí technika.
1977 Zaměstnankyně Ústavu teoretické a experimentální elektrotechniky FE VUT v Brně.

E-mail: gescha@feec.vutbr.cz

Vědecká, odborná a pedagogická činnost:

- 1980–1983 Výzkumný úkol zabývající se měřením charakteristických veličin stochastických signálů.
1985–1989 Mezinárodního výzkumný úkol „Návrh programovatelného strukturoskopu pro kontrolu fyzikálně-mechanických vlastností různých typů feromagnetických ocelí na principu vířivých proudů”.
2002–2004 Grantový projekt, Akademie věd České republiky, „Generace a měření magnetických polí pro in vivo lokalizovanou spektroskopii”.
2002–2004 Účast na řešení výzkumného záměru MSM 262200022 „Výzkum mikroelektronických systémů a technologií”.
2005 Účast na řešení výzkumného záměru MSM 0021630513 „Elektronické komunikační systémy a technologie nových generací”.
2006 Grantový projekt, Akademie věd České republiky, „Měření a simulace vlivu susceptibility a vodivosti v MR tomografií”.
1977–2005 Odborná asistentka
Přednášky z kurzů „Měření v elektrotechnice“ a „Measuring in Electrical Engineering“ pro zahraniční studenty.
Vedení laboratorní výuky předmětů „Měření v elektrotechnice“ a „Teorie obvodů“, „Užitým magnetismus”.
Spoluautorka studijní literatury pro výše uvedené kurzy.
Řešitelka projektů FRVŠ zaměřených na modernizaci, zejména na multimediální podporu výuky v letech 2002, 2004, 2005, 2006.

ÚVOD

Princip nukleární magnetické rezonance (NMR) je využíván v moderních spektroskopických a tomografických metodách. V současné době je NMR obor, který se intenzivně rozvíjí především díky aplikaci v medicíně. In vivo prostorová analýza tkání lidského těla s využitím jevu magnetické rezonance (MR) představuje nejdokonalější lékařskou diagnostickou metodu současnosti. V poslední době má velký význam měření MR spekter z vymezené oblasti tkáně, např. lidského mozku – lokalizovaná MR spektroskopie. Zajímavou se jeví také MR mikroskopie v biologických aplikacích. Obrazy relaxačních vlastností jader a MR spektra z vymezených oblastí nelze jinými technikami získat.

Velkou výhodou MR tomografických obrazů je jejich vysoký kontrast především v měkkých tkáních, ten je dán mnoha veličinami, jako jsou např. množství protonových jader v lidské tkáni, relaxační vlastnosti (relaxační časy) sledovaných jader, rychlost pohybu a difúze jader.

Většina technik využívajících magnetickou rezonanci pro zobrazování a lokalizovanou spektroskopii kombinuje dosažení žádané prostorové lokalizace impulzní gradientní magnetická pole s kmitočtově-selektivními vf impulzy [1]. Tyto techniky vyžadují gradienty s velmi krátkými prepínacími časy, zvláště pro rychlé zobrazování a spektroskopii. Impulzní gradienty indukují ve vodivých materiálech vířivé proudy, které generují nežádoucí magnetická pole jak v průběhu snímání MR signálu, tak během vývoje magnetizace jader při složitějších měřicích sekvencích. Tím dochází ke zkreslení měřených tomografických obrazů i spekter vysokého rozlišení. V lokalizované spektroskopii bude měřená oblast špatně vymezena a získané spektrum bude obsahovat spektrální čáry z nežádoucích oblastí. Pro potlačení vlivu vířivých proudů jsou vyvíjeny různé techniky. Jednou z nich je preemfázová kompenzace, která převýšením proudu tekoucího gradientní cívkou vybudí magnetické pole s žádaným časovým průběhem.

Dodnes byly ověřeny metody měření gradientních magnetických polí pracující na různých fyzikálních principech. Indukční metody měření mají limitovanou přesnost stanovení dlouhých časových konstant. MR metody by byly dostatečně přesné, ale signály rezonujících jader vlivem měřeného gradientu magnetického pole rychle ztrácejí koherenci. Měření dlouhých časových konstant je limitováno také nízkým poměrem signálu k šumu. Volbou vhodného uspořádání experimentu a aplikací iteračních a optimalizačních technik při měření MR metodami lze dosáhnout výrazného zvýšení přesnosti měření a celý experiment měření magnetického pole i ladění preemfázových konstant je možné automatizovat.

Zvýšení přesnosti nastavení komplexní preemfázové kompenzace předpokládá využití netradiční a speciální přístrojové techniky vyznačující se rychlostí zpracování dat v reálném čase a dostatečnou stabilitou generovaných gradientních magnetických polí. K tomu přispívá i obvodová technika na bázi digitálních signálových procesorů (DSP), která svou rychlostí a výpočetní přesností zajistí vysokou dynamiku a stabilitu generovaných gradientů i preemfázových filtrů. Svým jednoduchým obvodovým řešením umožní realizovat v jednom DSP i několik gradientních kanálů.

Experimentální zkušenosti ukazují, že problematika potlačování vlivu vířivých proudů pro účely lokalizované MR spektroskopie a MR mikroskopie je světově aktuální a stále jsou hledány možnosti efektivnějšího vytváření impulzních gradientních magnetických polí v různých magnetických systémech.

1 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Zkreslení spektrálních čar nebo tomografických obrazů vlivem vířivých proudů je jedním ze základních problémů MR experimentů, např. v následujících metodách: měření difúze jader, prostorově lokalizované in vivo MR spektroskopie [2], MR zobrazování [3], zobrazovací a nezobrazovací měření toků kapalin a pohybů pevných látek v [4], MR mikroskopie a 2D a 3D MR spektroskopie. Všechny tyto techniky vyžadují gradientní magnetická pole s minimálními spínacími časy. Impulzní gradientní pole indukují ve vodivých strukturách magnetu – zvláště v supravodivých magnetech – nežádoucí časově proměnná magnetická pole.

Problém vířivých proudů při buzení gradientů magnetického pole byl znám od počátku MR tomografie. Již v roce 1983 byly v Ústavu přístrojové techniky (ÚPT) AV ČR experimentálně ověřovány aplikace gradientních impulzů pro MR tomografii a spektroskopii [5]. S rozvojem především rychlých tomografických metod se po roce 1985 ve světě začaly intenzivně řešit problémy s potlačováním vlivu

vířivých proudů a metodika přesného měření časových průběhů magnetického pole v pracovním prostoru magnetu a preemfázová kompenzace.

V roce 1986 Mansfield [6] poprvé publikoval princip aktivního stínění gradientních cívek a jejich výpočet. Experimentální měření ukázala, že touto metodou je možné výrazně zkrátit doby náběhu a doběhu gradientních magnetických polí. Pozdější práce výpočet optimalizovaly a zpřesnily. Pro účely MR mikroskopie dodává firma Doty Scientific, Inc. [9] jako příslušenství ke spektrometrům Varian aktivně stíněný gradientní systém s nejkratšími dobami náběhu a doběhu. Maximální gradient 14 T/m má přepínací časy 10 μ s pro napájecí napětí proudového zdroje 300 V.

Pro účely kompenzace vířivých proudů je výpočet gradientních cívek méně významný, gradientní cívky jsou zde posuzovány jako celek. Navrhovaná preemfázová kompenzace umožní nastavit přímé i křížové přenosy mezi aplikovanými gradienty a teoreticky i dohánějící gradienty vyšších řádů. Preemfázová kompenzace umožní u gradientních cívek s aktivním stíněním další zkrácení časů doběhu, ovšem je nutné zvážit vliv gradientů vyšších řádů na přesnost jejího nastavení [5].

Jehenson [10] a Vaals [11] stanovili preemfázové konstanty na základě popisu chování pole vířivých proudů a mapování pracovního prostoru indukční metodou nebo MR metodou s použitím malého vzorku. V obou případech dosáhli poklesu gradientních polí z hodnoty 5 mT/m na úroveň 0,12 % za 1,5 ms po ukončení impulsu. Ve srovnání s běžnými komerčními přístroji je toto potlačení vlivu vířivých proudů velmi dobré. Podobný princip měření včetně mapování prostoru s odlišným způsobem zpracování dat uvádí Eccles [12]. Pro úroveň gradientu 5 mT/m dosáhl poklesu gradientního magnetického pole na úroveň menší než 0,5 % za dobu 1 ms.

Všechny metody využívající MR signálu pro měření časové charakteristiky gradientního pole [4], [5], [6], [7] a [10] musí řešit problém rozfázování signálu způsobené měřením gradientním polem. Wysong [13] a Bartušek [14] řešili problém rozfázování vícenásobným vybuzením vzorku během jedné měřicí sekvence. Základním problémem těchto metod je nepřesnost nastavení vzorku do žádané polohy, nutnost použít speciálního vzorku nebo fantomu, menší poměr signálu k šumu způsobený použitím malého sklápěcího vř impulsu ($\beta < 5^\circ$) [14] nebo menší citlivostí měření [13]. Výhodou těchto metod je možnost měření dlouhých časových konstant s větší přesností. Wysong [13] dosáhl pro gradientní impuls s hodnotou 20 mT/m potlačení gradientního pole na úroveň 0,05 % za 1 ms po jeho ukončení (při použití 11 časových konstant preemfázového filtru).

Měření rychlosti doběhu (i náběhu) gradientů magnetického pole na úroveň homogenity základního pole je v současné době náročné. V technikách lokalizované MR spektroskopie je přesnost nastavení preemfáze nebo úroveň kompenzace vířivých proudů u aktivně stíněných gradientních cívek posuzována podle chování spinového systému a podle úrovně vznikajících nežádoucích spinových ech.

Nastavení úrovně a časových konstant preemfázové kompenzace je založeno na iterativním procesu probíhajícím až do doby, kdy jsou vlivy vířivých proudů minimalizovány. Tento proces využívá jednu nebo více z následujících měřicích metod:

- Integrační měření s užitím snímací cívky. Metoda vyžaduje speciální přístrojové uspořádání a polohovací mechanismus snímací cívky [15], [16].
- Měření vícenásobných signálů volné precese (FID) vzorku po vypnutí gradientu. Metoda vyžaduje precizní nastavování polohy vzorku [17], [18].
- Nastavení parametrů pro kompenzaci vířivých proudů automatizovaným ladicím procesem [19]. Metoda neumožňuje měřit v krátkém čase po vypnutí gradientního impulsu [20] a je nutno použít všech tří gradientů.

Základní myšlenkou MR měření gradientních magnetických polí je snímání MR signálu odpovídajícího rezonanci jader v selektivně vymezené vrstvě vzorku mimo střed souřadné soustavy po vypnutí gradientu za přítomnosti dohánějícího gradientního magnetického pole [21], [22], [23], [24]. Za těchto předpokladů jsou časové charakteristiky magnetického pole úměrné okamžitému kmitočtu MR signálu. Na ÚPT byly navrženy a ověřeny a publikovány [21], [22], [23], [24], [25] metody měření okamžitého kmitočtu MR signálu, z jehož hodnot jsou navrhovány konstanty preemfázových filtrů. Snímaný MR signál je součtem exponenciálních signálů pocházející od jednotlivých jader, má tedy exponenciální charakter. Signál okamžitého kmitočtu se na počátku měření velmi rychle mění a jeho poměr signál k šumu je malý. Při

určení preemfázové kompenzace indukovaných vířivých proudů hrají důležitou roli metody zpracování snímaného MR signálu, zejména volba vhodných filtračních technik. Aby byly krátké i dlouhé konstanty preemfázových filtrů optimálně navrženy, je nutno zpracovat MR signál s velkým rozlišením a značnou přesností pod 1 %, a to nejen v počáteční oblasti prudkého poklesu úrovně signálu, ale i na konci měření, kdy je pokles úrovně signálu pozvolný. Vzhledem k výše zmíněným vlastnostem MR signálu a signálu okamžitého kmitočtu a nárokům na kvalitu jejich vyhodnocení nelze při jejich zpracování aplikovat metody běžně užívané. Analogové filtry mají příliš dlouhý přechodný děj vnášející zkreslení [26], které je pro účely zpracování MR signálu nepřijatelné. Běžně užívané typy Fourierovy transformace nejsou použitelné pro zpracování nestacionárních signálů a nedávají informaci o tom, jak se kmitočtové složky spektra MR signálu mění s časem. Vzhledem k rychlým změnám parametrů MR signálu není FT pro účely MR technik použitelná. Ke zpracování MR signálů musí být tedy použity moderní číslicové techniky včetně vhodných transformací, např.: krátkodobé Fourierovy transformace (STFT).

V posledních letech byly publikovány práce zabývající se metodami odhadu okamžitého kmitočtu signálu s malým poměrem signálu k šumu [27]. Je důležité ze signálu oddělit složky mající značnou energii, avšak nesoucí minimální informaci o časovém průběhu. Metody lze rozdělit do dvou základních skupin:

- Metody časově-kmitočtové reprezentace. Často používané jsou Wignerovo rozložení (Wigner distribution) a STFT, která ale trpí malým časově-kmitočtovým rozlišením. V roce 1998 popsal Kwok [27] metodu časově-kmitočtové reprezentace založenou na aplikaci adaptivní krátkodobé Fourierovy transformace (ASTFT) zaručující účinný prostředek k odstranění šumu ze signálu.
- Metody užívající algoritmů založených na číslicové filtraci (filter-based algorithm). Tyto metody často nemají schopnost sledovat prudké změny okamžitého kmitočtu a nemusí tedy vést k pravdivým výsledkům.

V roce 1996 publikoval Fertig [28] algoritmus DESAs (diskrétní energetické separace) pro přesný, výpočetně nenáročný odhad okamžitého kmitočtu signálu s malým poměrem signálu k šumu. Do této skupiny metod náleží adaptivní filtrace, případně filtrace MR signálu filtry s průběžně nastavitelnými kmitočty [29], [30], [31].

Další metody užívané k určení okamžitého kmitočtu časově proměnného signálu s malým poměrem signálu k šumu, které nelze zařadit ani do jedné z obou skupin, vycházejí z výpočtu okamžitého kmitočtu jako derivace okamžité fáze komplexního signálu a aproximací derivační rovnice číslicovým filtrem [29], [30], [32]. Jako nejúčinnější, ale také nejnáročnější a tím i drahé, na výpočetní výkon procesoru uvedl Fertig [28] kmitočtové indikátory založené na Markovově modelu. Banky číslicových filtrů s využitím vlnkové transformace (Wavelet transform) [33], [34], [35] patří k nejmodernějším metodám užívaným k odstranění šumu ze signálů s proměnnými parametry a malým poměrem signálu k šumu. S výhodou jsou užívány kvadraturní zrcadlové filtry [36], [37] a různé typy prahování [38], [39], [40], [41].

2 CÍL PRÁCE

Cílem habilitační práce je rozvinout problematiku jednoho ze základních problémů zobrazovacích technik založených na principu nukleární magnetické rezonance, generaci impulzních gradientních magnetických polí s minimálními časy náběhu a jejich poklesu na úroveň nehomogenity základního magnetického pole přístroje.

Cílem teoretické části je navrhnout metody přesného měření gradientních magnetických polí s využitím magnetické rezonance využitelné v MR systémech. Tato část předpokládá vytvořit měřicí sekvenci a stanovit parametry měření. Pro optimální filtraci MR signálů nalézt vhodný typ číslicové filtrace, a to takový, aby byl využitelný k měření gradientních polí a k návrhu konstant číslicových filtrů pro preemfázovou kompenzaci parazitních vířivých proudů indukovaných ve vodivých částech MR přístroje.

V praktické části je cílem ověřit všechny navržené metody měření gradientních magnetických polí na tomografu ÚPT AV ČR 200 MHz/200 mm a provést jejich porovnání. Dále ověřit navrženou metodu číslicové filtrace na odstranění šumu z MR signálu.

Cílem pedagogické oblasti je zapojení studentů doktorského studia do vývoje nových MR technik, jejich aplikací v lékařských vědách, biologii v oblasti určování vlastností materiálů používaných v elektrotechnice a do vývoje účinných filtračních metod směřujících ke zlepšení vlastností MR přístrojů.

3 NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE

Nukleární magnetická rezonance je fyzikální jev, při kterém jádra atomů se spinem ($\pm 1/2$) některých látek umístěných ve statickém magnetickém poli reagují na aplikaci dalšího oscilujícího magnetického pole a mění směr vektorů magnetizace. Tím vytvoří rotující, rychle slábnoucí signál odezvy jaderné magnetické rezonance (nazývaný signál FID), který lze detekovat. Schopnost látky reagovat zmíněným způsobem závisí na vlastnostech jejího atomového jádra.

Výklad NMR pomocí kvantové fyziky je velmi výstižný. NMR je vysvětlována jako rozštěpení energetických hladin atomového jádra vlivem okolního magnetického pole. Při změně magnetického pole jsou emitovány fotony s energií danou právě rozdílem těchto energetických hladin. Podrobně je vysvětlení včetně příslušných odvození a vztahů obsaženo například v [1], [3], [5].

Z makroskopického pohledu, který je pro popis principu nukleární magnetické rezonance vhodnější, je magnetický moment měřené látky daný vektorem magnetizace \mathbf{M} určen vektorovým součtem magnetických momentů všech jader. Bez přítomnosti vnějšího magnetického pole jsou jádra v látkách různě orientována a vektor magnetizace \mathbf{M} je nulový. Působí-li na jádra silné vnější stacionární homogenní magnetické pole, orientují se vektory magnetizace \mathbf{M} ve směru indukce B_0 vnějšího magnetického pole a dojde k ustálenému stavu.

Abychom získali informaci o rychlosti rotace jader a jejím úhlovém kmitočtu, působíme na jádra vysokofrekvenčním magnetickým polem s magnetickou indukcí B_1 , kolmým na základní magnetické pole s indukcí B_0 . Je-li kmitočet vysokofrekvenčního pole ω blízký rezonančnímu kmitočtu jader ω (Larmorův kmitočet), je působením obou magnetických polí vyvolán rezonanční efekt [42], [43]. Vzniká mechanická síla vyvolávající kroutivý moment jader. Dochází k pohybu vektoru magnetizace \mathbf{M} , který vykonává přesný pohyb – opisuje plášť kužele s úhlovou rychlostí $\Delta\omega = \omega - \omega_0$. Úhlový kmitočet přesného pohybu jader ω je lineárně závislý na indukcí B_0 stacionárního magnetického pole

$$\omega = \gamma B_0. \quad (1)$$

Konstanta úměrnosti γ – *gyromagnetický poměr jádra* je pro každý druh atomů jiná. Pro jádra vodíku ^1H má hodnotu $2,6752 \cdot 10^8$ rad/sT (42,577 MHz/T). Přesnost MR měření je limitována absolutní přesností stanovení gyromagnetického poměru γ . Ten je pro řadu látek určen fyzikálními metodami s přesností 10 ppm [5], [7].

Jev elektromagnetické indukce je zaznamenáván v podobě elektrického signálu indukovaného rotujícím magnetickým momentem ve snímací cívkě systému obklopující měřená jádra a orientované v kolmém směru k základnímu magnetickému poli B_0 . Protože kmitočet FID signálu je shodný s vlastním kmitočtem jader, lze na základě jeho intenzity stanovit druh měřených jader a jejich množství. V případě běžně používaných NMR spektrometrů a tomografů je vlastní kmitočet jader a tím i základní kmitočet FID signálu vysoký, řádově desítky až stovky MHz. Resonanční kmitočet každého jádra je úměrný velikosti indukce magnetického pole, v němž se jádro nachází (1). Lokální magnetické pole v místě jádra může být ovlivněno magnetickým polem okolních jader a polem elektronů obíhajících kolem nich. Spektrální čára měřeného vzorku v těchto případech bude rozšířena a bude odpovídat rezonanci skupiny jader rezonujících na odlišných kmitočtech. Pokud se jádra nacházejí v nehomogenním magnetickém poli, budou mít podle skutečné indukce magnetického pole rozdílný rezonanční kmitočet a pokles indukovaného FID signálu bude rychlejší než v poli homogenním.

4 VÍŘIVÉ PROUDY A ZPŮSOBY JEJICH KOMPENZACE

Gradientní magnetická pole jsou v MR tomografii buzena krátkými impulzy. Vzniká rychle se měnící magnetické pole vyvolávající v částech magnetu konstruovaných z vodivých materiálů, zejména v blízkosti gradientních cívek, vířivé proudy. Vířivé proudy vytvářejí sekundární magnetické pole, které působí zpětně proti rychlým změnám primárního magnetického pole a způsobují deformaci celkového magnetického pole v pracovním prostoru magnetu. Sníží se strmost náběžných a sestupných hran gradientních impulzů, prodlouží se doba ustálení magnetického pole. Důsledkem zbytkových gradientů je ztráta koherence MR signálů jednotlivých jader v měřeném vzorku. Z výše uvedených důvodů je nezbytné vliv vířivých proudů eliminovat [10], [11], [13], [44].

K omezení vlivu vířivých proudů byly vyvinuty tři základní skupiny metod. Jednou z nich je snímání a následné matematické zpracování signálů – *postprocessingové metody*. Další metody využívající *pasivního a aktivního stínění* zabráňují vzniku impulzního magnetického pole v místě vodivých struktur a tím výrazně snižují vliv vířivých proudů.

Aktivní stínění spočívá ve vytvoření takového přídavného magnetického pole vně gradientní cívky, které výrazně potlačí magnetické pole v místě vodivých částí přístroje. Princip aktivního stínění tedy znamená zařadit další cívku mezi gradientní cívku a stěny kryostatu [6], [8], [9]. Aktivně stíněné gradientní systémy jsou v současné době používány ve většině MR tomografií. Pro aplikaci rychlých snímacích metod je výhodné tyto systémy doplnit o preemfázovou kompenzaci popsanou v další části.

Třetí skupinou metod eliminace vlivu vířivých proudů je *preemfázová kompenzace* [5], [12]. Základním principem metody je zvýšení strmosti náběžné a sestupné hrany gradientního impulsu $G_r(t)$ přesně definovaným překmitem budicího proudu I_S . Na počátku i na konci impulsu $G_r(t)$ je do systému dodána podstatně vyšší energie než vyžaduje systém bez kompenzace. Vlivem překmitů budicího proudu I_S dojde ke značně rychlejšímu ustálení gradientu $G_r(t)$ na žádané hodnotě, běžně je dosahováno ustálení magnetického pole po 0,1 ms. Gradientní magnetické pole bez preemfázové kompenzace se ustálí za $2 \div 3$ s. Současné tomografy většinou pracují se třemi až pěti paralelně pracujícími filtry. Metodou preemfázové filtrace lze dobře kompenzovat vliv vířivých proudů se středními a dlouhými časovými konstantami [45].

5 MR METODY MĚŘENÍ MAGNETICKÉ INDUKCE

Rezonanční kmitočet jader v homogenním magnetickém poli závisí na jejich gyromagnetickém poměru γ a velikosti indukce magnetického pole B_0 , v němž se jádra nacházejí podle vztahu (1). Po vychýlení z rovnovážného stavu dochází k relaxaci jader a detekovaný signál bude mít charakter dozívající kosinoidy. Rychlost relaxace je charakterizována *spin-spinovým relaxačním časem* T_2 , který závisí na teplotě, typu jádra a na vazbě jádra s okolím. Pokud se jádra nacházejí v nehomogenním magnetickém poli, bude pokles MR signálu rychlejší, tj. dojde k rychlejšímu rozfázování MR signálu daného součtem dozívajících harmonických signálů různého kmitočtu. Vliv nehomogenity magnetického pole, difúze jader ve vzorku, popřípadě jiného pohybu ve vzorku je možné vyjádřit tzv. *efektivním relaxačním časem* T_2^* . MR signál v homogenním magnetickém poli lze vyjádřit vztahem

$$s(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}} e^{-j((\omega - \omega_0)t + \Phi)}, \quad (2)$$

kde M_0 je hodnota MR signálu, závisící na počtu rezonujících jader,
 ω je rezonanční úhlový kmitočet jader bez gradientu,
 ω_0 je vysílací úhlový kmitočet tomografu,
 Φ je fáze komplexního signálu MR.

V nedávné době byly v ÚPT navrženy a ověřeny měřicí metody pro stanovení časového průběhu doběhu gradientních magnetických polí.

První z nich [14] – metoda MULTIFID – využívá série budicích impulsů pro měření z mechanicky vymezené vrstvy měřeného vzorku. Je vyhodnocován okamžitý kmitočet f_i reálného FID signálu, ke kompenzaci vlivu vířivých proudů je využíván číslicový preemfázový filtr.

V druhé metodě – *metoda okamžitého kmitočtu*, IF metoda [21], [44] – je snímán komplexní FID signál jader selektivně vybuzených v tenké vrstvě mimo osu symetrie gradientního magnetického pole. Je vyhodnocena okamžitá fáze měřeného FID signálu a následně je vypočítán jeho okamžitý kmitočet, který je přímo úměrný časovému průběhu gradientního magnetického pole.

Obě metody byly navrženy a ověřeny pro komplexní preemfázovou kompenzaci redukovanou jen na diagonální přenosy a křížové přenosy do gradientu nultého řádu [5]. Pro stanovení parametrů preemfázového filtru je přesnost měření metodou MULTIFID malá. Měla by být lepší než 10^{-3} . Limitujícím faktorem je především poměr signálu k šumu MR signálu [46], [47].

5.1 METODA OKAMŽITÉHO KMITOČTU – IF METODA

Z teorie MR je patrné, že existuje souvislost mezi rezonančním kmitočtem atomových jader a indukcí magnetického pole, kterému jsou jádra vystavena. Vztahu (1) popisujícího zmíněnou souvislost je využito při návrhu metod užívaných k měření indukce magnetického pole [21]. Pokud bude měřené magnetické pole proměnné, bude kmitočet jader tyto změny sledovat. Základní podmínkou MR metod pro měření indukce magnetického pole je zajistit vybuzení jader v přesně definovaném místě pracovního prostoru tomografu. [21], [27], [32], [44], [48], [49], [50].

Při aplikaci gradientů a úzkopásmového selektivního budicího impulsu lze vybudit jádra ve vymezené rovině. Okamžitý kmitočet MR signálu $f_i(t)$ vytvořený jádry ve vymezené rovině je potom přímo úměrný indukci magnetického pole $B(\pm r_0, t)$ ve vybrané vybuzené vrstvě

$$f_i(t) = \frac{1}{2\pi} \gamma B(\pm r_0, t) . \quad (3)$$

Na popsaném principu byla vyvinuta MR metoda užívaná k měření poklesu gradientních magnetických polí – *metoda okamžitého kmitočtu (IF)*.

Přímé měření gradientů magnetických polí MR metodami se převádí na jednodušší způsob, na určení časových charakteristik poklesu indukce magnetického pole ve dvou paralelních rovinách vzájemně vzdálených v definované vzdálenosti $\pm r_0$ od středu gradientů a následný výpočet velikosti gradientního pole.

Prostorovou distribuci indukce magnetického pole měřenou ve vybuzených vrstvách vzorku v polohách $\pm r_0$ lze popsat vztahy

$$B(r_0, t) = B_{r_0}(t) + G_r(t) r_0, \quad (4)$$

$$B(-r_0, t) = B_{r_0}(t) - G_r(t) r_0. \quad (5)$$

Gradient nultého řádu $B_{r_0}(t)$ je dán součtem dvou indukcí magnetického pole $B_{r_0}(r_0, t)$ a $B_{r_0}(-r_0, t)$ změřených v polohách $+r_0$ a $-r_0$,

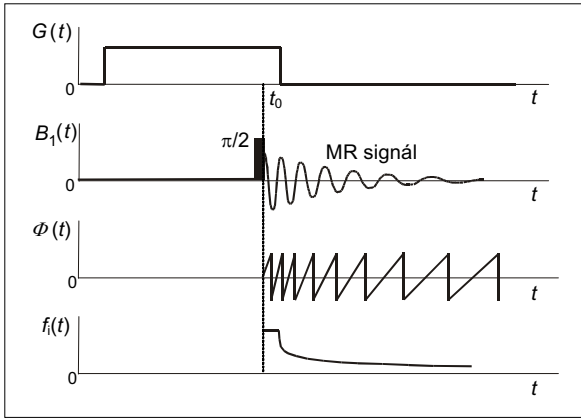
$$B_{r_0}(t) = \frac{1}{2} [B(r_0, t) + B(-r_0, t)] . \quad (6)$$

Rozdíl naměřených indukcí udává velikost gradientu indukce magnetického pole $G_r(t)$

$$G_r(t) = \frac{1}{2r_0} [B(r_0, t) - B(-r_0, t)] . \quad (7)$$

Návrh experimentu pro měření IF metodou spočívá ve vytvoření měřicí sekvence a nastavení pracovních parametrů. Časové průběhy řízení experimentu – měřicí sekvence pro metodu okamžitého kmitočtu [21] – jsou uvedeny na obr. 1.

Nejprve je ve zvoleném směru aplikován gradientní impuls trvající 2 s. Během této doby se ustálí vířivé proudy vybuzené náběžnou hranou gradientního impulsu ve vodivých materiálech v okolí pracovního prostoru magnetu. V čase t_0 před ukončením gradientního impulsu jsou jádra vybuzena selektivním $\pi/2$ vf impulzem délky 1,8 ms s požadovaným osetem o od rezonance jader bez gradientu. Spektrální šířka pásma vf budicího impulsu je 600 Hz a pro gradient $G_r = 20$ mT/m je vybuzena vrstva jader tloušťky 0,705 mm. Vybuzená vrstva, jejíž poloha je určena osetem o budicího vf impulsu, je kolmá k vybranému směru gradientu. Průběh měřené, časově proměnné indukce magnetického pole lze získat kmitočtovou demodulací komplexního signálu volné precese $s(t)$ – v předchozím textu označovaném MR signál.



Obr. 1 Měřicí sekvence IF metody

Pokles MR signálu pro každou z vymezených vrstev je dán efektivním relaxačním časem jader T_2^* . Kmitočtové pásmo, ve kterém jádra ve vybuzené vrstvě rezonují, je malé (asi 600 Hz) ve srovnání s kmitočtovým pásmem jader rezonujících v celém vzorku za přítomnosti gradientů. Proto je doba relaxace T_2^* , tedy i útlum FID signálu, značně delší než rychlost poklesu MR signálu v celém vzorku.

5.2 ZPRACOVÁNÍ MR SIGNÁLU

Okamžitý kmitočet $f_1(t)$ MR signálu je úměrný časovému průběhu střední hodnoty indukce magnetického pole vybuzené vrstvy v pracovním prostoru tomografu nezávislé na prostorovém rozložení vybuzených jader $M(r)$. Časový průběh indukce magnetického pole můžeme vypočítat derivací fáze $\Phi(t)$ komplexního MR signálu [27]

$$B_0(t) = \frac{2\pi f_1(t)}{\gamma r_0} = \frac{2\pi}{\gamma r_0} \frac{d}{dt} \Phi(t) = \frac{2\pi}{\gamma r_0} \cdot \frac{d}{dt} \arg s(t) . \quad (8)$$

Analogový MR signál $s(t)$ je na výstupu systému vzorkován a převeden na číslicovou formu. (Proces vzorkování si lze představit jako proces vytvoření diskretního signálu $s(n) = s(nT_{vz})$, když z analogového signálu $s(t)$ vybereme vzorky v časových okamžicích $t = nT_{vz}$. V dalším textu bude číslicový MR signál označován $s(n)$.)

Na výstupu MR systému je snímán číslicový komplexní signál $s(n)$, který lze po korekci případných deformací způsobených přenosovými vlastnostmi antialiasingového filtru zapsat ve tvaru

$$s(n) = \text{Re}[s(n)] + j \text{Im}[s(n)] . \quad (9)$$

Tento signál je podroben číslicové filtraci. Metody číslicové filtrace použité k filtraci MR signálu budou popsány v následující kapitole. Po filtraci MR signálu následuje výpočet jeho okamžité fáze

$$\Phi(n) = \text{arctg} \frac{\text{Im}[s(n)]}{\text{Re}[s(n)]} . \quad (10)$$

Úhlový okamžitý kmitočet MR signálu $\omega_1(n)$ je vyjádřen jako časová derivace okamžité fáze

$$\omega_1(n) = \gamma B_0(n) = \frac{d}{dt} \Phi(n) \approx \frac{\Phi(n) - \Phi(n-1)}{T_{vz}} . \quad (11)$$

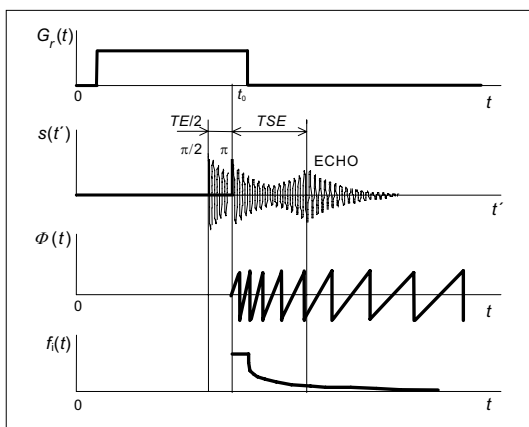
Signál po výpočtu okamžitého kmitočtu má, zejména v důsledku derivace okamžité fáze, zvýšenou úroveň šumu. K jeho odstranění je vhodné zařadit do měřicího procesu další číslicovou filtraci.

Měření IF metodou je prováděno s kladným i záporným ofsetem budicího impulsu, jsou tedy vybuzeny dvě vrstvy v polohách $\pm r_0$. Obě charakteristiky jsou uloženy a je z nich použitím vztahů (6) a (7) vyjádřena velikost gradientu magnetického pole $G_r(t)$ ve směru r a indukce základního magnetického pole $B_0(t)$. Podle získaných hodnot časového průběhu gradientu $G_r(t)$ a indukce $B_0(t)$ jsou nastaveny hodnoty konstant preemfázových filtrů.

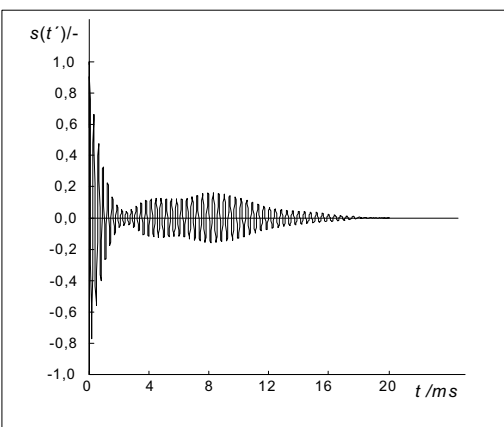
Přesnost měření časových charakteristik gradientních magnetických polí musí být značně vysoká (lepší než 1 000 ppm) a s podobnou přesností musí být nastaveny i inverzní (preemfázové) filtry. Přesnost měření je možné stanovit nepřímou až po kompenzaci preemfázovými filtry. S preemfázovou kompenzací znovu změříme pokles gradientního magnetického pole. Za přibližně 1 ms po ukončení gradientního impulsu by velikosti magnetického pole gradientního i základního měly být menší než je nehomogenita základního pole.

5.3 IFSE METODA

Pro prodloužení doby měření časových charakteristik gradientních magnetických polí byla IF metoda rozšířena o spinové echo [22], [23], [51]. Základní myšlenkou této metody nazvané *metoda okamžitého kmitočtu spinového echa* – IFSE je nechat rozfázovat vektory magnetizace po určité době po ukončení $\pi/2$ vř impulsu a po uplynutí zvolené doby zajistit jejich opětné sfázování. Tím se prodlouží interval, kdy vybuzená vrstva dává MR signál dostatečné úrovně, přibližně 3krát. Opětné sfázování se nazývá vytvoření spinového echa. Základní princip metody IFSE je stejný jako u IF metody. Měřicí sekvence IFSE metody je znázorněna na obr. 2.



Obr. 2 Měřicí sekvence pro IFSE metodu



Obr. 3 MR signál se spinovým echem

Během doby TE (4 ms) od ukončení $\pi/2$ budícího impulsu (délky 1,6 ms) se vektory magnetizace jader ve vymezené vrstvě rychle rozfázovávají (ztrácí koherenci) a MR signál rychle klesá. Druhý budící π impuls (délky 3,6 ms) otáčí všechny vektory magnetizace o 180° a tím za dobu TSE dojde k opětnému sfázování vektorů magnetizace. V tomto časovém okamžiku jsou vektory magnetizace ve stejné fázi tak, jak tomu bylo po excitaci $\pi/2$ impulzem, a dávají maximální MR signál. Tento okamžik se nazývá střed spinového echa. Od tohoto okamžiku dochází k opětné ztrátě koherence vektorů magnetizace a MR signál začne klesat a zanikat.

Okamžitý kmitočet f_i je dán časovou derivací fáze digitalizovaného komplexního MR signálu podle vztahu (11). Makroskopický vektor magnetizace celého vybuzeného prostoru a tím i získaný MR signál je dán integrálem vektorů magnetizace $m(x, y, z)$ jednotlivých jader. V našem případě je excitovaným prostorem tenká kruhová vrstva ležící v poloze x_0 . Měřený MR signál s jedním echem lze vyjádřit vztahem

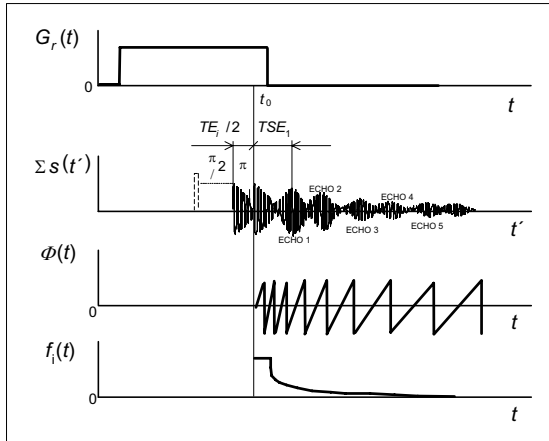
$$s(t') = \iiint_V m(x, y, z) e^{-\frac{t'}{T_2}} e^{-j \int_{TE}^{t'} \gamma G_r(t) dt} dx dy dz \quad (12)$$

Střed spinového echa nenastává v čase TE , jak tomu bývá v MR spektroskopii, nýbrž v čase $t' = TSE$ (10 ms) po ukončení π impulsu. Příklad získaného MR signálu se spinovým echem je uveden na obr. 3. První část signálu tvoří signál po excitaci π impulzem a ve 3 ms se začíná opět sfázovávat. Velikost signálu roste, nabývá maxima asi v 9 ms a potom opět klesá. Maximum je ploché a spinové echo má odlišný tvar od spinových ech snímaných v konstantním magnetickém poli. Měřený MR signál je dále zpracováván v prostředí MATLAB stejným způsobem jako při IF metodě. Z experimentálních výsledků vyplývá, že

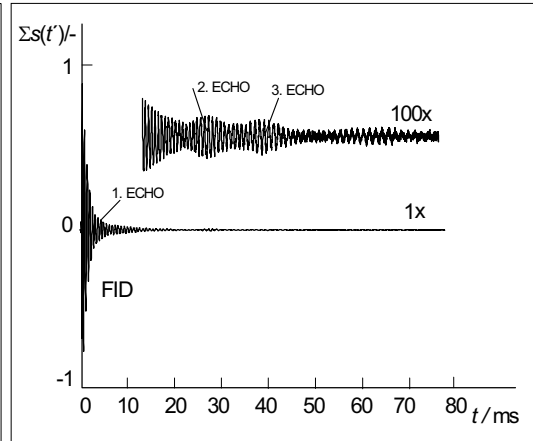
uvedenou metodou je možné s dostatečnou přesností měřit časové charakteristiky doběhu gradientních magnetických polí po dobu 18 ms ve srovnání s IF metodou, kde je tato doba 2,5 ms.

5.4 IFSES METODA

Metoda měření okamžitého kmitočtu série spinových ech (IFSES metoda) [24], [25], [51] je modifikací IFSE metody popsané v předchozí kapitole. Eliminuje její hlavní nevýhodu, kterou je krátká doba měření. Základní princip této metody je stejný jako u IFSE metody. Rozdílem mezi oběma metodami je, že MR signál snímáný IFSE metodou je MR signál s jedním spinovým echem a u IFSES metody je to součet MR signálů se spinovými echy měřenými s rozdílnými echo časy TSE_n . Echo časy jsou voleny tak, aby doba snímání MR signálu byla výrazně delší než u předcházejících metod. Velikosti jednotlivých echo časů jsou voleny tak, aby se spinová echa navzájem překrývala a vytvořila spojitý MR signál. Měřicí sekvence IFSES metody je znázorněna na obr. 4.



Obr. 4 Měřicí sekvence pro IFSES metodu



Obr. 5 Příklad MR signálu snímaného IFSES metodou pro gradient G_x

Výsledný MR signál je součtem všech MR signálů s jedním echem

$$\sum s(t') = \sum_{i=TE_{\min}}^{TE_{\max}} s(t') \quad (13)$$

S použitím vztahů (12) a (13) je MR signál:

$$\sum s(t') = \sum_{i=TE_{\min}}^{TE_{\max}} \iiint_V m(x, y, z) e^{-\frac{t'}{T_2^*}} e^{i \int_{t'-\frac{TE_i}{2}}^{\frac{t'}{2}} \gamma r G_r(t') dt'} dx dy dz \quad (14)$$

Doba měření časových charakteristik doběhu gradientů magnetického pole s dostatečným poměrem signálu k šumu a s využitím IFSES metody měřených na MR tomografu v ÚPT je 80 ms. Tato doba je dostačující pro přesné stanovení dlouhých časových konstant (běžně 150 ms) charakterizujících vliv vířivých proudů v MR magnetu.

6 FILTRACE MR SIGNÁLU

6.1 PROCES MĚŘENÍ OKAMŽITÉHO KMITOČTU MR SIGNÁLU

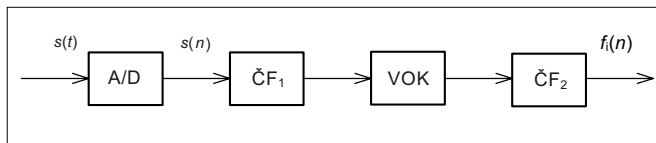
Časový vývoj MR signálu vede v reálném případě k harmonickému signálu s klesající obálkou. V limitním případě má MR signál nulovou velikost. Vývoj MR signálu je časově koherentní s aplikovanou impulzní sekvencí a se vzorkováním v A/D převodníku. Vznik MR signálu a jeho převod na číslicovou formu je tedy přesně definovaný proces, který je možné opakovat.

Šum MR signálu je způsoben řadou fyzikálních procesů při vzniku a snímání MR signálů (např. termický pohyb elektronů ve snímací cívice, vlastní vodivost vzorku, termický pohyb měřených molekul). V časové oblasti lze tento šum definovat jako vzájemně nezávislý komplexní náhodný signál s Gausovým rozložením hustoty pravděpodobnosti pro reálnou i imaginární složku, charakterizovaný rozptylem a v kmitočtové oblasti s rovnoměrným rozložením výkonové spektrální hustoty výkonu. Přístrojový šum je nekorelovaný s MR signálem, a proto je pro zlepšení poměru signálu k šumu možné využít průměrování signálu v časové nebo kmitočtové oblasti.

Digitální šum je vzájemně korelovaný s MR signálem. Pro jeho snížení je nutné použít A/D převodník s větším počtem bitů, výpočty provádět s větší přesností, případně k signálu přičíst bílý šum s úrovní přibližně rovnou LSB A/D převodníku.

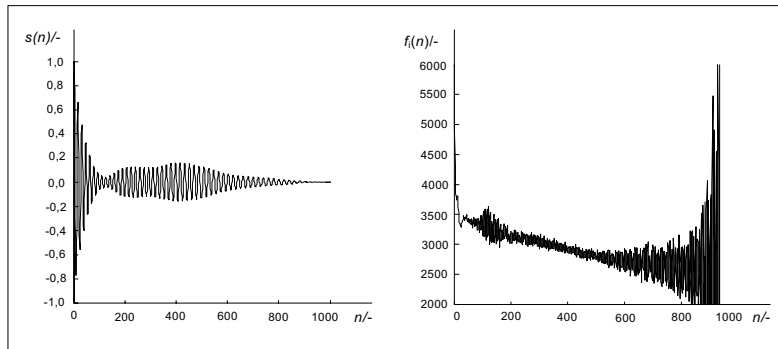
Všechny MR systémy používají převod analogového signálu na číslicový signál s převzorkováním a jsou opatřeny dvojicí číslicových filtrů, které řeší pro komplexní signál problém překládání spekter v kmitočtové oblasti. Vzhledem k charakteru MR signálu dochází při použití běžných číslicových filtrů k přidavnému zkreslení měřeného signálu [32], [52], [53]. Je to způsobeno tvarem jejich přechodové charakteristiky při rychlých změnách velikosti signálu vznikajících na počátku MR signálu. Při použití FIR filtrů sudého řádu bude zkresleno $2N$ bodů, kde N je délka filtru (pro lichý řád bude zkresleno $2N + 1$ bodů). Tento jev je možné matematicky korigovat, a to úpravou v časové oblasti nebo při transformaci do kmitočtové oblasti. Při měření gradientních magnetických polí je důležité dosáhnout minimálního zkreslení okamžitého kmitočtu MR signálu. Při vypnutí gradientního impulsu nastane rychlý pokles gradientního pole a charakteristika okamžitého kmitočtu má na počátku strmý pokles. Vliv přechodové charakteristiky filtru deformuje průběh hodnoty i okamžitého kmitočtu MR signálu. Toto zkreslení není možné matematicky korigovat tak, jak se to provádí při běžném snímání v MR tomografii. Vzhledem k charakteru MR signálu a obvyklému průběhu okamžitého kmitočtu lze během filtrace snižovat spektrální šířku pásma filtru a tím optimálně snižovat úroveň šumu [29], [30], [32]. Běžné číslicové filtry nám takové operace neumožňují.

Limitujícím faktorem metody IF je především poměr signálu k šumu, který se s klesající úrovní signálu v čase rychle zmenšuje. V časech delších než 10 ms po příchodu budicího impulsu se obvykle informace o okamžitém kmitočtu ztrácí v šumu zejména díky numerické derivaci okamžité fáze MR signálu. Blokový diagram procesu měření okamžitého kmitočtu [5], [21], [31] je uveden na obr. 6. Na obr. 7 je uveden časový průběh MR signálu a charakteristiky jeho okamžitého kmitočtu zkresleného šumem.



Obr. 6 Proces měření okamžitého kmitočtu

Signál magnetické rezonance $s(t)$ je po analogové filtraci v bloku A/D digitalizován s převzorkováním ($f_{vz} = 1,5$ MHz), decimován a prochází číslicovým antialiasingovým filtrem omezujícím jeho kmitočtové spektrum na operátorem zvolenou šířku pásma. Na výstupu bloku A/D je číslicový signál $s(n)$ s vzorkovací periodou $T_{vz} = 1/SW$, kde SW (Spectral Width) je zvolená šířka pásma přijímače. Šířka pásma je volena $1,5\times$ větší než je nejvyšší použitý offset vůči budicímu impulsu. Pokud bychom zvolili šířku pásma užší, docházelo by ke zkreslení okamžitého kmitočtu, především v počáteční strmé části charakteristiky.



Obr. 7 Časový průběh MR signálu a charakteristiky jeho okamžitého kmitočtu

Okamžitý kmitočet f_i je počítán podle vztahu (11) v bloku VOK. V nejjednodušší formě je derivace počítána ze dvou sousedních bodů časového průběhu. Přesnější výsledek by přinesl výpočet ze tří, pěti, popřípadě více sousedních bodů. Hodnocení optimálního výpočtu derivace pro zpracování signálu v měření gradientních polí je uvedeno v práci [32].

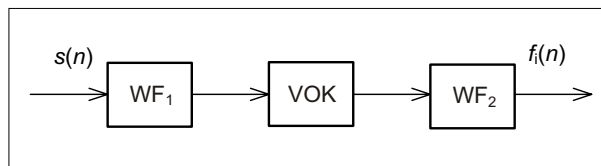
Číselový MR signál $s(n)$ je filtrován dvěma číslicovými filtry. První – ČF₁ s přenosovou funkcí $H(z)$ – filtruje signál $s(n)$, který je lépe popsán v časové oblasti. Druhý – ČF₂ s přenosovou funkcí $G(z)$ – filtruje signál okamžitého kmitočtu MR signálu, ten je lépe popsán v oblasti kmitočtové. Filtrace MR signálu s proměnným kmitočtem pomocí běžných číslicových filtrů přináší řadu problémů rozebráných v publikacích [29], [52].

6.2 METODY POTLAČENÍ ŠUMU V MR SIGNÁLU

Základní myšlenkou potlačení šumu v MR signálu je odstranění kmitočtových složek šumu, které nesou minimální informaci o fázi MR signálu. V praxi lze připustit i určité zkreslení užitečného signálu, pokud je vyváženo dostatečným zvýšením poměru signálu k šumu. Je-li možné zpracovávat signál post-akvizičně (MR signál bude nejprve sejmut a uložen do paměti a teprve poté zpracován), nabízí se využití několika různých metod pro potlačení šumu. Zpočátku byly využívány metody klasické číslicové filtrace, ale ty nedávaly očekávané výsledky [53]. Proto byla vyzkoušena metoda filtrace číslicovými filtry s průběžně nastavitelnými mezními kmitočty [26], [29], [30]. Nakonec se jako perspektivní ukázala číslicová filtrace pomocí banky filtrů [46], [47] na bázi Fourierovy nebo vlnkové transformace [40], [54].

6.3 FILTRACE POMOCÍ BANKY ČÍSLICOVÝCH FILTRŮ

Netrváme-li na zpracování signálu v reálném čase s minimálním zpožděním, ale připustíme *postakviziční* zpracování, tedy sejmutí signálu, jeho uložení do paměti a následné zpracování, můžeme ke zvýšení poměru signálu k šumu použít banky filtrů s aplikací vlnkové (waveletové) transformace [35], [46], [47]. Na obr. 8 je blokový diagram dvojstupňové filtrace pomocí banky číslicových filtrů.



Obr. 8 Blokový diagram dvojstupňové filtrace pomocí banky číslicových filtrů

Blokový diagram je odvozen z diagramu (obr. 6) popisujícího princip metody měření okamžitého kmitočtu. Bloky DF₁ a DF₂ jsou nahrazeny dvěma bankami filtrů WF₁ a WF₂. Základní funkce obou bloků je stejná jako v diagramu na obr. 6, v prvním bloku je zpracován digitalizovaný MR signál $s(n)$, ve druhém signál okamžitého kmitočtu $f_i(n)$, v bloku VOK je počítán okamžitý kmitočet MR signálu.

7 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Teoretické závěry pro měření časově-prostorových charakteristik gradientních polí pro MR tomografii a speciální filtraci MR signálů byly experimentálně ověřeny na tomografu v ÚPT AV ČR, popřípadě simulovány v programovém prostředí MATLAB na ÚTEE FEKT VUT v Brně. Na ÚPT v Brně bylo vybudováno experimentální pracoviště pro řešení problematiky generace a měření gradientů magnetického pole. Pracoviště je tvořeno gradientní jednotkou, jejímž základem je výpočetní jednotka (na bázi signálového procesoru MOTOROLA 96002) doplněná analogovými gradientními zesilovači a soustavou čtyř gradientních cívek – G_x , G_y , G_z a G_0 , které jsou součástí tomografu. Výpočetní jednotka má za úkol na základě měřicí sekvence definující časový a funkční režim experimentu vytvořit časový sled všech gradientů, stanovit jejich velikosti v daných časových intervalech a generovat analogový signál následně zesílený výkonovými zesilovači pro buzení gradientního cívkového systému.

Základní částí MR tomografu je supravodivý magnet s magnetickou indukcí 4,7 T (odpovídající rezonančnímu kmitočtu jader vodíku ^1H , který je 200 MHz) s průměrem vnitřního teplého prostoru 200 mm. V teplém prostoru magnetu jsou umístěny klasické gradientní cívky G_x , G_y , G_z a G_0 , 16ti cívkový systém pro nastavování homogenity magnetického pole a společná budicí a přijímací cívka. Průměr pracovního prostoru je 120 mm. Maximální proud $I_{\max} = \pm 60$ A tekoucí gradientní cívkou vytváří gradient magnetického pole $G_{\max} = \pm 100$ mT/m. Většina měření byla prováděna pro velikost gradientu $G_r = \pm 20$ mT/m. Kompletní elektronika řízená hlavním počítačem typu PC zajišťuje vytváření výkonových vf impulzů pro definované vybuzení jader s nastavitelnou fází a základním kmitočtem, dále zajišťuje příjem MR signálu s minimální úrovní šumu, který je po dostatečném zesílení a antialiasingové filtraci převeden na číslicovou formu [50]. Po číslicové synchronní detekci je signál dále zpracováván v hlavním počítači.

7.2 MĚŘENÍ METODAMI IF, IFSE A IFSES

Všechny metody měření okamžitého kmitočtu mají stejný způsob vybuzení jader. Tenká vrstva vzorku byla vybuzena pravouhlým $\pi/2$ vf impulzem délky 1,6 ms, jehož frekvenční profil má tvar odpovídající funkci $\text{sinc}(z)$ s šířkou hlavního laloku přibližně 600 Hz. Pro velikost gradientu 20 mT/m je tloušťka excitované vrstvy 0,7 mm. MR signál odpovídající spinovému echu vytvořenému refokusujícím π vf impulzem délky 3 ms je dán součtem rezonujících jader ve vrstvě o tloušťce 0,47 mm. Pro ofset excitačního impulzu 6 000 Hz a velikost gradientu 20 mT/m bude vybuzená vrstva ve vzdálenosti 9,4 mm od středu gradientu. Poloha vybuzené vrstvy byla experimentálně volena jako kompromis mezi amplitudou MR signálu a minimálním počtem průchodů MR signálu nulovou hodnotou v průběhu snímání dat. Měřeným vzorkem je skleněná baňka o průměru 36 mm naplněná destilovanou vodou.

Před měřením je vhodné nastavit maximální homogenitu základního magnetického pole. Ruční změnou amplitud proudů do jednotlivých korekčních cívek je podle běžného algoritmu nastaveno základní magnetické pole. Na kouli o průměru 36 mm byla dosažena homogenita základního magnetického pole $2,5 \cdot 10^{-8} B_0$ (0,025 ppm).

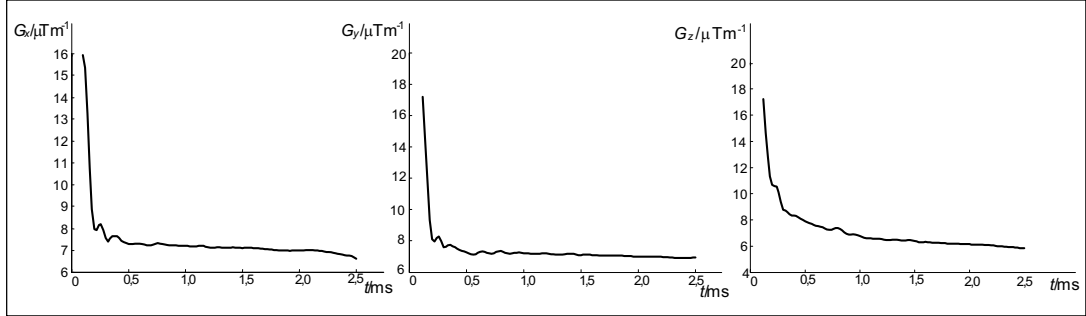
Ostatní parametry MR experimentu byly optimalizovány vždy před měřením. MR signál byl snímán 100 us před vypnutím gradientů do datového bloku délky 4 096 bodů. Důvodem je měření hodnoty aplikovaného gradientu. Doba snímání byla 80 ms pro šířku kmitočtového pásma MR systému 50 kHz a při zpracování MR signálu byla použita číslicová filtrace popsaná v kapitole 6. Pro zvýšení poměru signálu k šumu byl MR signál pětkrát akumulován.

Pro ověření parametrů MR systému byl změřen okamžitý kmitočet MR signálu bez aplikace gradientních impulzů. Byla použita IF měřicí sekvence jako při vlastním měření, ale gradienty byly vypnuty. Maximální změna okamžitého kmitočtu během snímání MR signálu je 10 Hz. Gradient 20 mT/m vytvoří pro kulový vzorek o průměru 36 mm maximální změnu indukce magnetického pole o velikosti $\Delta B = 7,2 \cdot 10^{-4}$ T, což odpovídá frekvenční šířce pásma rezonujících jader 19,2 kHz. Maximální zbytkový gradient má hodnotu $5 \cdot 10^{-4} G_{\max}$.

7.3 ČASOVÉ CHARAKTERISTIKY GRADIENTŮ MĚŘENÉ IF METODOU

Metodou okamžitého kmitočtu byly změřeny časové průběhy doběhu gradientních magnetických polí G_x , G_y , G_z a B_0 v pracovním prostoru MR tomografu bez nastavené preemfáze. Celková doba měření závisící na tloušťce vybuzené vrstvy a velikosti měřeného zbytkového gradientu byla 2,5 ms [21], [25], [51].

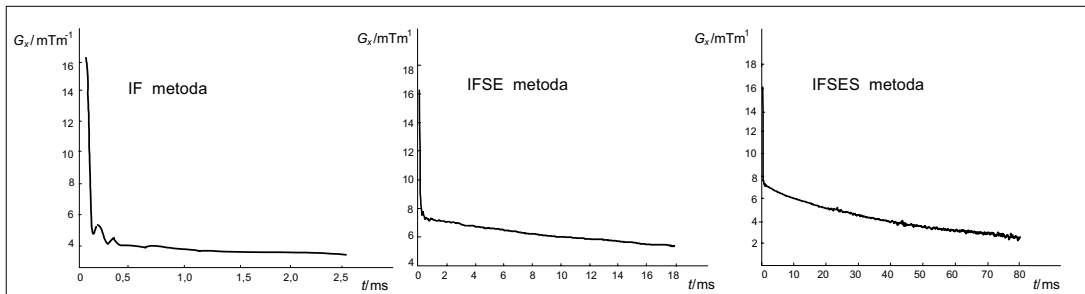
Vzhledem k nízkému poměru signálu k šumu nelze po této době informaci o okamžité frekvenci MR signálu vyhodnotit – i přesto, že MR signál byl filtrován účinnou dvojitou filtrací s průběžně nastavitelnými mezními kmitočty filtrů nebo využitím vlnkové transformace. Časové charakteristiky gradientů G_x , G_y , G_z měřené po ukončení gradientů G_x nebo G_y nebo G_z jsou uvedeny na obr. 9. Z grafů plyne, že průběh časových charakteristik gradientu G_x je velmi podobný průběhům gradientu G_y . Pro vrstvy v blízkosti středu vzorku vzrůstají chyby měření a časové průběhy jsou více zvlněné. Gradientní magnetická pole dohánají v prostorové souřadnici stejně a neprojevují se gradienty vyšších řádů, které by plochu v ofsetové ose zvlňily.



Obr. 9 Časové charakteristiky gradientů měřené po ukončení odpovídajícího gradientu

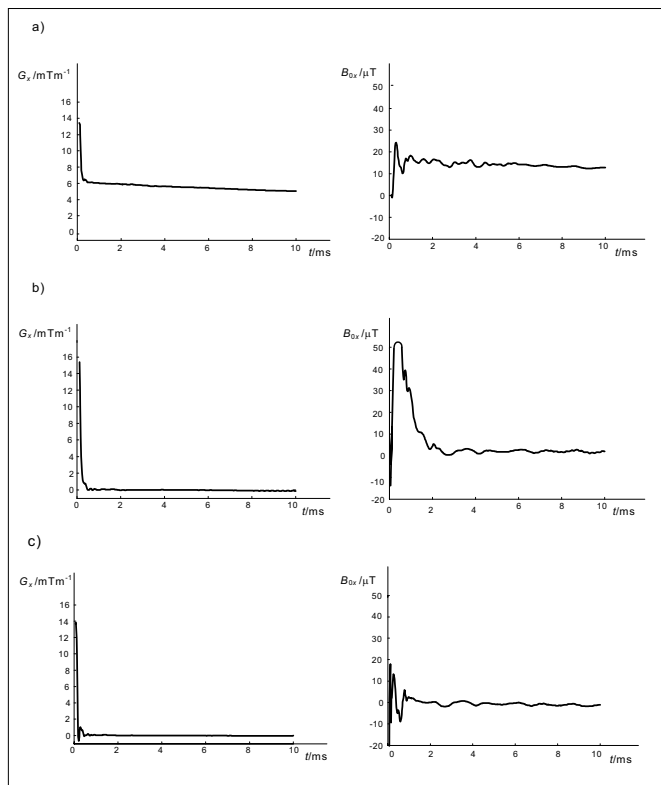
Z uvedených průběhů je zřejmé, že po ukončení gradientního impulsu gradientní magnetické pole poklesne za dobu 0,1 ms velmi rychle na úroveň přibližně $G_x/2$ a potom klesá pomalu. Časový pokles je multiexponenciální a pro účely preemfázové kompenzace jej lze aproximovat součtem exponenciálních funkcí. Kromě poklesu gradientu dochází po ukončení gradientního impulsu ke změně základního magnetického pole B_{0r} (gradient nultého řádu G_0). Maximální změna B_{0x} a B_{0y} způsobená gradientem G_x je 25 μT , gradientem G_y 5 μT a pole pomalu klesá k nule. Maximální změna B_{0z} vyvolaná gradientem G_z je 50 μT . Popsané průběhy jsou dány konstrukcí supravodivého magnetu a jeho kryostatu. Reprodukovatelnost měření IF metodou, která způsobí chyby menší než $< 1\%$, byla ověřována jednak sérií měření za stejných podmínek a také mapováním časových průběhů doběhu gradientních polí v pracovním prostoru tomografu. Velikost gradientu byla vypočtena z rozdílu časových charakteristik měřených pro ofsety $+f_0$ a $-f_0$. Vrstvy jsou tedy umístěny symetricky k ose kulového vzorku. Změnou ofsetu v rozsahu 0 až $\pm f_0$ ($0 \pm 6\ 000$ Hz) lze provést mapování gradientního pole v celém rozměru vzorku.

7.4 POROVNÁNÍ IF, IFSE A IFSES METOD



Obr. 10 Srovnání časových charakteristik poklesu gradientu G_x měřeného metodami IF, IFSE a IFSES

Rozdíly mezi metodami IF, IFSE a IFSES nejsou veliké [25], [51]. Ze zobrazených průběhů je zřejmé, že všechny metody dávají stejné výsledky v časovém intervalu do 2,5 ms včetně systematických chyb měření. Je zřejmé, že gradientní pole G_x za 18 ms po ukončení impulsu pokleslo na úroveň 5,5 mT/m. Gradient klesá dál a nulové hodnoty dosahuje v čase přibližně za 300 ms. V delším časovém úseku do 18 ms jsou výsledky měření metodami IFSE a IFSES stejné. Maximální doba měření metodou IFSES je 80 ms po ukončení gradientu. Doběh gradientu je delší než 80 ms a běžně trvá 1 až 2 s. Měřený časový interval je však dostatečně dlouhý pro přesný výpočet preemfázových konstant i pro nejdelší časové konstanty, jejichž délka bývá podle typu MR magnetu 100 až 150 ms. Na obr. 11 jsou uvedeny změřené charakteristiky poklesu gradientu G_x a základního magnetického pole B_0 způsobené aplikovaným gradientem. V případě a) nebyl použit preemfázový filtr. Na průběhu je zřejmý vliv vířivých proudů na změnu gradientního pole.

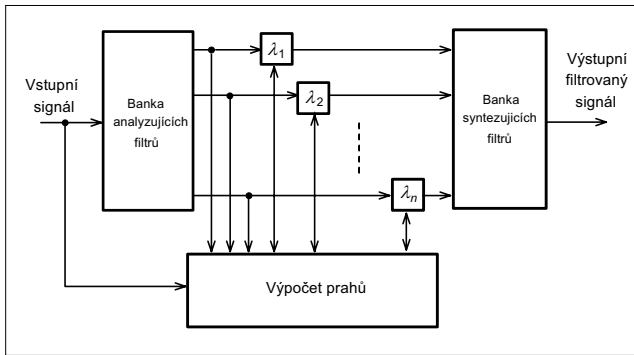


Obr. 11 Časové charakteristiky poklesu gradientu G_x a základního pole B_{0x}
 a) bez aplikace preemfáze, b) s ručně nastavenou preemfází
 c) s preemfází nastavenou iteračním procesem

Podobně došlo k posuvu indukce základního magnetického pole o 18 μT a toto pole se pomalu vrací na původní hodnotu. V případě b) byl použit preemfázový filtr. Jeho konstanty byly stanoveny ručním „laděním“. Z grafů je zřejmé, že gradientní magnetické pole poklesne za 1 ms na dostačující úroveň a základní pole se navrátí do původního stavu za 2 ms. V případě c) byla nastavena preemfázová kompenzace automatizovaným iteračním procesem. K tomu účelu byla změřena charakteristika aproximována multiexponenciální funkcí a byly vypočteny konstanty inverzního filtru kompenzujícího vliv vířivých proudů. Gradientní pole i indukce základního magnetického pole rychle klesají a jsou za 1 ms na vyhovujících úrovních. Pro dosažení uvedených výsledků byly použity dva iterační kroky.

7.5 PROTIŠUMOVÁ FILTRACE MR SIGNÁLU A SIGNÁLU OKAMŽITÉHO KMITOČTU

Základní myšlenkou potlačení šumu je odstranění šumových kmitočtových složek, které nesou minimální informaci o fázi MR signálu, ale významně ubírají energii. Zpočátku byly využívány metody klasické číslicové filtrace, ale ty nedávaly očekávané výsledky [31]. Proto byla vyvinuta a vyzkoušena metoda redukce šumu MR signálu číslicovými filtry s průběžně nastavitelnými mezními kmitočty [26], [32], [32]. Těmito dvěma způsoby byly filtrovány stejné MR signály s proměnným okamžitým kmitočtem přes veškerou snahu zůstává v průběhu okamžitého kmitočtu určitý šum, který může dále nepříznivě ovlivnit výpočet konstant preemfázových filtrů. Proto byly hledány další metody, které by mohly více potlačit nepříznivý vliv šumu a zvýšit poměr signálu k šumu. Nakonec se ukázala jako perspektivní číslicová filtrace pomocí banky filtrů na bázi vlnkové transformace. Při využití banky číslicových filtrů bylo použito

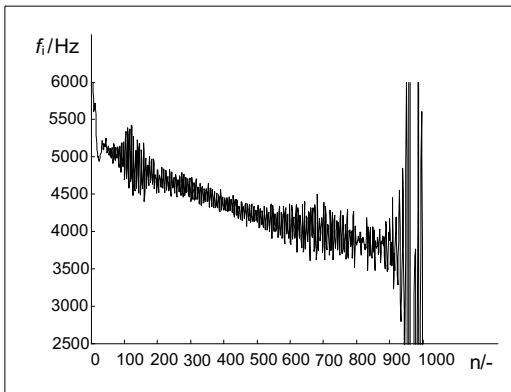


principu dvojestupňové subpásmové číslicové filtrace s využitím vlnkové transformace [36], [37], [47]. Podrobnější schéma bloků WF_1 a WF_2 z obr. 8 je uvedeno na obr. 12. Jako optimální se jeví použití bank filtrů navržených pomocí Remezova algoritmu. Výhodou je jednak zřejmě nejvyšší možné potlačení pro dané toleranční pole a řád filtru a také možnost přímé volby tolerančního pole banky filtrů.

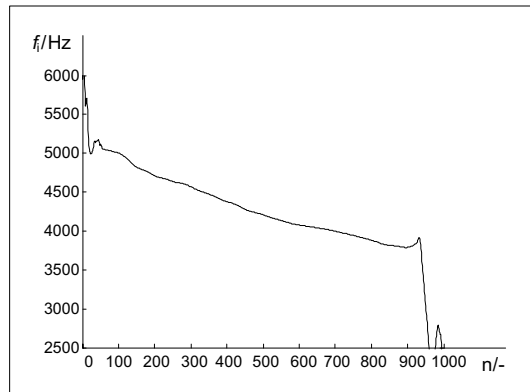
Obr. 12 Blokový diagram bank číslicových filtrů v blocích WF_1 a WF_2

Počet stupňů rozkladu byl zvolen pro oba signály stejný, a to 5. Byly použity vlnky typu Daubechies s délkou $N = 40$.

Prahování šumu v jednotlivých subpásmech je provedeno za analyzující bankou číslicových filtrů. V obou blocích WF_1 a WF_2 jsou velikosti prahů λ_i určeny na základě výpočtu směrodatné odchyly šumu na konci měřeného úseku MR signálu a signálu okamžitého kmitočtu. V prvním případě (filtrace MR signálu) je využito měkké prahování [47]. Aby nedošlo ke zkreslení MR signálu, jenž je dále zpracováván, je volen K násobek směrodatné odchyly šumu δ poměrně malý, v našem případě $K = 1,5$ [37]. V druhém případě (filtrace signálu okamžitého kmitočtu) v bloku WF_2 má šum nestacionární charakter a hodnoty prahů λ_i jsou závislé na čase. Velikost směrodatné odchyly šumu s časem roste, a proto je nutné využít jiné typy prahování. Hodnoty prahů jsou nakonec měněny skokově. Tím vzniká přechodný děj, jehož délka je přímo úměrná impulzní charakteristice číslicových filtrů v bance. Z toho důvodu jsou použity relativně krátké impulzní charakteristiky číslicových filtrů typu dolní a horní propusti (například haarovy vlnky typu db1). Při použití subpásmové filtrace z důvodu větší přesnosti zpracování není využita decimace a tím zpracování klade vyšší nároky na operační paměť, neboť signály z dílčích subpásem nejsou zkracovány. Na obr. 14 je zobrazen signál okamžitého kmitočtu po dvojitě filtraci s využitím vlnkové transformace. Je zřejmé, že došlo k výraznému potlačení šumu. Výsledný signál je s užitečnou délkou přibližně 900 vzorků, což je dostatečné pro výpočet koeficientů preemfázových filtrů pro kompenzaci doběhu gradientního magnetického pole.



Obr. 13 Okamžitý kmitočtet MR signálu po první filtraci blokem WF_1



Obr. 14 Okamžitý kmitočtet MR signálu po dvojitě filtraci s využitím vlnkové transformace

ZÁVĚR

V habilitační práci je řešena problematika přesného měření časových charakteristik gradientů magnetického pole v MR systémech. Tato problematika je významná pro generaci časově definovaných gradientů magnetického pole pro použití v MR tomografii, MR mikroskopii a lokalizované MR spektroskopii. Byla navržena a experimentálně ověřena metoda okamžitého kmitočtu (IF metoda), jejíž hlavním omezením byl krátký čas měření. 2,5 ms dlouhý časový úsek charakteristiky gradientního pole po aproximaci součtem exponenciálních funkcí obsahuje jen velmi krátké časové konstanty a není možné stanovit s dostatečnou přesností časové konstanty v rozsahu kolem 100 ms. Pro dosažení tohoto výsledku byla významná jak číslicová filtrace s průběžně nastavitelnými mezními kmitočty filtrů, tak i filtrace bankami filtrů s vlnkovou bází. Navržená filtrační metoda s bankami filtrů umožňuje prodloužit délku měřeného užitečného signálu a lépe odstranit šum z MR signálu.

IF metoda byla rozšířena nejprve o spinové echo a později o sérii spinových ech. Touto úpravou bylo dosaženo prodloužení časové délky měřeného MR signálu a tím i prodloužení délky časové charakteristiky měřeného gradientního pole až do 80 ms. Porovnání všech tří technik ukázalo shodnost výsledků v časovém úseku odpovídajícím zvolené technice.

Po aproximaci a dalším zpracování byly z výsledných průběhů stanoveny preemfázové konstanty a nastaveny preemfázové filtry. Nové měření ukázalo, že pokles gradientního pole na úroveň nehomogenity základního magnetického pole v MR přístroji při ukončení gradientního impulsu nastal do 0,5 ms pro gradienty G_x a G_y . Gradient G_z poklesl na tuto úroveň do 1 ms. Změna základního pole se u všech gradientů ustálila za 2 ms. Uvedené hodnoty byly současně ověřeny novým měřením s ručně nastavenými preemfázovými konstantami.

Práce je výsledkem víceletého úsilí o aplikaci gradientních magnetických polí v různých MR technikách a snahy zlepšit jejich dynamické vlastnosti. Popsaná problematika je společnou prací autorky, řešitele grantu GAAV doc. Ing. Karla Bartuška, DrSc., diplomantů a doktorandů FEKT VUT v Brně. Ing. Blahoslav Jílek, Ph.D. ve své disertační práci řešil problematiku základů měření okamžitého kmitočtu MR signálu a aplikace DSP systému pro preemfázovou filtraci. Ing. Radomír Svoboda, Ph.D. se zabýval aproximací časové charakteristiky gradientních polí, stanovením preemfázových konstant a jejich aplikací na DSP Motorola 96002/40 MHz. Ing. R. Kubásek, doktorand ÚTEE FEKT VUT v Brně, řešil problematiku číslicové filtrace MR signálu.

Tato práce vznikla za podpory grantu Grantové agentury AV ČR č. IA 265401 „Vytváření časově a prostorově definovaných gradientních magnetických polí v NMR“, grantu Grantové agentury ČR č. 102/94/1270 „Experimentální zařízení pro NMR tomografii malých vzorků“ a grantu Grantové agentury AV ČR č. IA2065201 „Generace a měření gradientních magnetických polí pro in vivo MR lokalizovanou spektroskopii“.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] VLAARDINGERBROEK, M. T. – DEN BOER, J. A.: Magnetic Resonance Imaging. Springer-Verlag, Berlin, 1999.
- [2] BOTTOMLEY, P. A. – FORSTER, T. B. – DARROW, R. D.: Depth-Resolved Surface-Coil Spectroscopy (Dress) for In-vivo H-1, P-31, and C-13 NMR. *Journal of Magnetic Resonance* 59 (2) 1984: pp. 338–342.
- [3] MORRIS, P.G.: Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology. Oxford Univ. Press, Oxford, 1986.
- [4] ALTOBELLI, S. A. – CAPRIHAN, A. – DAVIS, J. G. – FUKUSHIMA, E. A.: new Method for Flow Velocity-Measurement-Frequency Encoded NMR *Magnetic Resonance in Medicine* 3 (2) 1986: pp. 352–362.
- [5] BARTUŠEK, K.: Generace a měření gradientů magnetického pole pro nukleární magnetickou rezonanci. Doktorská disertační práce. Ústav přístrojové techniky AV České republiky, 1998.
- [6] MANSFIELD, P. – CHAPMAN, G.: Active Magnetic Screening of Gradient Coils in NMR Imaging. *Journal of Magnetic Resonance* 66 (3) 1986: pp. 573–576.
- [7] TURNER, R. – BOWLEY, R. M.: Passive Screening of Switched Magnetic Field Gradients. *Journal of PhysicsE: Scientific Instruments* 19 (10) 1986: pp. 876–879.
- [8] SKÓRKA, T. J. – JASINSKI, A. – MARKIEWICZ, M.: Short Actively Shielded Gradient Coils. *MAG*MA* 4 1996: pp. 98–92.
- [9] Actively Shielded Gradient Probes. Firemní literatura, Doty Scientific, Inc., USA.
- [10] JEHENSON, P. – WESTPHAL, M. AND SCHUFF, N.: Analytical Method for the Compensation of Eddy Current Effects Induced by Pulsed Magnetic Field Gradients in NMR Systems. *Journal of Magnetic Resonance* 90 (2) 1990: pp. 264–278.
- [11] VAN VAALS, J. J. AND BERGMAN, A. H.: Optimization of Eddy-Current Compensation. *Journal of Magnetic Resonance* 90 (1) 1990: pp. 52–70.
- [12] ECCLES, C. D. – CROZIER, S. – WESTPHAL, M. – DODDRELL, D. M.: Temporal Spherical-Harmonic Expansion and Compensation of Eddy-Current Fields Produced by Gradient Pulses. *Journal of Magnetic Resonance* A103 (2) 1993: pp. 135–141.
- [13] WYSONG, R. E. – LOWE, I. J.: A Simple Method of Measuring Gradient Induced Eddy Currents to Set Compensation Networks. *Magnetic Resonance in Medicine* 29 (1) 1993: pp. 119–121.
- [14] BARTUŠEK, K. AND PUCZOK, V.: An NMR MULTIFID Method for Measurement of Magnetic Field Gradient. *Measurement Science & Technology* 4 (3) 1993: pp. 357–361.
- [15] CHANKIJ, J. – LEFEVRE, J. L. – BRIQUET, A.: A Method for Mapping Magnetic-Fields Generated by Current Coils. *Journal of Physics* 18 (12) 1985: pp. 1014–1017.
- [16] JENSEN, D. J. – BREY, W. W. – DELAYRE, J. L. – NARAYANA, P. A.: Reduction of Pulsed Gradient Settling in the Superconducting Magnet of a Magnetic-Resonance Instrument. *Med. Phys.* 14 (5) 1987: pp. 859–862.
- [17] ROBERTSON, S. – HUGHLES, D. G. – LIU, Q. – ALLEN, P. S.: Analysis of the Temporal and Spatial Dependence of the Eddy – Current Fields in a 40 – cm Bore Magnet. *Magnetic Resonance in Medicine* 25 (1) 1992: pp. 158–166.
- [18] LIU, Q. – HUGHLES, D. G. – ALLEN, P. S.: Quantative Characterization of the Eddy – Current Fields in a 40 – cm Bore Superconducting Magnet. *Magnetic Resonance in Medicine* 31 (1) 1994: pp. 73–76.
- [19] LIU, Y. – RIEDERER, S. J. – EHMAN, R. L.: Magnetization – Prepared Cardiac Imaging using Gardient – Echo Acquisition. *Magnetic Resonance in Medicine* 30 (2) 1993: pp. 271–275.
- [20] TERPSTRA, M. – ANDERSEN, P. M. – GRUETTER, R.: Localized Eddy Current Compensation using Quantitative Field Mapping. *Journal of Magnetic Resonance* 131 (1) 1998: pp. 139– 143.
- [21] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Využití metody okamžitého kmitočtu pro měření časových charakteristik gradientních magnetických polí v tomografii magnetické rezonance. *Elektrorevue*, <http://www.elektrorevue.cz/obsah.html>, 26 2002.
- [22] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Měření indukce magnetického pole metodou okamžitého kmitočtu spinového echa. *Elektrorevue* <http://www.elektrorevue.cz/obsah.html> 35 2002.
- [23] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Instantaneous Frequency of Spin Echo Method for Gradient Magnetic Fields Measurement in MR Systems. *Journal of Electrical Engineering* 53 (49) 2002: pp. 49–52.
- [24] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Spin Echo Series MR Technique for Gradient Measurement. In: 4th International Conference MEASUREMENT 2003, Smolenice, 2003: pp. 371–374.
- [25] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: MR Measurement Technique of the Rapidly Switched Gradient Magnetic Fields in MR Tomograph. *Acta Polytechnica* 4 2003: pp. 30–35.
- [26] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Filtering of NMR Signal in MR Tomography. In: 26th International Conference of Telecommunications and Signal Processing, TSP 2003, Brno, 2003: pp. 221–224.
- [27] KWOK, H. K. – JONES, D.: Improved Instantaneous frequency Estimation using an Adaptive Short-Time Fourier Transform. *IEEE Transactions on Signal Processing* 48 (10) 2000: pp. 2964–2972.

- [28] FERTIG, L. B. – MCCLELLAN, J. H.: Instantaneous Frequency Estimation using Linear Prediction with Comparison to the DESAs. *IEEE Signal Processing Letters* 3 (2) 1996: pp. 54–56.
- [29] SVOBODA, R. – BARTUŠEK, K.: Digital Filtration in NMR Measurement of Gradient Magnetic Field. *In: ESMRMB'00 17th Annual Meeting, Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology, and Medicine, Paris, France, 2000 MAG*MA*: p. 39.
- [30] BARTUŠEK, K. – SVOBODA, R.: Filtration of the Signal with Time-Variable Instantaneous Frequency in the Gradient Magnetic Field Measurements. *In: 2nd Krakow – Winipeg Workshop on Biomedical Applications of MRI and MRS, Krakow, 2000*: PO6.
- [31] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Adaptive Digital Filter for Gradient Magnetic Fields Measurement in MR Tomography. *In: IEEE Asia-Pacific Conference APCCAS'2002, Denpasar, Indonesia, 2002*: pp. 79–82.
- [32] SVOBODA, R.: Generování a měření gradientních magnetických polí ve spektrometru NMR. *Doktorská disertační práce. FEKT VUT v Brně, 2003*.
- [33] STRANG, G. – NGUYEN, T.: *Wavelets and Filter Banks*. Wellesley-Cambridge Press. 1996.
- [34] VOJTA, J. – BARTUŠEK, K.: De-Noising of FID Signal by Wavelets. *In: DSP'97 3rd International Conference on Digital Signal Processing, Herlany, Slovakia, 1997*: pp. 266–269.
- [35] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E. – KUBÁSEK, R.: Signal Denoising in MR Tomography using Wavelet. *In: Progress in Electromagnetics Research Symposium. Progress in Electromagnetics Research Symposium, PIERS 2004, Pisa 2004*: pp. 1–4.
- [36] KUBÁSEK, R. – GESCHEIDTOVÁ, E. – BARTUŠEK, K.: Wavelet Denoising of Signal using QMF Filter Bank Designed by Remez Algorithm. *Advances in Electrical and Electronic Engineering* 3 2004: pp. 13–16.
- [37] KUBÁSEK, R. – GESCHEIDTOVÁ, E. – SMÉKAL, Z.: Denoising Digital Quadrature Mirror Filter Banks Using Remez Algorithm. *In: Biosignál 2004, Brno 2004*: pp. 223–225.
- [38] MARRON, J. S. – ADAK, S. – JOHNSTONE, I. M. – NEUMANN, M. H. – PATIL, P.: Exact Risk Analysis of Wavelet Regression. *Journal of Computation a Graphical Statistics* 3 1998: pp. 278–309.
- [39] BRUCE, A. G. – GAO, H. Y.: *Understanding WaveShrink: Variance and Bias Estimation*. StatSci Division of MathSoft. Seattle, 1996.
- [40] RAJMIC, P.: Statistical Properties of Wavelet Spectrum Thresholding Rules. *In: 48th International Scientific Colloquium, Ilmenau 2003*: pp. 87–88.
- [41] SYSEL, P.: Redukce šumu pomocí prahování waveletových koeficientů. *In: Proceedings of the 1st Conference of Czech Student AES Section on Audio Technologies and Processing. Brno, FEI VUT v Brně, 2000*: pp. 80–85.
- [42] HORNAK, J. P.: The basics of NMR. <http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr/inside.htm> 1997–99.
- [43] SENAJ, V. – GUILLOT, G. – DARRASSE, L.: Inductive Measurement of Magnetic Field Gradients for Magnetic Resonance Imaging. *Review of Scientific Instruments* 69 (6) 1998: pp. 2400–2405.
- [44] BARTUŠEK, K., – JÍLEK, B.: Eddy Current Compensation by Adaptive Pre-emphasis Control for NMR Tomography and Spectroscopy. *Journal of Electrical Engineering* 46 1995: pp. 339–344.
- [45] SENAJ, V.: Príspevok k riešeniu problému rýchlosti nábehu gradientových magnetických polí v NMR tomografii. *Kandidátska dizertačná práca, Ústav merania SAV, Bratislava, 1992*.
- [46] GESCHEIDTOVÁ, E. – BARTUŠEK, K. – KUBÁSEK, R. – SMÉKAL, Z.: Využití bank číslicových filtrů v měření okamžitého kmitočtu v NMR tomografii. *Electrorevue* <http://www.elektrorevue.cz/obsah.html> 42 2003.
- [47] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E. – KUBÁSEK, R. – SMÉKAL, Z.: Digital Filtering for Instantaneous Frequency Measurement in MR Tomography. *In: 3rd International Conference on Networking - ICN'2004. Poitres a Pitre, Quadeloupe 2004*: pp.1035–1039.
- [48] BARTUŠEK, K. – MLYNÁRIK, V.: Fast Measurement Technique to Characterize the Gradient Fields in MR systems. *In: International Conference on Measurement. MEASUREMENT'97, Smolenice, 1997*: pp. 305–308.
- [49] BARTUŠEK, K. – JÍLEK, B.: Measurement of the Gradient Magnetic Field for NMR Tomography. *In: 1st Nottingham Symposium on Magnetic Resonance in Medicine. Nottingham, 1994*: pp. 50–53.
- [50] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Application of Digital Signal Processors in a Gradient Controller for MR Tomography. *ElectronicsLetters.com* <http://www.electronicletters.com> 9 2002.
- [51] BARTUŠEK, K. – GESCHEIDTOVÁ, E.: Magnetic Resonance Technique of Gradient Magnetic Field Measurement. *In: 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2003, Cancun, Mexico 2003*: pp. 3282–3285.
- [52] STARČUK, Z. – BARTUŠEK, K. – STARČUK, Z. JR.: First Data Point Problem and the Baseline Distortion in Fourier Transform NMR Spectroscopy with Simultaneous Sampling. *J. Magn. Reson. A* 108 1994: pp. 177–188.
- [53] BARTUŠEK, K.: Signal De-Noising in the Gradient Magnetic Field Measurement. *In: 1st Kraków-Winnipeg Workshop on Biomedical Applications of MRI and MRS, Kraków, Poland, 1997*: p. 39.

ABSTRACT

For the assessment of time-spatial properties of gradient fields in MR tomography the methods of instantaneous frequency (IF, IFSE, and IFSES) have been developed and applied, enabling prolongation of the time characteristics determination. Comparison of the methods designed is presented in the thesis as well as characteristics of decay time of gradients G_x , G_y , G_z and the basic magnetic field B_0 .

From the comparison of the IF method and the two spin-echo methods for the measurement of gradient magnetic field time characteristics in MR systems it is clear that the application of spin echo prolongs seven times the interval when the time characteristics are measurable with sustained accuracy. The comparison of the IFSE and IFSES methods gives the same results; including systematic errors of measurement in an interval of up to 18 ms. The IFSES method prolongs the interval of measuring the decay time characteristics of the magnetic field gradient in comparison with the IFSE method four times. This prolongation is fundamental for the computation of pre-emphasis constants and for their accuracy. Up to 80 ms after the end of a gradient the MR signal has a sufficiently high S/N ratio, which is sufficient for subsequent processing.

From the results obtained by measurement it follows that all the above methods are convenient for simple and quick characterization of gradient magnetic fields in MR tomographic magnets. The time characteristics of the gradient decays were used for the calculation of the pre-emphasis parameters to eliminate the influence of eddy currents in MR tomographs equipped with the classical gradient system without active shim coils. After the end of the gradient pulse the gradient and basic fields reach the level of their inhomogeneity in a time shorter than 0.5 ms. The results obtained meet the demands made on tomograph properties.

Removing noise from MR signal is of fundamental significance in the analysis of results of NMR spectroscopy and tomography. Classical methods of digital filtering, adaptive digital filtering, and the application of digital filter banks are compared. Optimum solution is seen in removing noise by means of the digital filter banks that use half-band mirror frequency filters of the type of low-pass and high-pass filters.

All characteristics were measured on a 200 MHz/200 mm MR scanner in Institute of Scientific Instruments of Academy of Sciences of the Czech Republic.