



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF TELECOMMUNICATIONS

MĚŘENÍ DOBĚHU GRADIENTNÍCH MAGNETICKÝCH POLÍ V MR TOMOGRAFU

MEASUREMENT OF GRADIENT MAGNETIC FIELD DECAY IN MR TOMOGRAPH

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. ONDŘEJ KUBÁSEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. KAREL BARTUŠEK, DrSc.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav telekomunikací

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Telekomunikační a informační technika

Student: Bc. Ondřej Kubásek

ID: 78330

Ročník: 2

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Měření doběhu gradientních magnetických polí v MR tomografu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem je proměřit doběhy gradientů magnetického pole v MR tomografu. Provedte rešerži dané problematiky, seznamte se s programem na zpracování měřených dat, proveďte měření doběhu gradientů a vyhodnoťte měřená data.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Vlaardingerbroek, M.: Magnetic Resonance Imaging. Springer-Verlag, (2000)
- [2] Mansfield, P., Chapman, B.: Active Magnetic Screening of Gradient Coils in NMR Imaging. Journal of Magnetic Resonance 66, (1986) 573 576.
- [3] Kubásek R., Gescheidtová E., Bartušek K., Measurements of Time Characteristics of the Gradient Magnetic Field, in 27th Annual International Conference Medicine and Biology Society Shanghai, 2005, pp. 1 - 4.
- [4] Bartušek, K., Gescheidtova, E., Testing the quality of magnetic gradient fields for studying self-diffusion processes by magnetic resonance methods. Measurement Science and Technology, 17, pp. 2256 - 2 262, 2006.
- [5] Bartušek, K., Gescheidtova, E., MR Measurement Technique of Rapidly Switched Gradient Magnetic Fields in MR Tomography. Applied Magnetic Resonance, 29, 12, pp. 675 - 686, 2006.

Termín zadání: 29.1.2010

Termín odevzdání: 26.5.2010

Vedoucí práce: prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ANOTACE

Cílem této práce je proměřit doběhy gradientů magnetického pole v MR tomografu, naměřená data zpracovat a vyhodnotit a provést rozbor dané problematiky. Teoretická část je zaměřena na příčiny vzniku tvarového zkreslení průběhu gradientu, které má negativní vliv na NMR měřicí techniky a zabývá se možnostmi potlačení těchto nežádoucích jevů, především eliminací pomocí preemfázové filtrace. Dále je vytvořen přehled metod měření gradientního magnetického pole. V praktické části jsou pomocí metody okamžitého kmitočtu na tomografu Ústavu přístrojové techniky Akademie věd v Brně naměřeny doběhy gradientů magnetického pole s využitím a bez využití preemfázové kompenzace. Výsledné průběhy jsou zpracovány v programech MAREVISI a MATLAB. V programu MATLAB je vyvinuta moderní metoda filtrace pro potlačení šumu z užitečného signálu vedoucí k přesnějším měření MR magnetických polí. Tato filtrace využívá metody odhadu časově proměnných prahů a dvoukanálových bank filtrů. Dále je v prostředí MATLAB vytvořen program pro aproximaci naměřených dobů gradientního magnetického pole. Doba je nutné aproximovat pro získání časových konstant a míry exponenciálního poklesu, které slouží pro nastavení preemfázové kompenzace.

Klíčová slova

tomograf, NMR, gradientní magnetické pole, zkreslení, preemfázová kompenzace, měření.

ABSTRACT

The objective of my thesis is to measure magnetic field gradient decay in an MR tomograph, process and evaluate the data measured and analyse the issue. The theoretical section focuses on the reasons for the gradient distortion which has a negative impact on NMR measuring techniques and it also describes options to eliminate the negative effects, focusing mainly on pre-emphasis filtration. It also lists methods of gradient magnetic field measuring. The practical section contains results of magnetic field decay measurements taken with the tomograph in the Institute of scientific instruments of the Academy of sciences in Brno using the method of instantaneous frequency with and without pre-emphasis compensation. The data are processed with MAREVISI and MATLAB programmes. MATLAB is used to develop a modern method of filtration to eliminate noise in useful signal leading to more accurate measurements of MR magnetic fields. This filtration uses a method of time-dependent variable thresholds and two-channel filter banks. MATLAB is also used to design a programme for approximation of the measured gradient magnetic field decay. The decay must be approximated in order to obtain time constants and the degree of exponential decay, which serve to set up the pre-emphasis compensation.

Keywords

tomograph, NMR, gradient magnetic fields, distortion, pre-emphasis compensation, measurements

KUBÁSEK, O. *Měření doběhu gradientních magnetických polí v MR tomografu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 55 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Měření doběhu gradientních magnetických polí v MR tomografu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 24.5.2010

.....
podpis autora

Obsah

OBSAH	7
SEZNAM OBRÁZKŮ	8
ÚVOD	10
1 PROBLEMATIKA DOBĚHU GRADIENTNÍHO MAGNETICKÉHO POLE U MR TOMOGRAFU.....	11
1.1 Konstrukce tomografu	11
1.2 Model tomografu	12
1.3 Tvarové zkreslení průběhu gradientu	12
1.4 Eliminace tvarového zkreslení průběhu gradientu	13
2 MĚŘENÍ GRADIENTNÍHO POLE.....	15
2.1 Metoda IF	17
2.2 Metoda IFSE.....	21
2.3 Metoda IFSES	23
2.4 Popis použité sekvence.....	25
2.5 Potlačení šumu MR signálu.....	25
2.5.1 Volba typu banky filtrů a jejich báze.....	26
2.5.2 Volba prahovací funkce.....	27
2.5.3 Výpočet velikosti prahů.....	28
3 EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ.....	32
3.1 Zpracování výsledků měření	34
4 NAMĚŘENÉ HODNOTY	37
4.1 Průběhy naměřené s nulovým gradientem.....	37
4.2 Naměřené gradienty bez použití preemfáze	38
4.3 Naměřené gradienty s použitím preemfáze	40
5 APROXIMACE PRŮBĚHŮ.....	42
ZÁVĚR	45
SEZNAM SYMBOLŮ A VELIČIN.....	48
SEZNAM ZKRATEK.....	49
SEZNAM PŘÍLOH	50
A ZDROJOVÉ KÓDY	51
A.1 Program pro filtraci	51
A.2 Program pro aproximaci	53

Seznam obrázků

Obr. 1.1. Konstrukční uspořádání magnetu tomografu	11
Obr. 1.2. Blokové schéma modelu tomografu	12
Obr. 1.3. Tvarové zkresení průběhu gradientu	13
Obr. 1.4. Princip preemfázové filtrace	14
Obr. 2.1. Měření gradientu pomocí dvou symetricky vybuzených vrstev	15
Obr. 2.2. Princip selektivního vybuzení jader	16
Obr. 2.3. Závislost fáze MR signálu na homogenitě magnetického pole	17
Obr. 2.4. Měřicí sekvence IF metody	18
Obr. 2.5. Příklad průběhu reálné části FID signálu $f(n)$ snímaného metodou IF	19
Obr. 2.6. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ snímaného metodou IF	19
Obr. 2.7. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu gradientu $G(n)$ snímaného metodou IF	20
Obr. 2.8. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu indukce základního magnetického pole $B_0(n)$ snímaného metodou IF	20
Obr. 2.9. Měřicí sekvence IFSE metody	21
Obr. 2.10. Příklad průběhu reálné části FID signálu $f(n)$ snímaného metodou IFSE	22
Obr. 2.11. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ snímaného metodou IFSE	22
Obr. 2.12. Měřicí sekvence IFSES metody	23
Obr. 2.13. Příklad průběhu reálné části snímaného FID signálu $f(n)$ metodou IFSES se třemi echy	24
Obr. 2.14. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ snímaného metodou IFSES	24
Obr. 2.15. Měřicí sekvence	25
Obr. 2.16. Blokové schéma subpásmové filtrace	26
Obr. 2.17. Část analýzy waveletovské banky filtrů s řádem rozkladu tři	27
Obr. 2.18. Část syntézy waveletovské banky filtrů s řádem rozkladu tři	27
Obr. 2.19. Příklad tvrdého prahování pro $p = 1$	28
Obr. 2.20. Modulová kmitočtová charakteristika derivačního filtru	29
Obr. 2.21. Druhý subpásmový signál a velikost vypočteného prahu	30
Obr. 2.22. Průběh magnetické indukce B před a po filtraci	31
Obr. 3.1. Umístění měřených vzorků	33
Obr. 3.2. Absolutní hodnoty snímaného kladného a záporného FIDu a výsledný gradient.	34
Obr. 3.3. Detailní porovnání absolutních hodnot kladného a záporného MR signálu	34
Obr. 3.4. Blokové schéma zpracování dat	36
Obr. 4.1. Doběh gradientu pro $G_x = 0$ DAC a $G_y = 0$ DAC a jeho magnetické pole B_0 bez preemfáze	37
Obr. 4.2. Doběh gradientu pro $G_x = 0$ DAC a $G_y = 0$ DAC a jeho magnetické pole B_0 s preemfází	37
Obr. 4.3. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	38
Obr. 4.4. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	38
Obr. 4.5. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	38
Obr. 4.6. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	39
Obr. 4.7. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	39

Obr. 4.8. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = 10000$ DAC, ofset = 0 Hz a jeho magnetické pole B_0	40
Obr. 4.9. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	40
Obr. 4.10. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = 10000$ DAC, ofset = 0 Hz a jeho magnetické pole B_0	40
Obr. 4.11. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	41
Obr. 4.12. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = 10000$ DAC, ofset = 0 Hz a jeho magnetické pole B_0	41
Obr. 4.13. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0	41
Obr. 5.1. Aproximace doběhu gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz	42
Obr. 5.2. Aproximace doběhu gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz	43
Obr. 5.3. Aproximace doběhu gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz	43
Obr. 5.4. Aproximace doběhu gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz	43
Obr. 5.5. Aproximace doběhu gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz	44

Úvod

Tomografie nukleární magnetické resonance neboli NMR spektroskopie je jednou z nejdůležitějších spektroskopických technik používaných především ve zdravotnictví, kde se využívá k zobrazení vnitřních orgánů lidského těla. Zvláště vhodná je tato metoda k zobrazení mozku a míchy. Hojně se využívá v chemickém výzkumu, kde umožňuje identifikovat nově připravené sloučeniny, charakterizovat jejich chemickou reaktivitu a studovat jejich dynamické chování. Dále se využívá ve výzkumech v oboru biochemie a biologie.

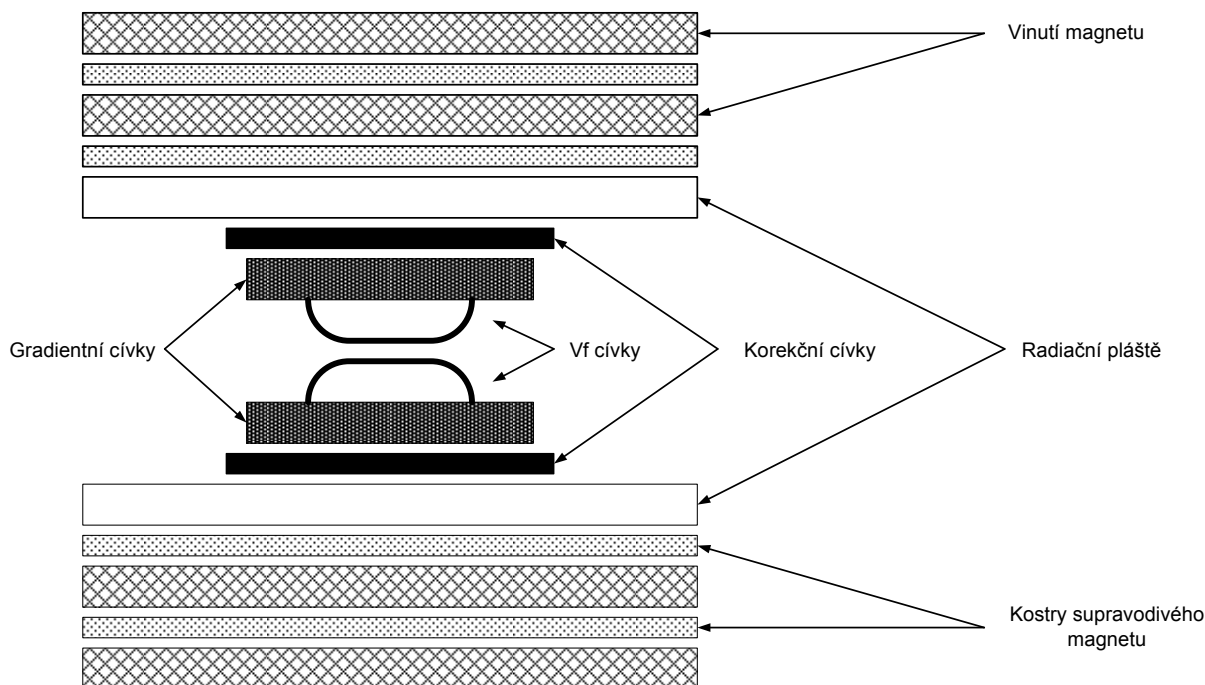
Metoda NMR je založena na sledování interakcí elektromagnetického vlnění v oblasti krátkých radiových vln a jader měřené látky, která je umístěna ve vnějším magnetickém poli. Vlivem molekulového okolí a vzájemných interakcí sledovaných jader dochází k charakteristickým posunům a štěpením signálů jednotlivých jader ve spektru. Tak je zpětně možné určovat strukturu sledované molekuly nebo jejích částí.

Pomocí experimentálních měření doběhu gradientního magnetického pole se budeme v této práci snažit dojít k co nejkratšímu doběhu gradientu, což by mohlo přispět ke zdokonalení NMR spektroskopie.

1 Problematika doběhu gradientního magnetického pole u MR tomografu

1.1 Konstrukce tomografu

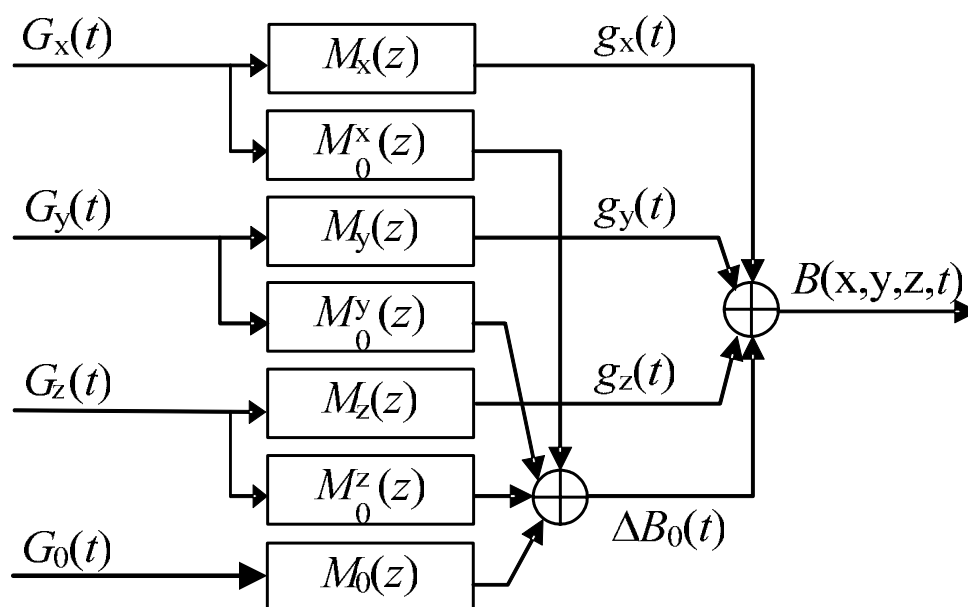
Uspořádání magnetu tomografu je znázorněno na Obr. 1.1. U tomografu je velký důraz kladen na homogenitu statického magnetického pole B_0 , které se pohybují v řádech 10^{-7} a lepší. Pro hodnoty nad 1,5 T je toto pole zpravidla generováno supravodivými magnety, které jsou uloženy v lázni naplněné kapalným heliem. Tímto způsobem lze dosáhnout vysokých hodnot B_0 při velmi malých ztrátách s vysokou časovou stabilitou. Vf cívky slouží pro vybuzení jader a následně snímají MR signál od rezonujících jader. Tomograf zpravidla obsahuje tři gradientní cívky. Které slouží ke generování gradientního magnetického pole, pro každý směr v kartézské souřadné soustavě jedna G_x , G_y a G_z . Další cívka je použita ke korekci základního magnetického pole B_0 . Zbytek částí tomografu slouží k odstranění nežádoucích vlivů, korekční cívky k homogenizaci gradientního magnetického pole (eliminace vířivých proudů ve vodivých částech tomografu) a radiační pláště k odstínění prostoru tomografu od vnějšího rušení.



Obr. 1.1. Konstrukční uspořádání magnetu tomografu

1.2 Model tomografu

Na Obr. 1.2 je zobrazeno blokové schéma modelu tomografu [1]. Generované gradienty $G_\alpha(t)$, kde α je jeden ze směrů kartézské soustavy x , y nebo z , ovlivňují příslušné gradienty v pracovním prostoru tomografu $g_\alpha(t)$ a změni základní magnetické pole $\Delta B_0(t)$. Ve filtrech s přenosem $M_\alpha(z)$ jsou obsaženy vlastnosti gradientních cívek. Filtr $M_{\alpha 0}(z)$ udává velikost přenosu gradientu $G_\alpha(t)$ do základního magnetického pole B_0 . Jelikož jsou jednotlivé gradientní cívky na sebe kolmé a vzájemně ortogonální, je výsledný křížový přenos mezi gradienty zanedbatelný[2].

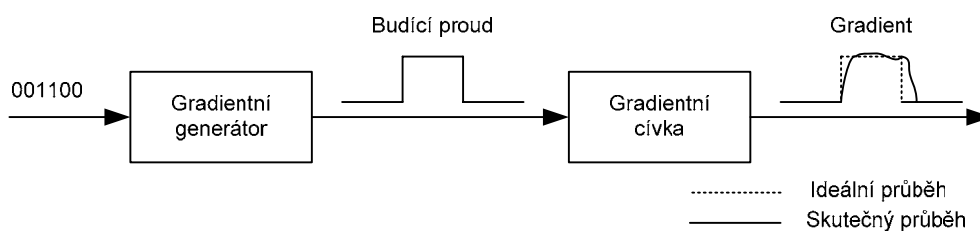


Obr. 1.2. Blokové schéma modelu tomografu

1.3 Tvarové zkreslení průběhu gradientu

Při využití technologie NMR jsou generovány prostorové gradienty. Je požadováno, aby tyto gradienty byly určitého tvaru, většinou pravoúhlého průběhu s minimálními spínacími časy. Působením nežádoucích vlivů, především vířivých proudů indukovaných ve vodivých materiálech, dochází k tvarovému zkreslení průběhu gradientu, které se především projevuje jako prodloužení náběžné a sestupné hrany gradientního impulzu. Tyto dva údaje jsou zásadní při hodnocení kvality gradientních impulzů. Pokud je doběh gradientního impulzu moc dlouhý dochází ke zkreslení spektrálních čar a tomografických obrazů nebo

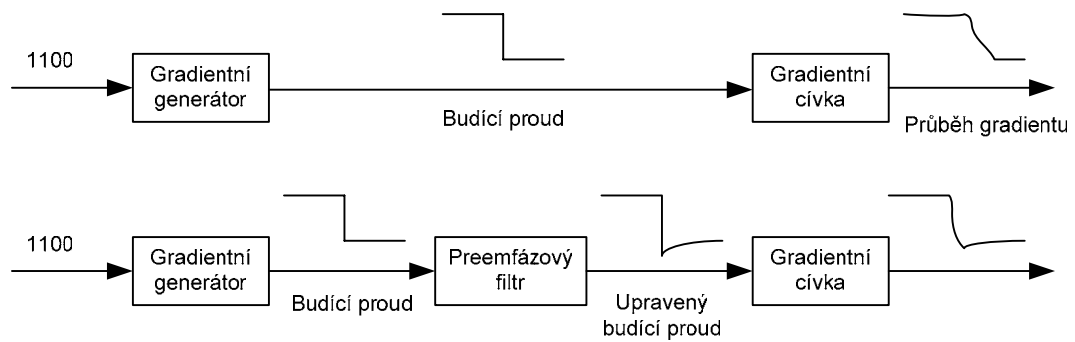
může zapříčinit nepřesné vymezení měřené vrstvy řezu při selektivním vybuzení jader. Dalším negativním důsledkem zkreslení je celkové prodloužení impulsu, což znemožňuje pořizovat rychlou sekvenci snímků, které by byly potřeba při sledování rychlých dějů. Navíc se prodlužuje celková doba měření. To u lékařských vyšetření více zatěžuje pacienta, který se během snímání nemůže hýbat a ve všech oborech také navyšuje cenu měření. Z těchto důvodů je snaha snížit tvarové zkreslení průběhu gradientu na minimum [2].



Obr. 1.3. Tvarové zkreslení průběhu gradientu

1.4 Eliminace tvarového zkreslení průběhu gradientu

Tvarové zkreslení průběhu gradientu je možné eliminovat už při návrhu tomografu pomocí pasivního stínění, které zabraňuje pronikání vnějšího elektromagnetického rušení. Hlavní příčinou zkreslení jsou vířivé proudy, k jejich kompenzaci slouží aktivní stínění. Jeho princip spočívá v umístění cívek mezi gradientní cívkou a kryostat supravodivého magnetu. Tyto cívky vytvářejí takové magnetické pole, aby došlo ke kompenzaci magnetického pole mezi kryostatem a gradientními cívkami a tím k potlačení vlivu vířivých proudů. Dalším způsobem, jak eliminovat zkreslení, je použití preemfázové kompenzace. Její princip spočívá v přidání preemfázového filtru do cesty systému budícího gradientního magnetického pole, mezi gradientní generátor a gradientní cívku. Tento filtr zajišťuje tvarové předzkreslení průběhu generovaného gradientu tak, aby po zkreslení vlivem vířivých proudů došlo ke změně na požadovaný tvar, v našem případě obdelník. Principiálně preemfázový filtr pracuje jako inverzní filtr ke gradientní cívkce, což je vidět na Obr. 1.4. Nejčastěji je realizován číslicovými prostředky v podobě digitálních signálových procesorů DSP. Preemfázový filtr je ve většině případů součástí gradientního generátoru [2].



Obr. 1.4. Princip preemfázové filtrace

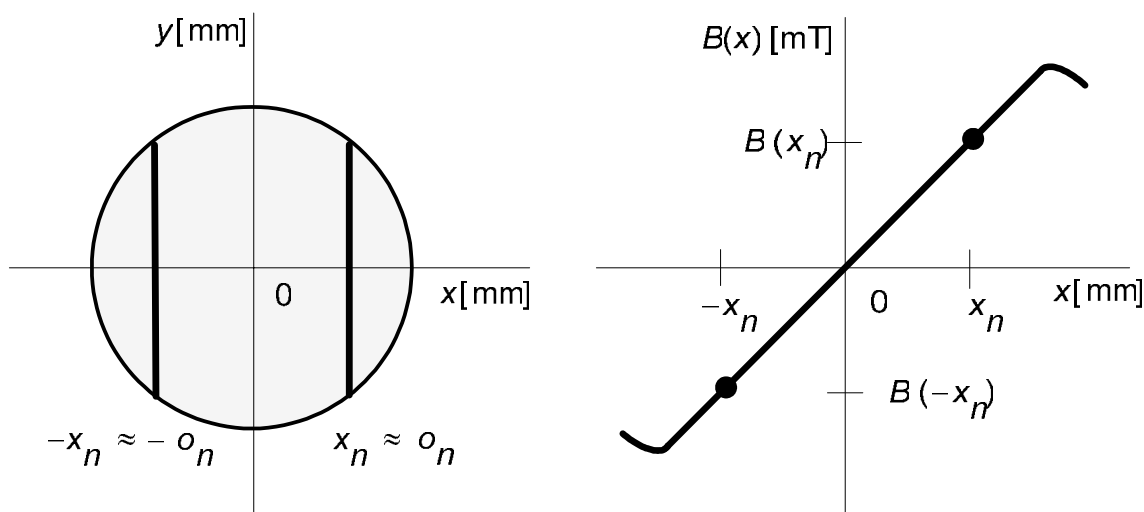
2 Měření gradientního pole

Měření gradientních impulzů je možné provádět více způsoby. Tato práce se věnuje metodě založené na měření okamžitého kmitočtu rezonujících jader. Využívá se lineární závislosti mezi indukcí magnetického pole B a úhlovým kmitočtem rotujících jader ω .

$$\omega = 2\pi f = \gamma B, \quad (3.1)$$

kde γ je gyromagnetická konstanta. Jelikož je vztah (3.1) lineární můžeme měřit pouze úhlový kmitočet ω rezonujících jader místo indukce magnetického pole B .

Pro získání měřeného gradientu G je potřeba získat hodnoty magnetické indukce B . Ty jsou měřeny ve dvou, nejčastěji symetricky vybuzených tenkých vrstvách. Měření gradientu ve směru osy x názorně zobrazuje Obr. 2.1. Magnetická indukce $B(x_n, t)$ je měřena ve vybuzené vrstvě $+x_n$ a $B(-x_n, t)$ je měřeno pro vrstvu $-x_n$. Symetrické uspořádání je použito pro jednoduchost uchycení. Obecně může být gradientní magnetické pole měřeno v jakémkoliv místě v celém gradientním poli.



Obr. 2.1. Měření gradientu pomocí dvou symetricky vybuzených vrstev

Podle vztahu (3.2) poté vypočteme gradient G a podle vztahu (3.3) základní magnetické pole B_0 ve směru osy x .

$$G_x(t) = \frac{1}{2x_n} [B(x_n, t) - B(-x_n, t)], \quad (3.2)$$

$$B_{0x}(t) = \frac{1}{2} [B(x_n, t) + B(-x_n, t)]. \quad (3.3)$$

Okamžitá frekvence FID signálu může být počítána jako časový rozdíl fáze snímaného FID signálu. FID signál $s(nT)$ můžeme zapsat jako:

$$s(nT) = \text{Re}(s(nT)) + j \text{Im}(s(nT)). \quad (3.4)$$

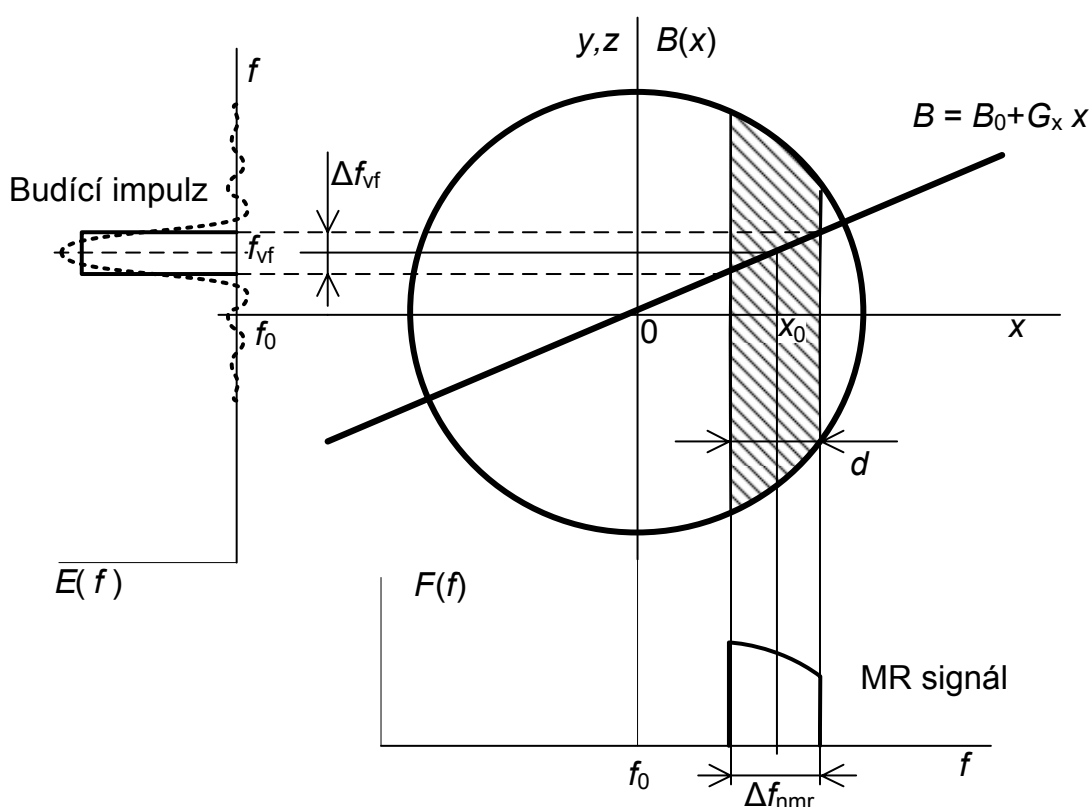
Okamžitá fáze $\Phi(nT)$ pro $s(nT)$ můžeme spočítat jako:

$$\Phi(nT) = \text{arctg} \left(\frac{\text{Im}(s(nT))}{\text{Re}(s(nT))} \right). \quad (3.5)$$

Okamžitá frekvence $f(nT)$ je pak dána časovým rozdílem $s(nT)$:

$$f(nT) = \frac{\gamma}{2\pi} B(nT) = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \Phi(nT) \approx \frac{\Phi(nT) - \Phi((n-1)T)}{2\pi T} \quad (3.6)$$

Pomocí selektivního vybuzení jader vybudíme vlastní vrstvu ve které měříme průběh magnetického pole. Princip je vysvětlen na Obr. 2.2.



Obr. 2.2. Princip selektivního vybuzení jader

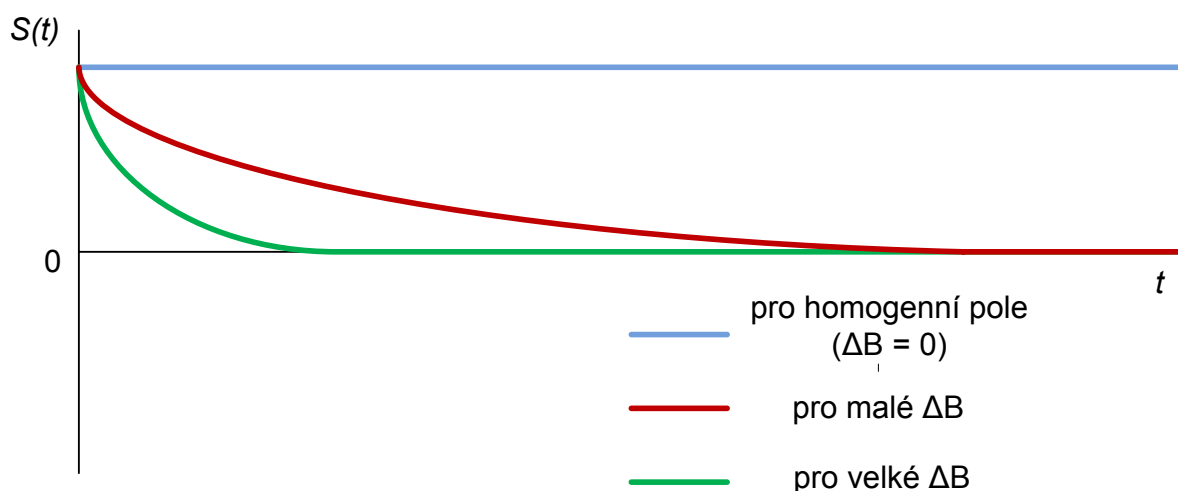
Podle velikosti gradientu G_x a spektrální šířky Δf_{vf} budícího impulsu je určena šířka vybuzené vrstvy d . Poloha vrstvy x_0 je stanovena gradientem G_x a kmitočtovým offsetem ω_x budícího impulsu ω_x .

$$d = \frac{\Delta B}{G_x} = 2\pi \frac{1}{\gamma G_x} \Delta f_{\text{vf}}. \quad (3.7)$$

$$x_0 = \frac{2\pi (f_{\text{vf}} - f_0)}{\gamma G_x} = \frac{2\pi o_x}{\gamma G_x}. \quad (3.8)$$

Dle typu měřicí sekvence rozlišujeme tři základní metody měření časových průběhů gradientního pole v pracovním prostoru tomografu., IF (Instantaneous Frequency), IFSE (Instantaneous Frequency Spin Echo) a IFSES (Instantaneous Frequency Spin Echo Series), které jsou uvedeny v pramenech [7] a [8].

Důležitým parametrem pro výslednou přesnost měření je homogenita základního magnetického pole v měřeném objemu. Pokud bude vzorek umístěn v homogenním magnetickém poli, budou mít všechna jeho jádra stejný kmitočet a fáze MR signálu bude lineární funkcí. V případě, že bude umístěn v nehomogenním magnetickém poli, budou rezonanční kmitočty jader rozloženy kolem středního kmitočtu s distribuční funkcí závisící na tvaru nehomogenity magnetického pole ve vzorku. V tomto případě bude fáze signálu MR nelineární funkcí a funkce vypočteného okamžitého kmitočtu bude mít zvlnění.

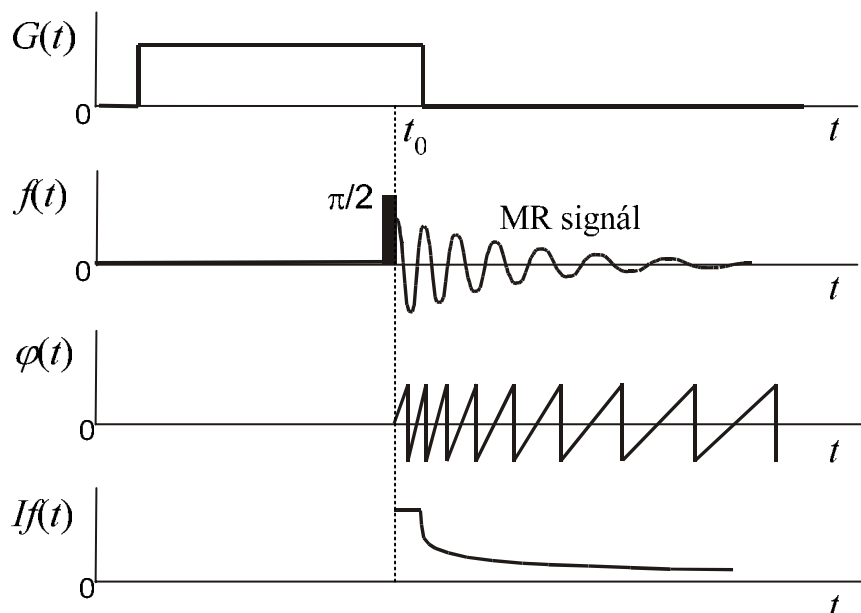


Obr. 2.3. Závislost fáze MR signálu na homogenitě magnetického pole

2.1 Metoda IF

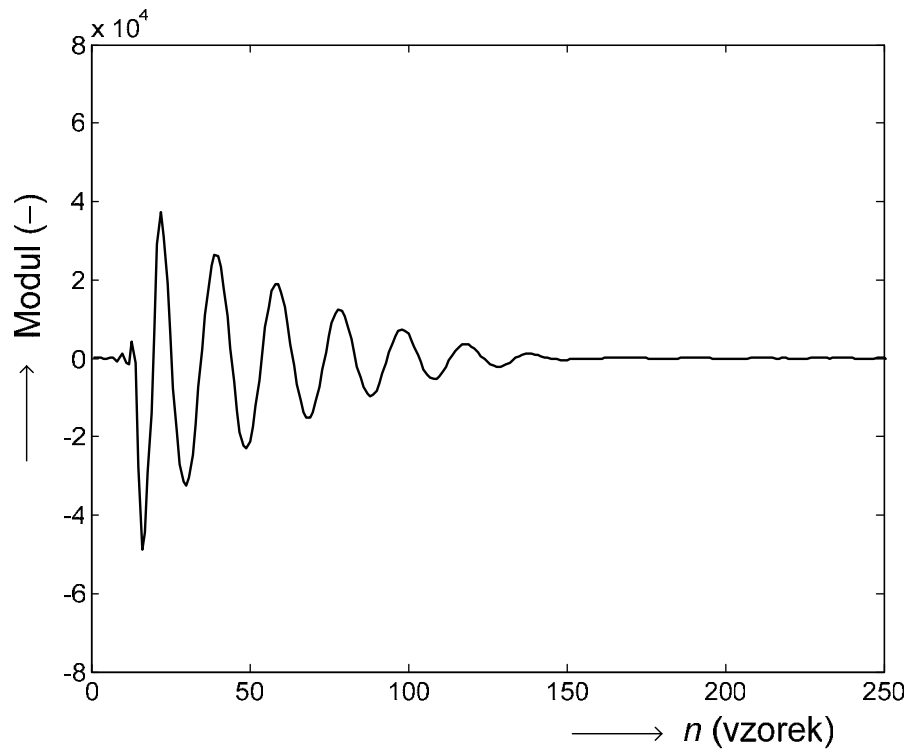
Při působení gradientu $G(t)$, jenž je zároveň gradientem měřeným, jsou vf budícím impulzem se sklápěcím úhlem $\pi/2$ selektivně excitovány jádra v jedné vrstvě. Následně je snímán výsledný FID signál $f(t)$. Měřicí sekvence metody IF je znázorněna na Obr. 2.4. Magnetická indukce $B(t)$ je dána jeho okamžitým kmitočtem $I f(t)$. Měření opakujeme pro

druhou vrstvou a následně můžeme pomocí vztahů (3.2) vypočítat gradient $G(t)$ a (3.3) magnetickou indukci základního pole $B_0(t)$.

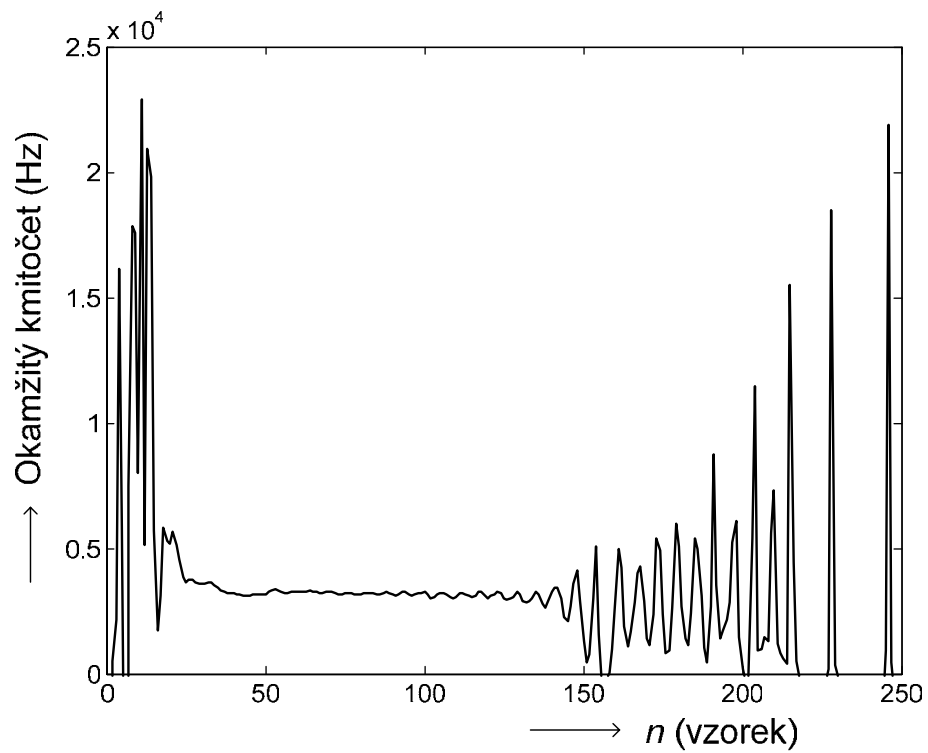


Obr. 2.4. Měřicí sekvence IF metody

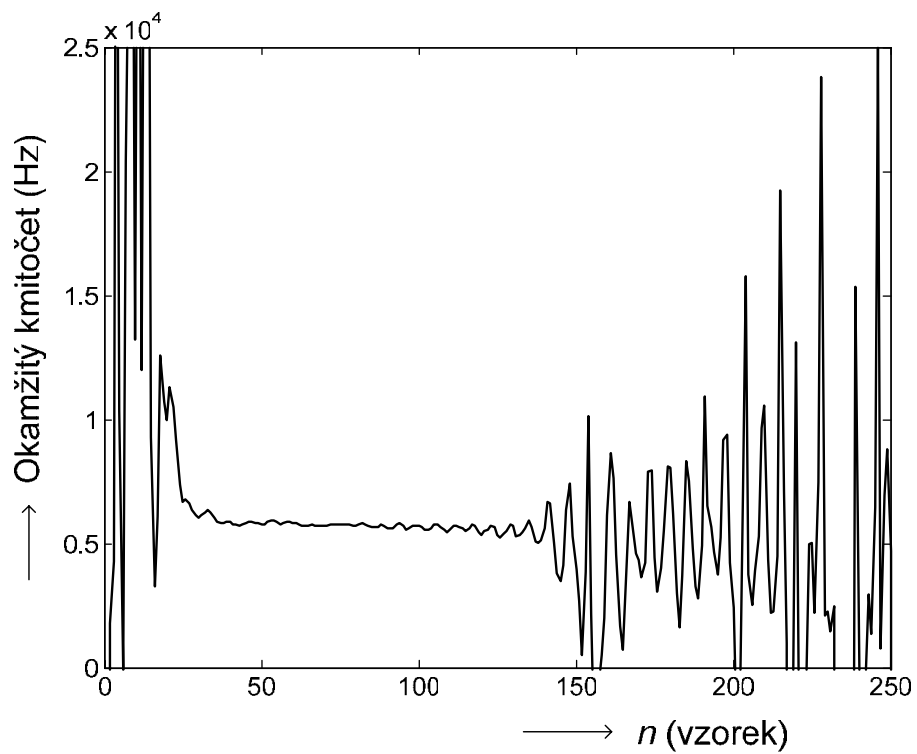
V ideálním případě při použití symetrického buzení by byl průběh FID signálu $f(n)$ (Obr. 2.5) i jeho okamžitý kmitočet $If(n)$ (Obr. 2.6) totožný, jen s obráceným znaménkem. Na Obr. 2.7 je zobrazen výsledný gradient $G(n)$, jenž je velmi podobný okamžitému kmitočtu FID signálu $If(n)$ jen je dvakrát větší. Indukce základního pole $B_0(n)$ je zobrazena na Obr. 2.8 [2].



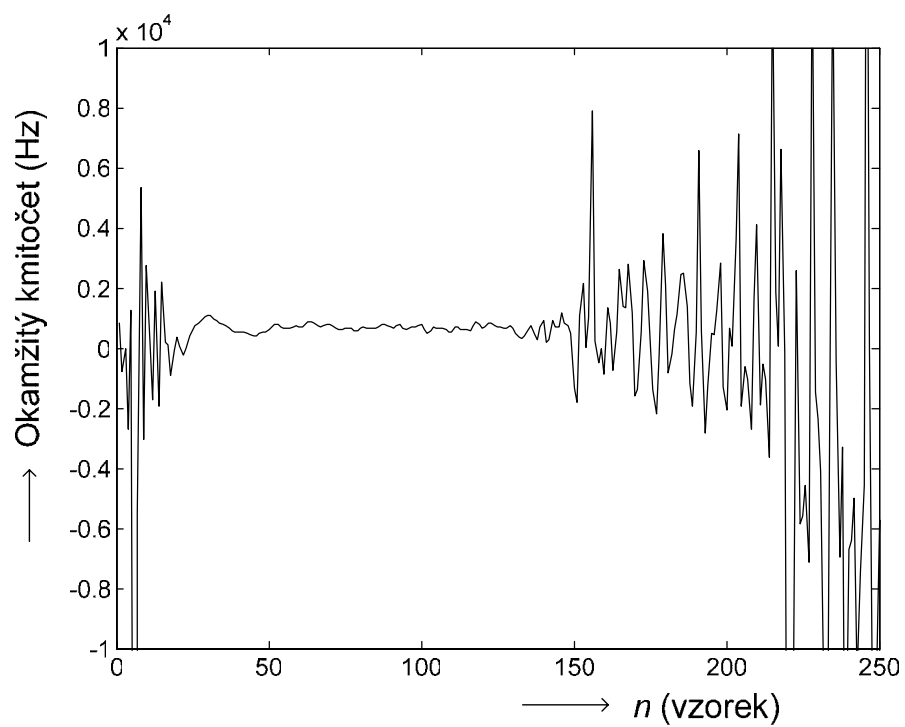
Obr. 2.5. Příklad průběhu reálné části FID signálu $f(n)$ snímaného metodou IF



Obr. 2.6. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ snímaného metodou IF



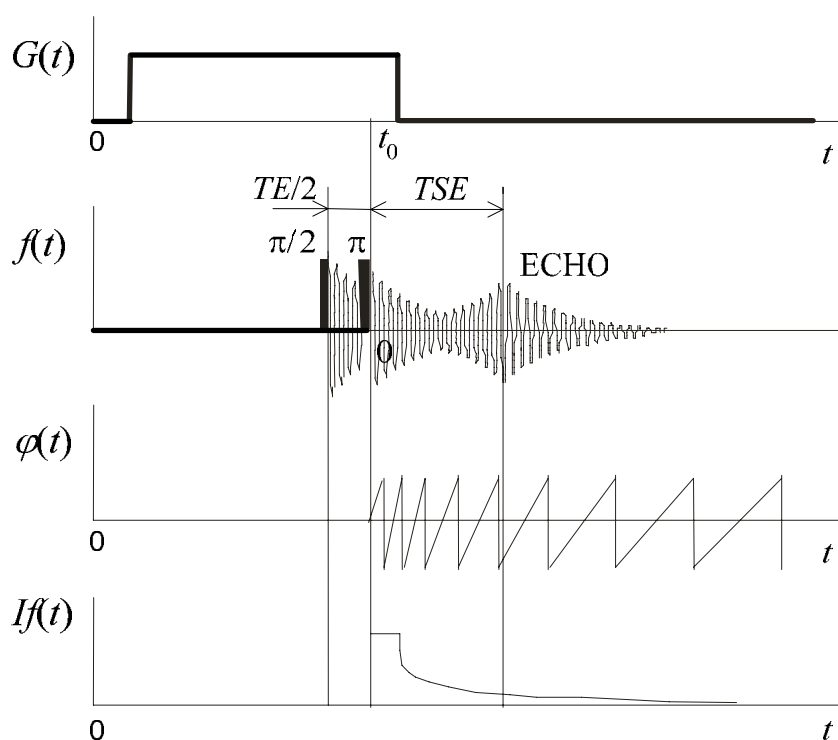
Obr. 2.7. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu gradientu $G(n)$ snímaného metodou IF



Obr. 2.8. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu indukce základního magnetického pole $B_0(n)$ snímaného metodou IF

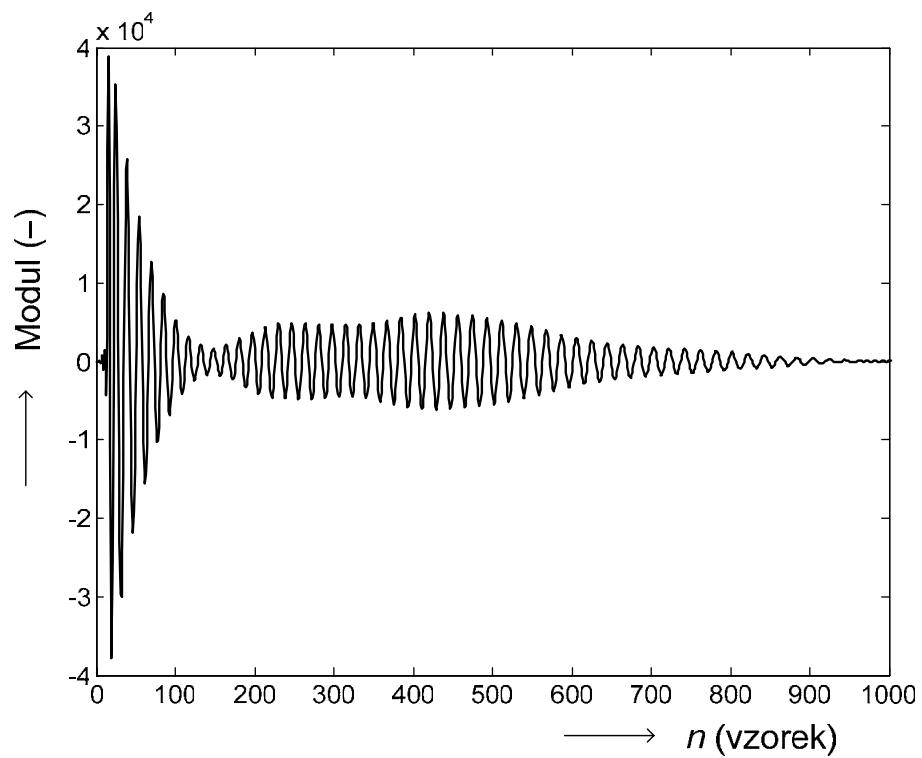
2.2 Metoda IFSE

Metoda IFSE se od metody IF liší přidáním spinového echa. Na Obr. 2.9 je ukázán princip této metody. Znovu jsou za přítomnosti gradientu $G(t)$ vybudeny jádra pomocí selektivního $\pi/2$ budicího impulsu. Na rozdíl od metody IF následuje po čase $TE/2$ celoobjemový neselektivní budicí impuls se sklápěcím úhlem π . Tím dojde k překlopení dílčích mikroskopických vektorů magnetizace a vlivem stejné nehomogenity dojde za čas TE k jejich zpětnému zřázování. V tomto momentě je možné sledovat maximální úroveň MR signálu.

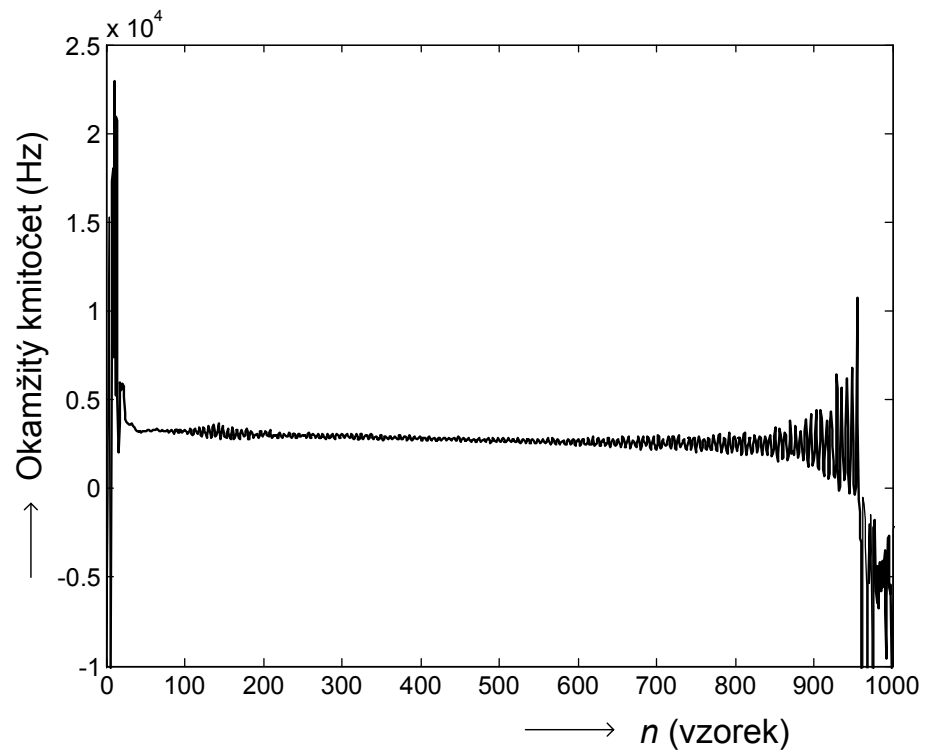


Obr. 2.9. Měřicí sekvence IFSE metody

Na Obr. 2.10 je zobrazena reálná část FID signálu $f(n)$ a na Obr. 2.11 jeho okamžité kmitočty $If(n)$ měřené metodou IFSE. Je pozorovatelné, jak vlivem spinového echa došlo k výraznému prodloužení doby měření oproti metodě IF.



Obr. 2.10. Příklad průběhu reálné části FID signálu $f(n)$ snímaného metodou IFSE

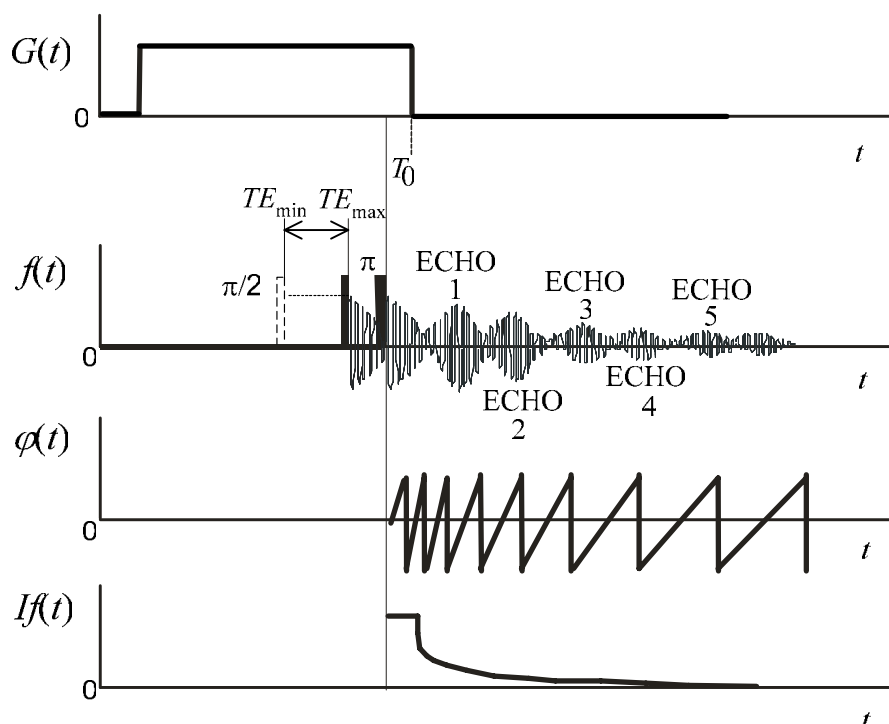


Obr. 2.11. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ snímaného metodou IFSE

2.3 Metoda IFSES

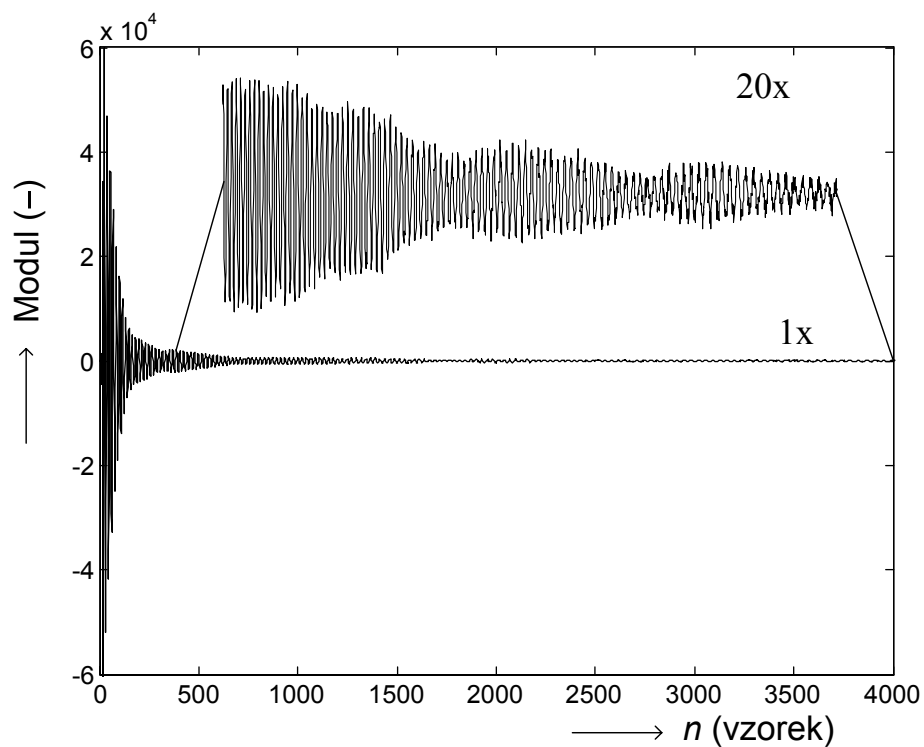
U metody IFSES se využívá celé série měření se spinovým echem. Provede se k měření s různým časem echa TE. Tyto měření se pomocí vztahu (3.9) sečtou, čímž je získán výsledný FID signál $f(n)$. Princip metody IFSES je názorně zobrazen na Obr. 2.12.

$$f(t) = \sum_{i=1}^{i=k(TE_{\max})} f_i(t) \quad (3.9)$$

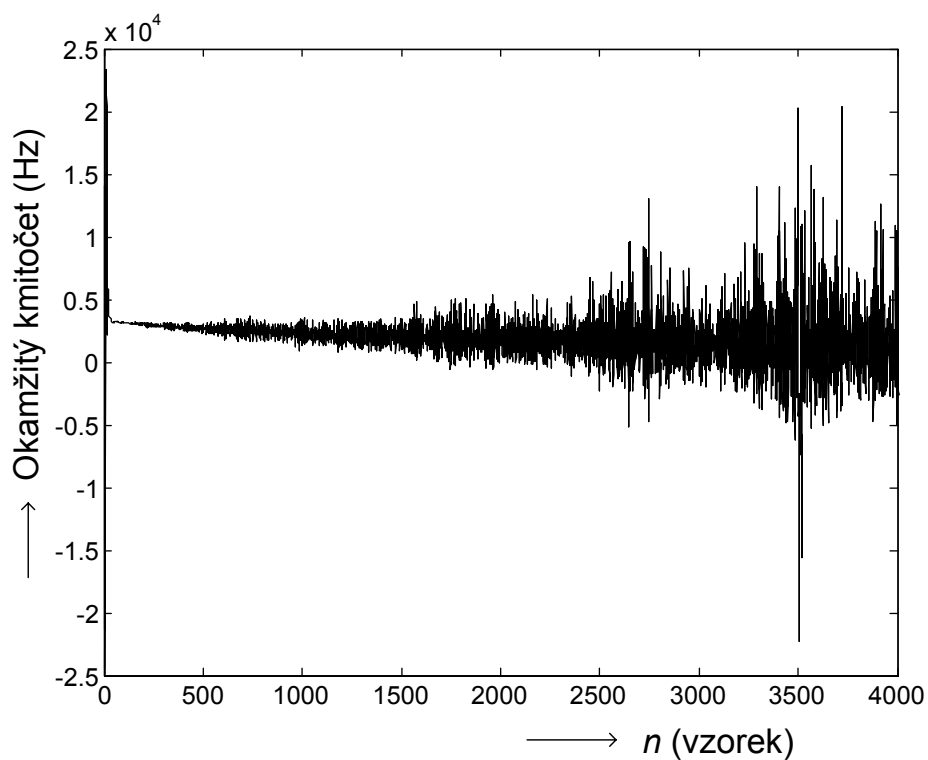


Obr. 2.12. Měřicí sekvence IFSES metody

Reálná část výsledného FID signálu je uvedena na Obr. 2.13. Průběh signálu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ je zobrazen na Obr. 2.14. Zde můžeme pozorovat další prodloužení doby měření oproti metodě IFSE. Nevýhodou IFSES metody měření gradientního magnetického pole je její složitost a časová náročnost proti IF a IFSE metodám.



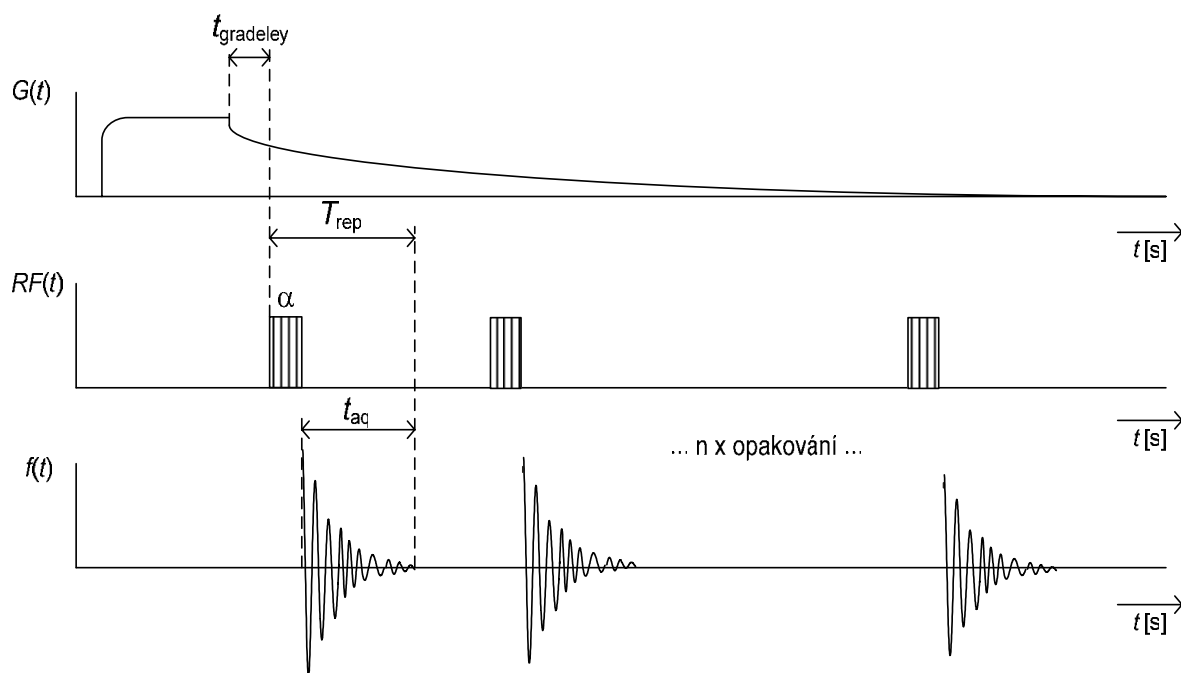
Obr. 2.13. Příklad průběhu reálné části snímaného FID signálu $f(n)$ metodou IFSES se třemi echy



Obr. 2.14. Příklad průběhu okamžitého kmitočtu FID signálu $If(n)$ snímaného metodou IFSES

2.4 Popis použité sekvence

Při experimentálním měření byla použita modifikovaná metoda IF, kde bylo použito mechanické vymezení. Námí použitá měřicí sekvence pro měření doběhu gradientu je znázorněna na obrázku Obr. 2.15. Celou sekvenci zahajuje gradientní impulz o délce 30 ms. Po ustálení vířivých proudů ve vodivých částech tomografu, jsou pomocí vysokofrekvenčního budicího impulzu se malým sklápěcím úhlem $\alpha = \text{cca } 30^\circ$ a délkou 100 μs selektivně vybudena jádra v jedné vrstvě. Poté je snímán výsledný FID signál $f(t)$. Celá sekvence je desetkrát opakována. Zpoždění t_{gradeley} mezi sestupnou hranou gradientu a náběžnou hranou vf impulzu nesmí být méně než 0,5 ms. Proměnné zpoždění mezi vysokofrekvenčním impulzem a výsledným FID signálem a především délka FID signálu nám určuje celkovou délku sekvence, která omezuje rychlost jejího opakování [6].

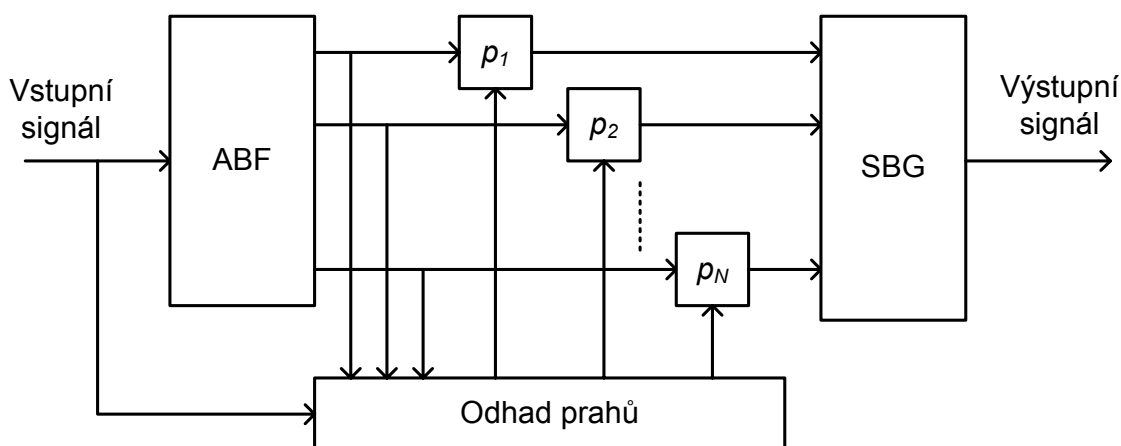


Obr. 2.15. Měřicí sekvence

2.5 Potlačení šumu MR signálu

Původcem šumu obsaženého ve snímaném MR signálu je především vstupní přijímač. Ani nejnovější přijímače nejsou schopny po šumové stránce zcela vyhovět. Jelikož nejsou schopné zesilovat signály snímané z vf cívky, ve které se indukují napětí od rezonujících jader, řádově μV a nižších úrovní. V užitečném pásmu FID signálu $f(n)$ je obsažený šum stacionární a skoro bílý, a proto poměr signál/šum postupně klesá. Odstranění šumu

z užitečného signálu je velmi rozsáhlou problematikou a existuje hned několik metod jak toho dosáhnout. Jednotlivé metody se zpravidla vyvíjeli pro určitý druh šumu. V našem případě byla použita metoda využívající prahování subpásmových signálů [9] a [10]. Princip subpásmového prahování je založen na rozdělení vstupního signálu pomocí Analyzující Banky Filtrů (ABF) do dílčích subpásmových signálů. Jednotlivé subpásmové signály jsou vhodným způsobem prahovány, aby byl šum optimálně potlačen a přitom nebyl ovlivněn užitečný signál. Blok odhad prahů slouží pro výpočet velikosti jednotlivých prahů p_i . Po dokončení prahování jsou dílčí subpásmové signály opět složeny v bloku Syntetizující Bankou Filtrů (SBF), tím je vytvořen výstupní filtrovaný signál. Blokové schéma subpásmové filtrace je zobrazeno na Obr. 2.16.

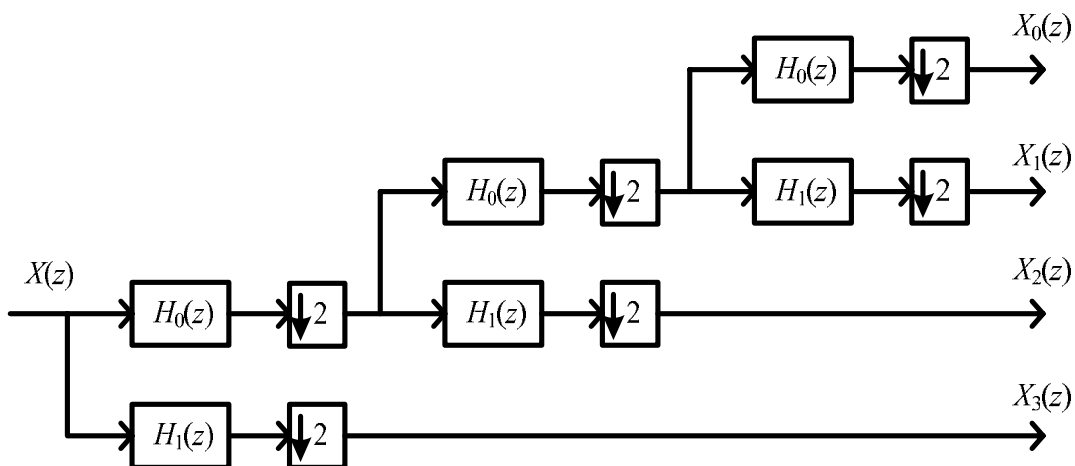


Obr. 2.16. Blokové schéma subpásmové filtrace

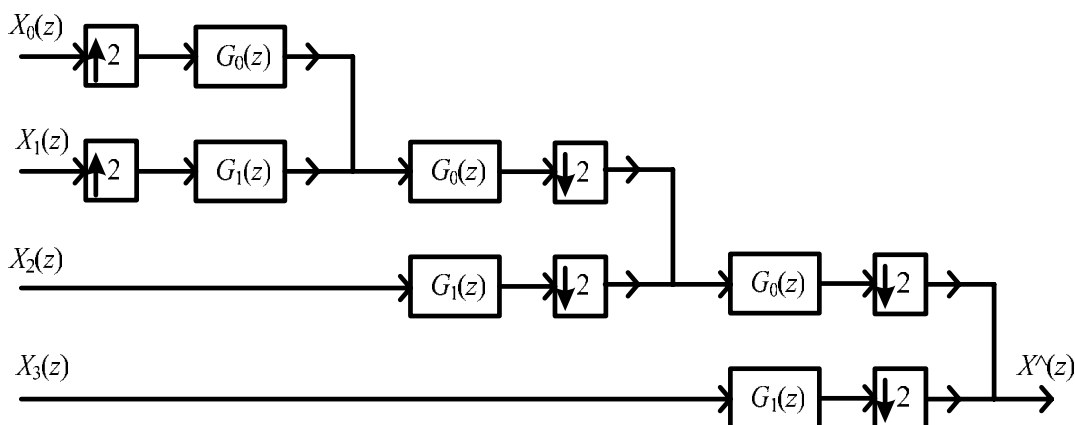
Konečná kvalita výstupního signálu je ovlivněna čtyřmi základními faktory: typy použitých bank, hierarchické uspořádání bank (jejich báze), typ prahovací funkce a především výpočet velikosti prahů.

2.5.1 Volba typu banky filtrů a jejich báze

Podle toho jakým způsobem banka filtrů dělí vstupní signál od jednotlivých subpásem v kmitočtové doméně, rozlišujeme báze banky filtrů. Zpravidla se báze určuje podle rozložení spektrální hustoty výkonu užitečného nebo vstupního signálu. V našem případě byla použita waveletovská báze Obr. 2.17 a Obr. 2.18, jedná se o banku filtrů s oktávovým dělením spektra. Waveletovská báze je vhodná pro signály, ve kterých jsou energie i rozložení spektrální hustoty výkonu obsaženy především v oblasti nízkých kmitočtů. Tím pádem je vhodná pro MR signály.



Obr. 2.17. Část analýzy waveletovské banky filtrů s řádem rozkladu tři

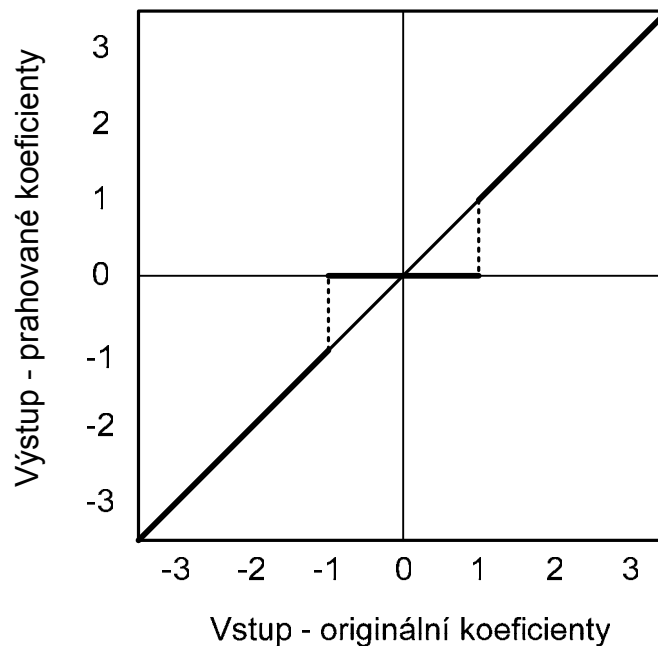


Obr. 2.18. Část syntézy waveletovské banky filtrů s řádem rozkladu tři

2.5.2 Volba prahovací funkce

Prahování přiřazuje malým hodnotám vzorků menší váhu nebo je nuluje, jedná se o nelineární operaci. Prahovacích funkcí existuje více druhů např. tvrdé prahování, měkké prahování, poloměkké prahování, prahování nezápornou garotou, hyperbolické prahování. Pro náš případ bylo zvoleno tvrdé prahování (hard), při němž jsou všechny vzorky signálu jejichž absolutní hodnota je menší než zvolená hodnota prahu $p > 0$, vynulovány a ostatní vzorky jsou ponechány beze změny. Princip tvrdého prahování je naznačen na Obr. 2.19. Výhodou tvrdého prahování je, že nedochází ke změně velikosti signálu $x(n)$, což je v našem případě důležité. Nevýhodou tvrdého prahování jsou skokové změny velikosti p .

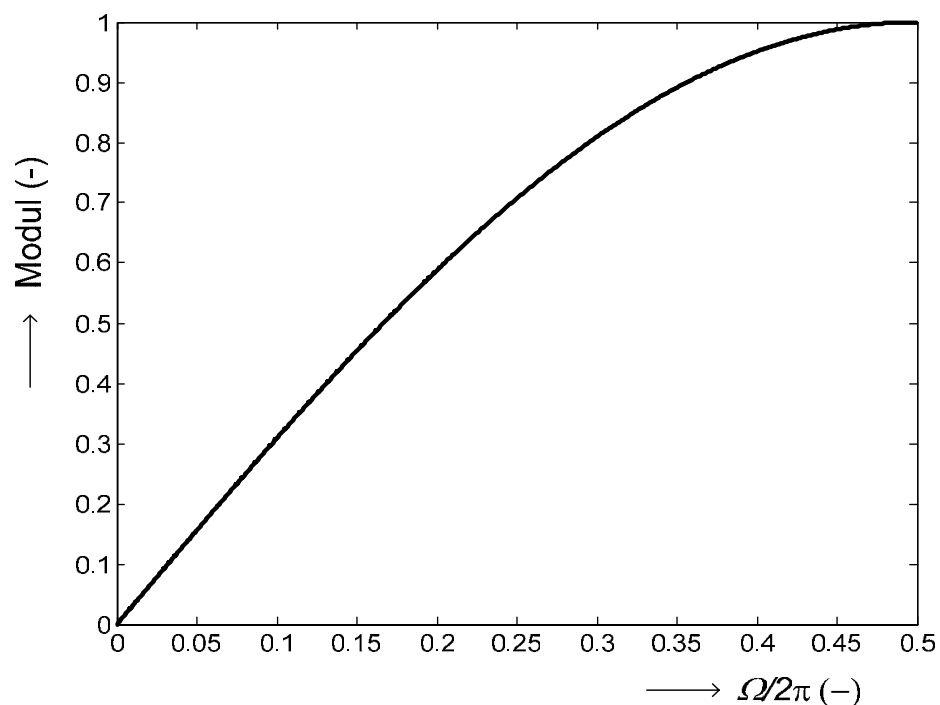
$$T_{\text{HARD}}(x(n), p) = \begin{cases} 0 & \text{pro } |x(n)| \leq p \\ x(n) & \text{pro } |x(n)| > p. \end{cases} \quad (3.10)$$



Obr. 2.19. Příklad tvrdého prahování pro $p = 1$

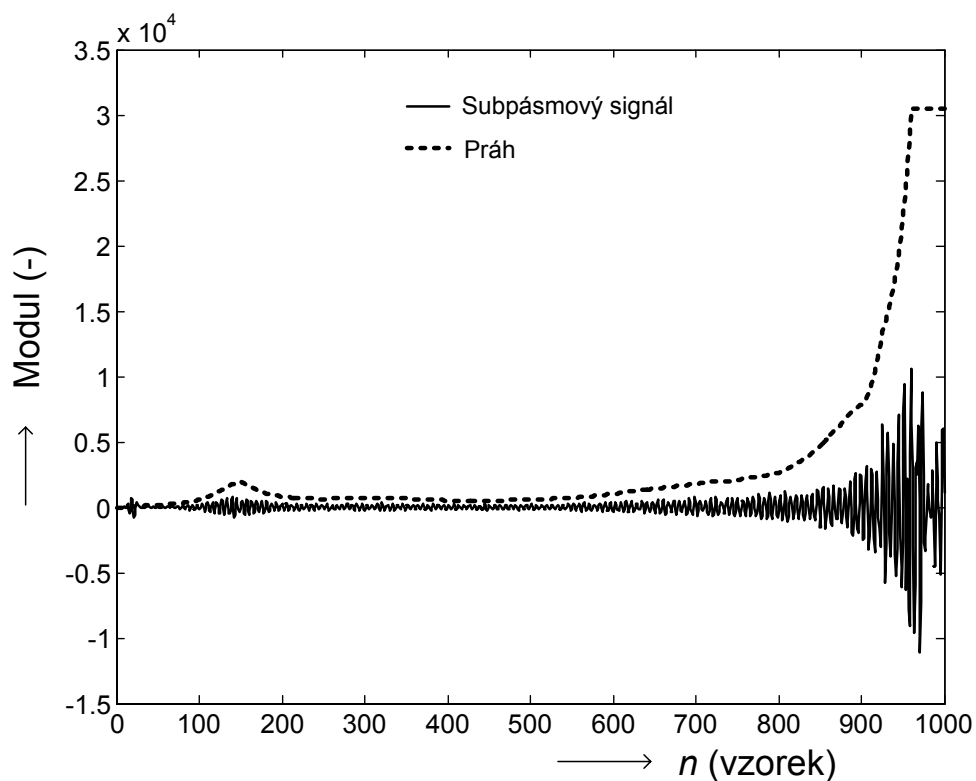
2.5.3 Výpočet velikosti prahů

Jak už bylo řečeno, výpočet prahů je nejdůležitější částí při filtraci metodou prahování subpásmových signálů. Teoretické poznatky o této operaci jsou velmi složité a často v praxi nevyužitelné. Nejčastější chybou je odhad příliš velkého prahu. V praxi se velikost prahu nejčastěji odhaduje experimentálně pro každý případ zvlášť, ale i k tomuto odhadu se využívá předpokladů vyplývajících z teoretických metod [11]. Při zpracování naměřených dat byla použita metoda s časově proměnnými prahy [3] a [12]. Odhadnutý šum fáze $\Delta\varphi$ je spolu s užitečným signálem podroben dvoubodové derivaci. Derivace pomocí Newtonovy derivační formule je v podstatě filtr typu horní propust, jehož impulzní charakteristika má dva členy, jež jsou rovny 0,5 a -0,5. Na Obr. 2.20 je znázorněna modulová kmitočtová charakteristika. V každém subpásmovém signálu bude obsažen šum odpovídající $\Delta\varphi$ zesílený o velikost modulu derivačního filtru v kmitočtovém pásmu daného subpásmového signálu. V praxi je vhodné použít střední či maximální hodnotu modulu derivačního filtru v daném pásmu. Získaný práh by měl být nejhorším možným případem. Práh je dále možno vynásobit empiricky získanou konstantou k . Pokud použijeme $k = 1$ nejsme daleko od optima, metodu je možno považovat za zcela automatizovanou.



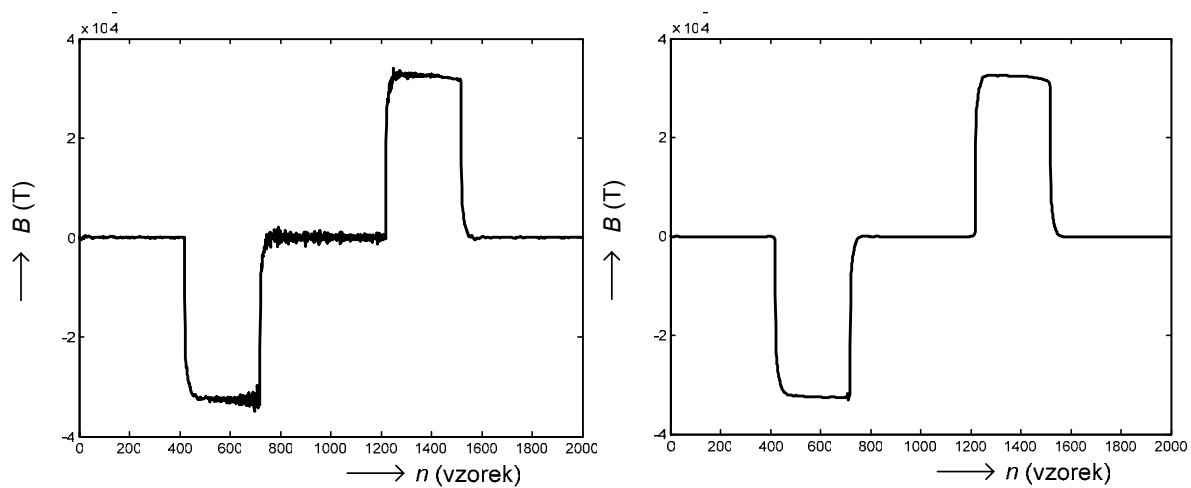
Obr. 2.20. Modulová kmitočtová charakteristika derivačního filtru

Na Obr. 2.21 [2] je zobrazen druhý subpásmový signál a přerušovanou čarou je naznačen jeho automaticky nastavený práh. Tento subpásmový signál obsahuje především šum, užitečný signál obsahuje pouze na počátku vzhledem ke skokové změně signálu okamžitého kmitočtu. Jelikož byl práh nastaven větší, nedošlo ke změně užitečné složky signálu, zatímco šum ležící pod prahem byl odstraněn. Práh je dále spojitou funkcí, tudíž nedochází ke skokovým změnám, čímž se eliminují případné přechodové děje. Přesto je nutné využívat banky filtrů nižších řádů (5-11).



Obr. 2.21. Druhý subpásmový signál a velikost vypočteného prahu

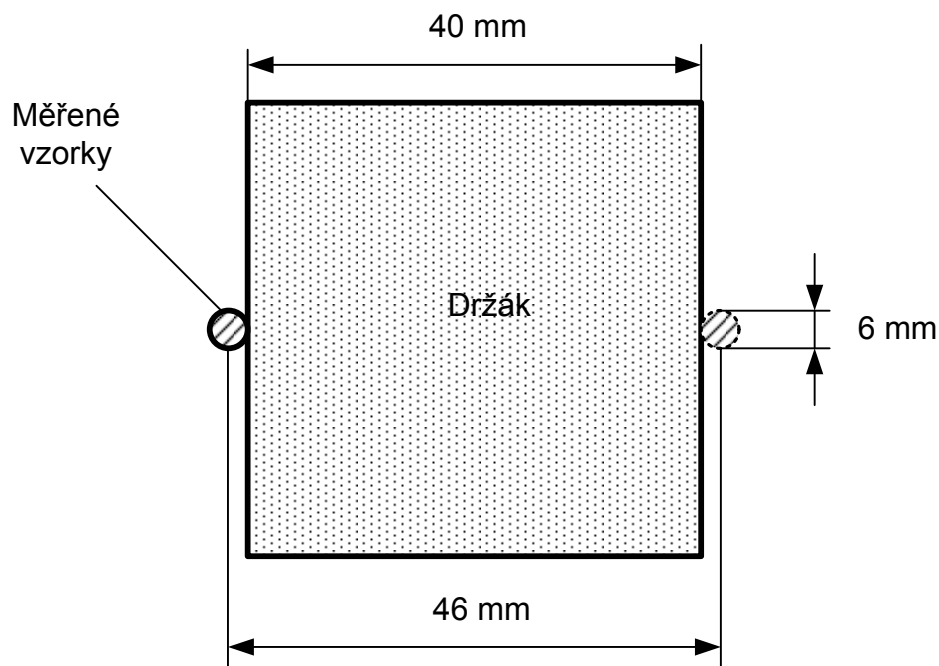
Při měření průběhů gradientu a magnetické indukce B , které mají obdélníkový průběh, je už velmi obtížné manuálně nastavit prahy či použít metodu nulování celých částí subpásmových signálů. Z důvodů neustále se měnícího šumu jsou i adaptivní metody zcela nepoužitelné. Při použití filtrace k potlačení šumu s proměnnými prahy je vše nastaveno automaticky. Jediný parametr, který je potřeba znát je směrodatná odchylka šumu FID signálu σ_n , která je možné získat samostatným měřením. Na Obr. 2.22 můžeme pozorovat, jak došlo k výraznému potlačení šumu při zachování užitečného signálu. Za hlavní výhody metody filtrace s automaticky nastavitelnými časově proměnnými prahy lze pokládat aplikovatelnost na libovolný signál a skoro automatický průběh filtrace.



Obr. 2.22. Průběh magnetické indukce B před a po filtraci

3 Experimentální měření

Měření bylo uskutečněno na MR tomografu 4.7 T/120 mm ÚPT v Brně. Měřený vzorek byl uchycen na kraji krychlového držáku, což nám znázorňuje obrázek Obr. 3.1. Měření je provedeno nejdříve pro jednu polohu vzorku, poté se opakuje se vzorkem v druhé poloze a následně můžeme vypočítat dle vztahů (3.2) a (3.3) gradient $G(t)$ a magnetickou indukci základního pole $B_0(t)$. Měřeným vzorkem byla kulička destilované vody o průměru 5 mm v skleněném pouzdře o tloušťce 1 mm. Kulový vzorek s malým průměrem (do 5 mm) a s jádrem ^1H (vzorek je umístěn ve středu definované měřené roviny) je vhodný pro gradientní systémy s křížovým přenosem mezi gradienty G_x a G_y . Zvýší se počet průměrování MR signálu a tímto uspořádáním se sníží vliv gradientu G_y na přesnost měření gradientu G_x . Vzorek byl excitován deseti RF pulsy (ofset $o = 0$ Hz a $o = 500$ Hz, sklápěcí úhel $\alpha = \text{cca } 30^\circ$) s opakovací periodou $T_R = 400$ ms a byla snímána série signálů FID. Měřený vzorek je poměrně malý, snímáný FID signál, bude mít poměrně malou velikost. Eliminujeme ovšem prostorové homogenity základního magnetického pole B_0 , zejména pak v krajních oblastech měřeného prostoru. Za účelem zlepšení kvality poměru signál šum bylo použito opakování měření, průměrování. Přesto bylo nutné filtrovat signál okamžitého kmitočtu. Jelikož má obsažený šum dosti specifické vlastnosti, nejde odstranit klasickými technikami pro odstranění bílého aditivního šumu. Z tohoto důvodu musela být vyvinuta filtrační technika, která úspěšně potlačuje tento šum. Ve všech v této práci uvedených časových průbězích gradientního a magnetického pole byla tato filtrační technika použita. Bez filtrace by průběhy gradientního a magnetického pole byly příliš zašuměny a tudíž nepoužitelné.



Obr. 3.1. Umístění měřených vzorků

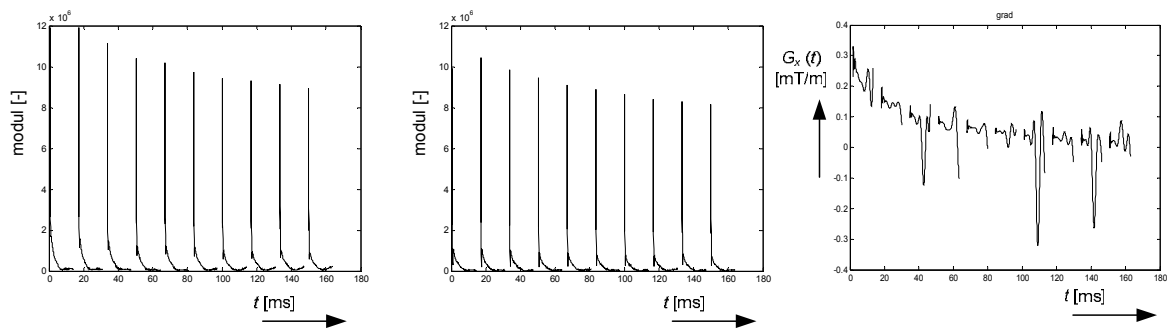
Měření bylo uskutečněno pro tyto hodnoty:

Tab. 3.1. Parametry měření

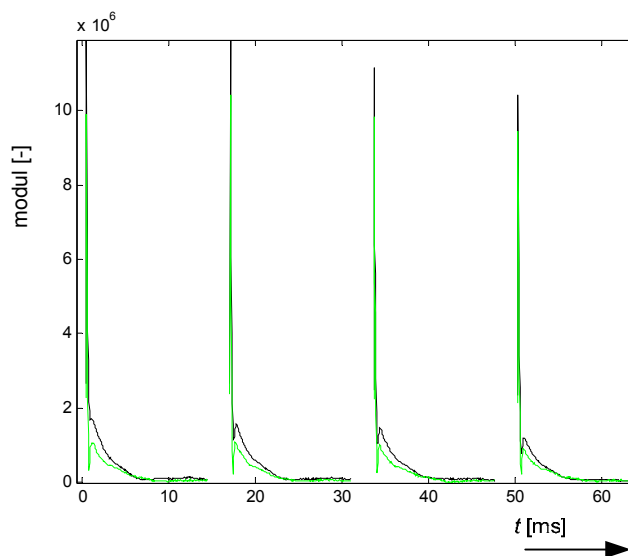
Vzorkovací frekvence	20 kHz
Graddelay	0,5 ms
Interval FID - FID	16,6 ms
Velikost gradientu	10000 DAC
Délka gradientu	30 ms
Opakování	10x
T_R	400 ms

T_R (time repeat) je doba trvání jednoho opakování celé sekvence, celková doba deseti opakování tedy byla 4 s.

Obr. 3.2 nám znázorňuje absolutní hodnoty pro snímané FID signály a z nich vypočítaný gradientní doběh pro $G_x = 0$ DAC, $G_y = 10000$ DAC. Na Obr. 3.3 je poté detailně zobrazen rozdíl mezi kladným (vyznačen černě) a záporným (vyznačen zeleně) FID signálem. Je zřejmé, že velikost záporného FID signálu je o něco menší, ale důležité je, že průběh obou FID signálu je téměř totožný.



Obr. 3.2. Absolutní hodnoty snímaného kladného a záporného FIDu a výsledný gradient.



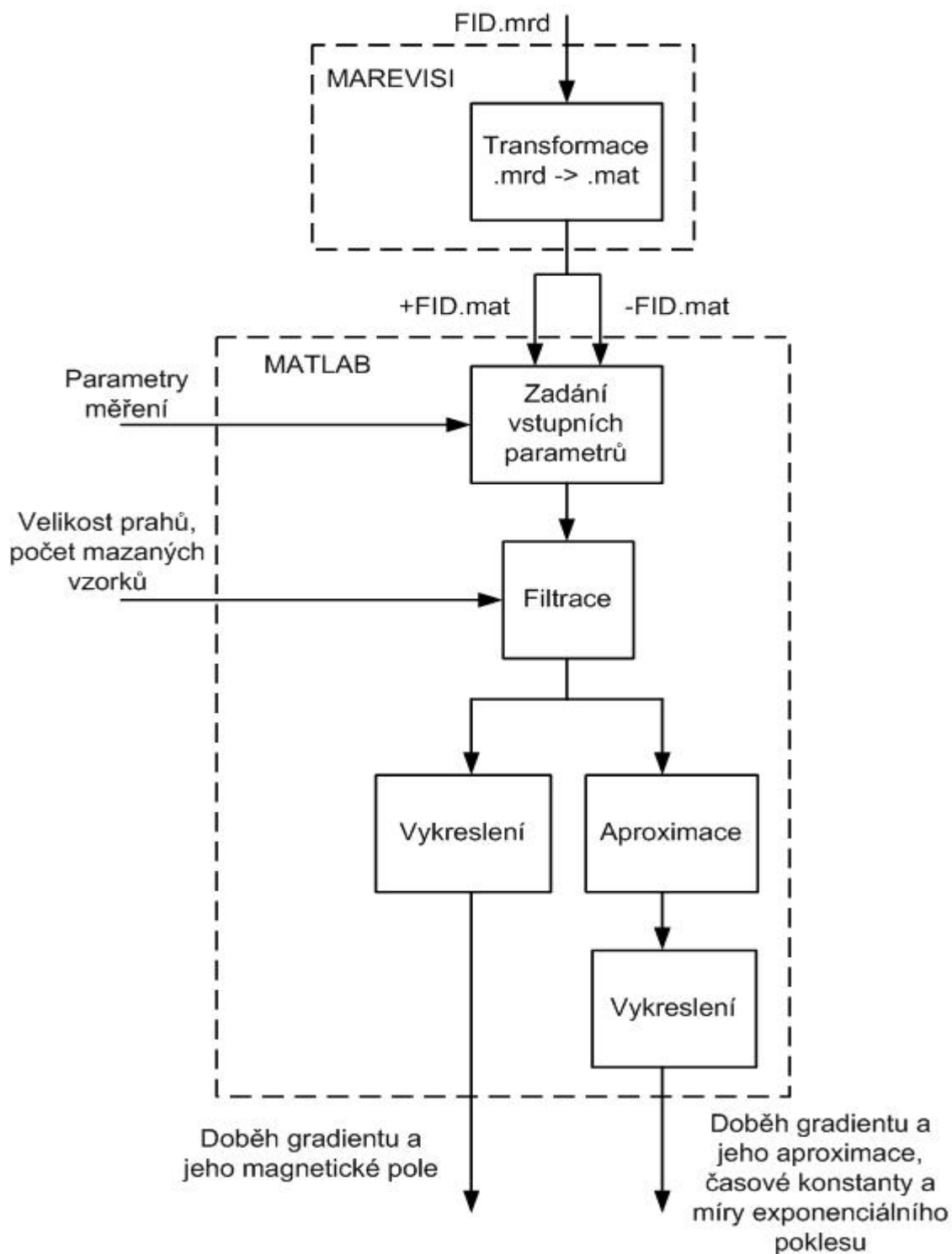
Obr. 3.3. Detailní porovnání absolutních hodnot kladného a záporného MR signálu

3.1 Zpracování výsledků měření

K zpracování výsledků měření byly použity programy MAREVISI a MATLAB. V prostředí MATLAB byl napsán program, který zajišťuje filtraci, aproximaci a vykreslení výsledků. Dále v textu bude detailně popsán postup zpracování pomocí těchto programů.

Na Obr. 3.4 je znázorněno blokové schéma zpracování naměřených dat. Naměřená data ve formátu .mrd se převedou pomocí programu MAREVISI do komplexní podoby .mat, která jsou vhodná pro zpracování v programu MATLAB. V programu vytvořeném v prostředí MATLAB je nutné nejdříve načíst plusový a minusový FID. Pro správné výpočty je nutné zadat základní parametry měření, vzorkovací frekvenci a vzdálenost měřených vrstev, dále pak parametry sekvence, graddelay (doba mezi koncem gradientu a první excitací, zadává se skutečná hodnota + 400 μ s) a interval FID – FID (doba opakování excitace, skutečná hodnota + 1,6 ms). Časové konstanty byly experimentálně zjištěny a jedná se o zpoždění tomografu.

V bloku filtrace je potřeba nastavit prahy filtrace pro potlačení šumu (viz kapitola 2.5) a počet vzorků, které je potřeba na začátku a na konci jednotlivých FIDů odstranit. Tyto vzorky je nutné odstranit, jelikož jsou silně zarušené vlivem přechodových jevů. Odstranění těchto vzorků zapříčiňuje nespojitost výsledných doběhů. Zdrojový kód programu pro filtraci je uveden v příloze A.1. Odhad správné velikosti prahů filtrace je jednak nejsložitější a pro dosažení kvalitativně nejlepších výsledků stěžejní operace. Po filtraci dojde k vykreslení výsledného doběhu gradientního magnetického pole a změna jeho základního magnetického pole (tyto doběhy jsou uvedeny v kapitole 4) nebo je možné doběh gradientu dále aproximovat pomocí genetických algoritmů a tím získat časové konstanty a míry exponenciálního poklesu (viz kapitola 5).

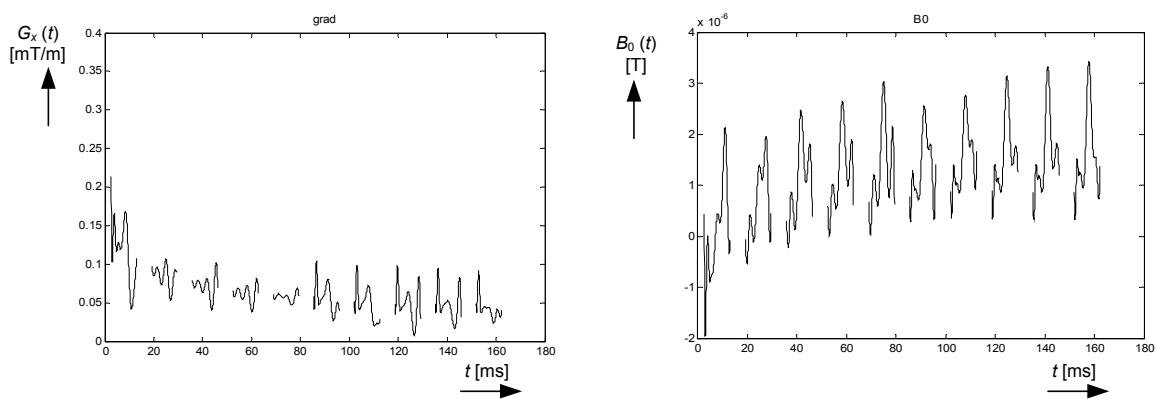


Obr. 3.4. Blokové schéma zpracování dat

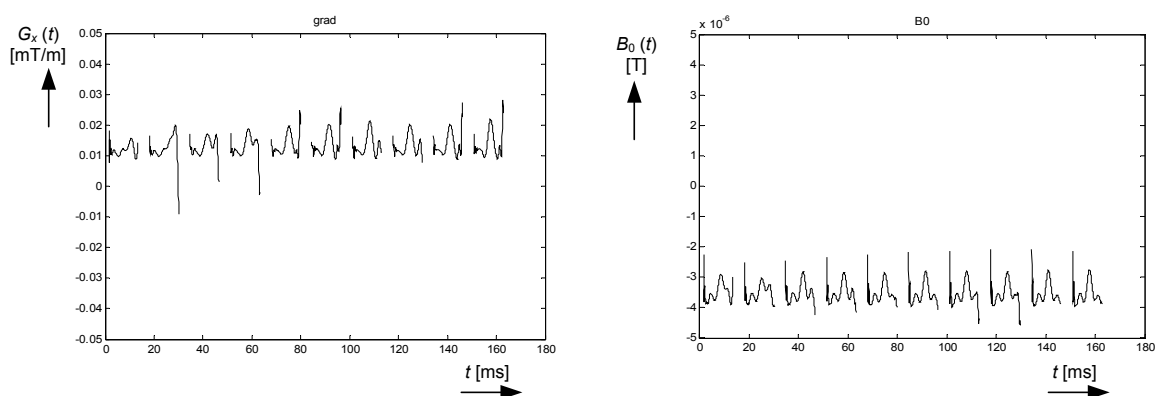
4 Naměřené hodnoty

Naměřené průběhy doběhu gradientu nejsou závislé na použitém ofsetu, proto byly průběhy selektovány a zobrazeny jsou vždy pouze pro ofset, kde je lépe zřetelný pokles gradientního magnetického pole. Jako první byly naměřeny doběhy gradientního magnetického pole s nulovým gradientem (výsledky jsou uvedeny v kapitole 4.1). Tyto měření prověřili vlastnosti tomografu. V ideálním případě by tyto doběhy měli být nulové. V kapitolách 4.2 a 4.3 jsou zaznamenány výsledky měření bez použití a s použitím preemfázové kompenzace. V obou případech bylo měření uskutečněno pro přímé přenosy a křížové přenosy z G_y a G_z .

4.1 Průběhy naměřené s nulovým gradientem

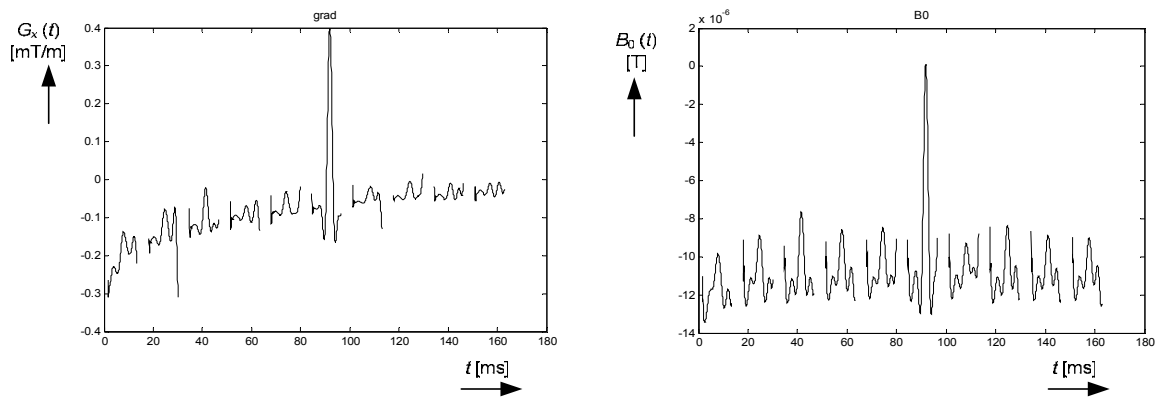


Obr. 4.1. Doběh gradientu pro $G_x = 0$ DAC a $G_y = 0$ DAC a jeho magnetické pole B_0 bez preemfáze

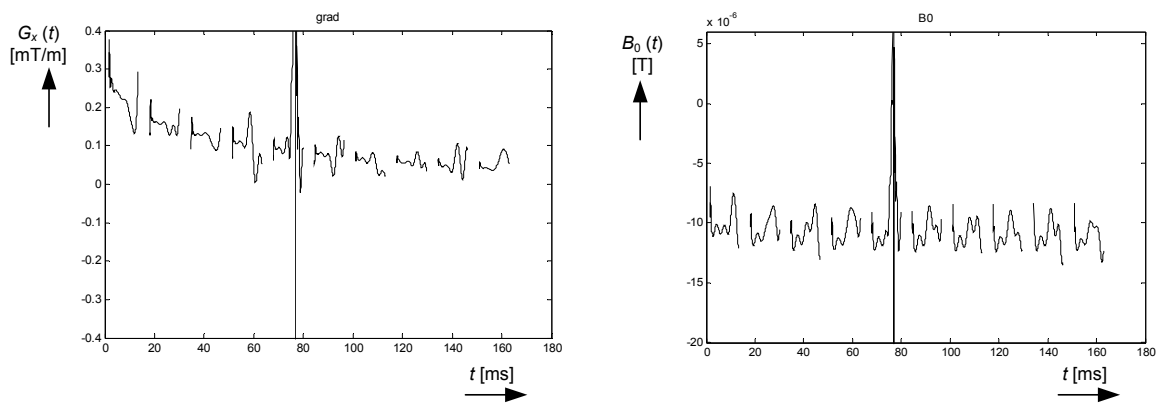


Obr. 4.2. Doběh gradientu pro $G_x = 0$ DAC a $G_y = 0$ DAC a jeho magnetické pole B_0 s preemfází

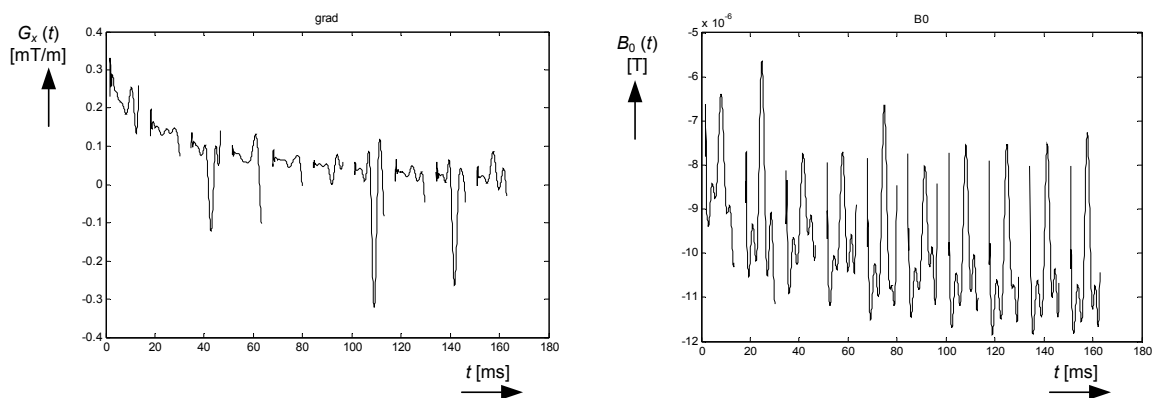
4.2 Naměřené gradienty bez použití preemfáze



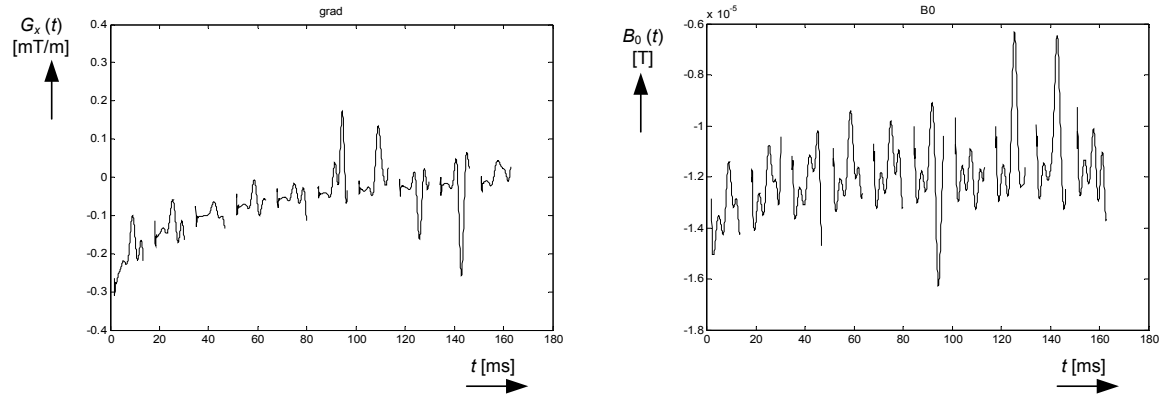
Obr. 4.3. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0



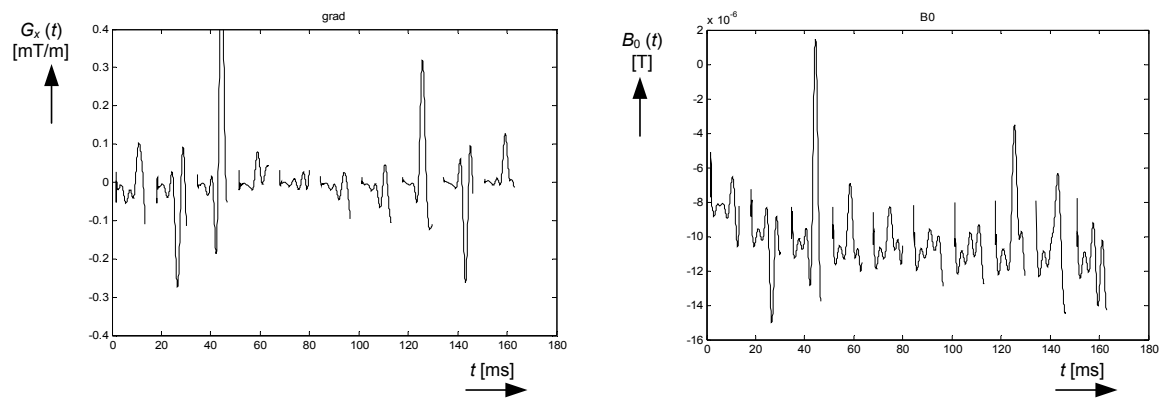
Obr. 4.4. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0



Obr. 4.5. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0

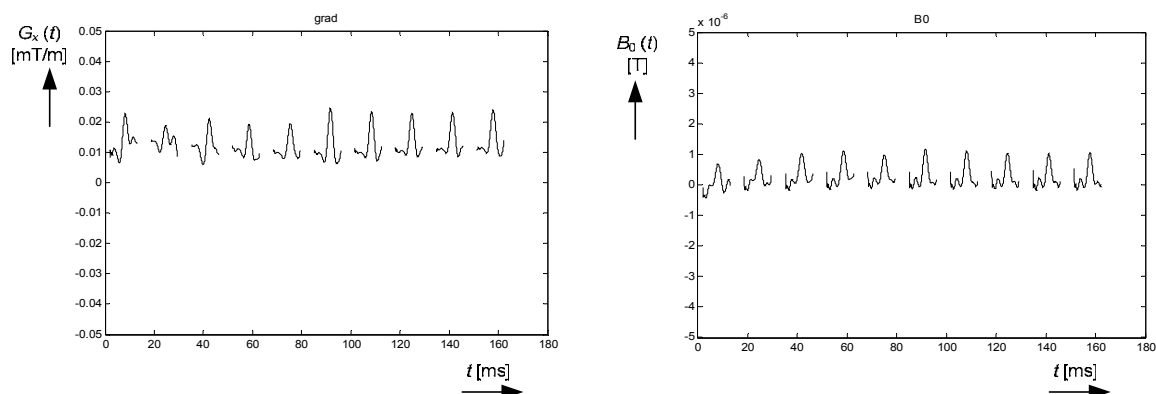


Obr. 4.6. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0

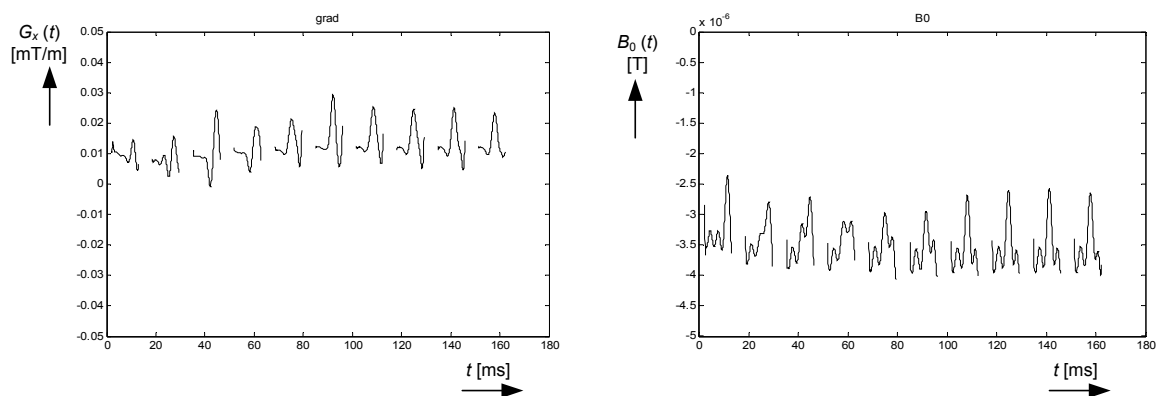


Obr. 4.7. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0

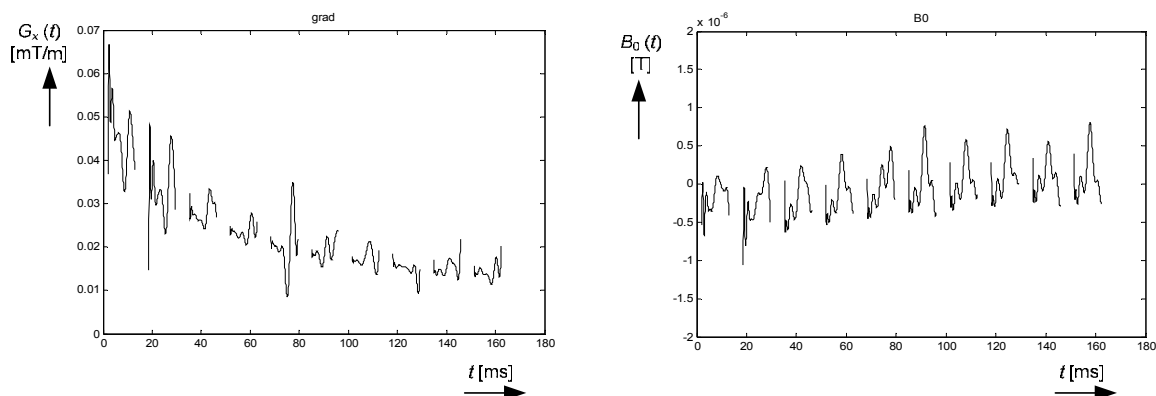
4.3 Naměřené gradienty s použitím preemfáze



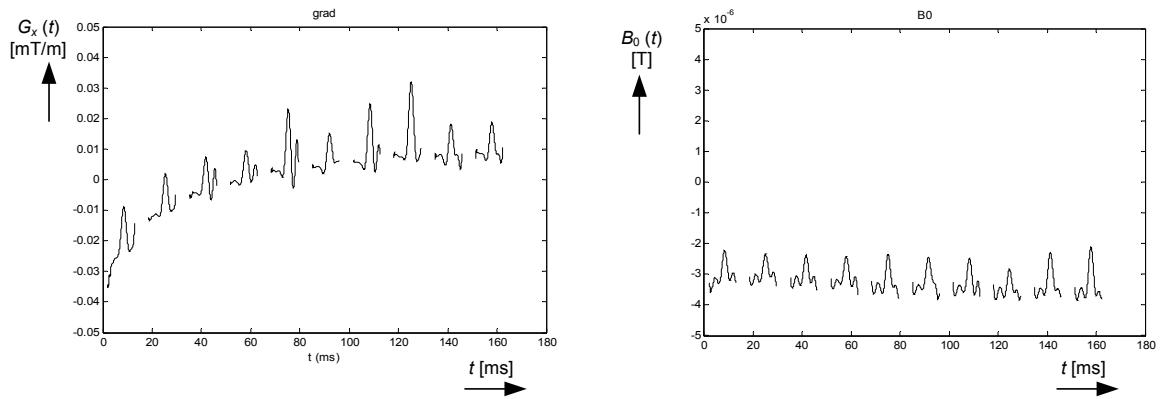
Obr. 4.8. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = 10000$ DAC, ofset = 0 Hz a jeho magnetické pole B_0



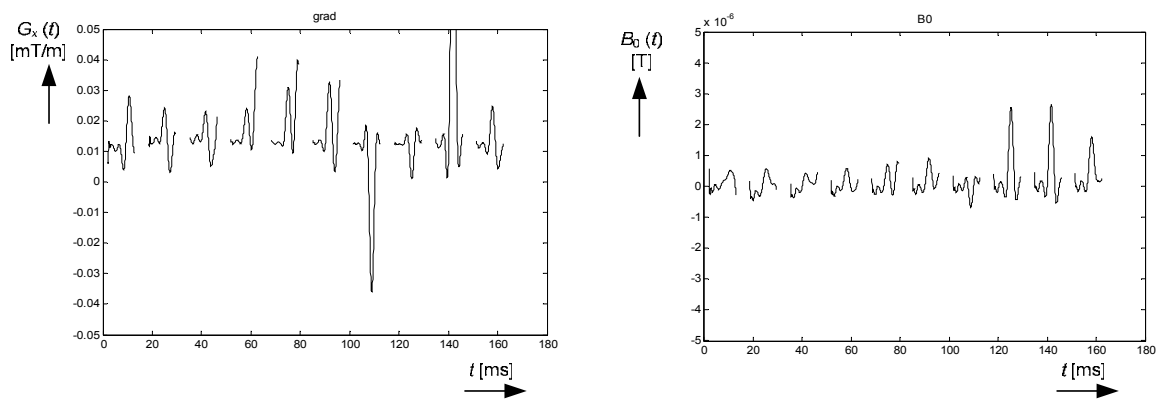
Obr. 4.9. Doběh gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0



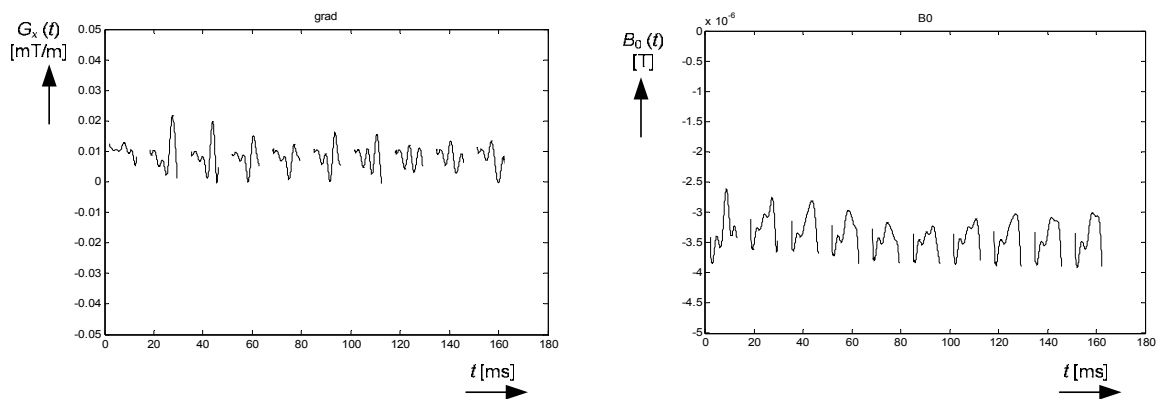
Obr. 4.10. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = 10000$ DAC, ofset = 0 Hz a jeho magnetické pole B_0



Obr. 4.11. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0



Obr. 4.12. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = 10000$ DAC, ofset = 0 Hz a jeho magnetické pole B_0



Obr. 4.13. Doběh gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz a jeho magnetické pole B_0

Z uvedených průběhů je zřejmé, že i přes snahu odstranit šum z užitečného signálu doběhy stále obsahují nežádoucí elementy. Dále můžeme pozorovat zkrácení doběhů při použití preemfázové filtrace.

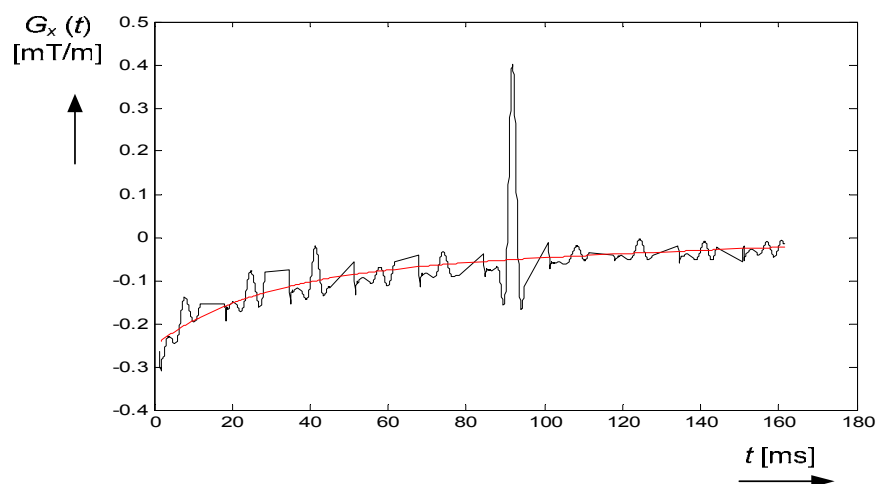
5 Aproximace průběhů

Preemfázová korekce gradientního pole na tomografu ÚPT v Brně je řešena jako součet exponenciálních poklesů viz vzorec (4.1).

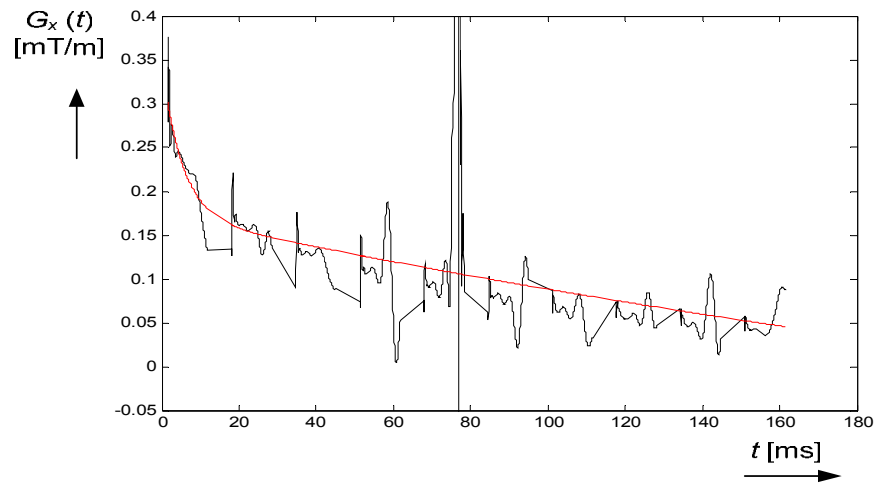
$$G_A = A_1 e^{-\frac{t}{\tau_1}} + A_2 e^{-\frac{t}{\tau_2}} \quad (6.1)$$

Pro nastavování preemfáze potřebujeme znát časové konstanty a míry exponenciálního poklesu. Za účelem získání těchto konstant je třeba aproximovat gradientní průběh. Proto byl napsán optimalizační algoritmus využívající genetické algoritmy (viz příloha A.2). Uživatel pouze nastaví meze, ve kterých se mají konstanty τ_j a A_j hledat. Velkou výhodou použití genetických algoritmů je jejich robustnost, vždy dostaneme kvalitní aproximaci gradientního průběhu. Naopak jejich nevýhodou je jejich rychlost. Genetické algoritmy jsou obecně velmi pomalé, ale v našem případě je složitost optimalizace poměrně malá a v časovém rozpětí několika sekund je vždy nalezeno kvalitní optimum. Míra exponenciálního poklesu A nastavované preemfáze na tomografu ÚPT v Brně je zadávána jako procentuální hodnota z generovaného gradientu.

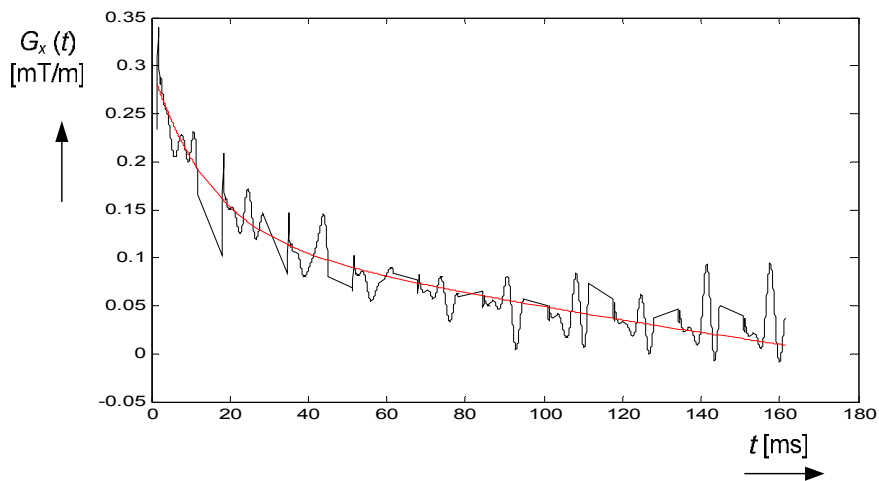
Aproximované doběhy gradientu bez použití preemfáze:



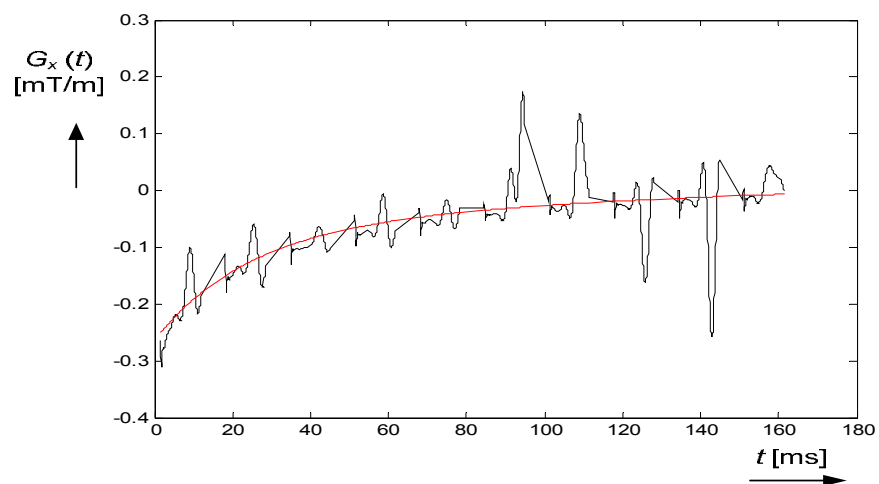
Obr. 5.1. Aproximace doběhy gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz



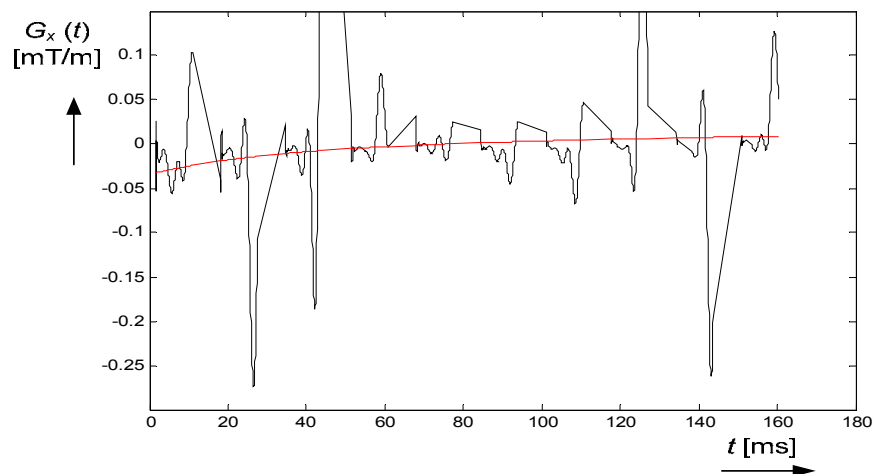
Obr. 5.2. Aproximace doběhu gradientu G_x pro přímý přenos $G_x = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz



Obr. 5.3. Aproximace doběhu gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = 10000$ DAC, ofset = 500 Hz



Obr. 5.4. Aproximace doběhu gradientu G_x pro křížový přenos $G_y = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz



Obr. 5.5. Aproximace doběhu gradientu G_x pro křížový přenos $G_z = -10000$ DAC, ofset = 500 Hz

Tab. 5.1. Časové konstanty a míry exponenciálního poklesu získané aproximací doběhu a vypočtené preemfázové korekce

	Gradient	τ_1 [ms]	τ_2 [ms]	A_1 [%]	A_2 [%]
Přímý přenos	$G_x = 10000$ DAC	470	26	9,2	7,1
	$G_x = -10000$ DAC	423	5	17,1	7,4
Křížový přenos do G_x	$G_y = 10000$ DAC	235	28	0,8	3,1
	$G_y = -10000$ DAC	151	24	4,3	8,1
	$G_z = -10000$ DAC	309	30	1,5	1,2

Časové konstanty a míry exponenciálního poklesu získané pomocí aproximace gradientních průběhů jsou zaznamenány v Tab. 5.1. Tyto parametry slouží pro nové nastavení preemfázové kompenzace, které bude nutné znovu ověřit experimentálním měřením.

Závěr

V práci byly nastíněny základní principy funkce tomografu. Rozebrána problematika tvarového zkreslení průběhů gradientu, které má negativní vliv na NMR měřicí techniky. Tvarové zkreslení lze eliminovat především použitím preemfázové kompenzace jejíž princip je popsán v kapitole 1.4. Dále se práce zabývá metodikou měření časového průběhu gradientního magnetického pole založené na výpočtu okamžitého kmitočtu FID signálu. Pomocí této metody bylo provedeno experimentální měření na tomografu Ústavu přístrojové techniky Akademie věd v Brně. Za účelem zlepšení kvality poměru signál šum bylo nutné výsledné signály filtrovat. Z tohoto důvodu byla v prostředí MATLAB vyvinuta filtrační technika, která využívá prahování s časově proměnnými prahy. Tato metoda se jeví jako velmi výhodná pro měření gradientních magnetických polí. Z naměřených průběhů v kapitole 4. je zřejmé, že při použití preemfázové filtrace dochází ke kvalitativnímu zlepšení parametrů gradientního pole, především ke zkrácení hran. Pro nastavování preemfázové korekce je potřeba znát časové konstanty a míry exponenciálního poklesu. Za účelem získání těchto konstant byly filtrované průběhy aproximovány. Proto byl v programu MATLAB napsán optimalizační algoritmus využívající genetické algoritmy. Aproximované průběhy jsou uvedeny v kapitole 5. Z těchto průběhů byly vypočítány časové konstanty a míry exponenciálního poklesu (Tab. 5.1), které slouží pro nové nastavení preemfázové kompenzace.

Seznam literatury a použitých zdrojů

- [1] SVOBODA, R. *Generování a měření gradientních magnetických polí ve spektrometru NMR*. Brno: VUT FEKT, 2003. Dizertační práce
- [2] KUBÁSEK, R. *Optimalizační techniky v měření gradientních polí metodami magnetické rezonance*. Brno: VUT FEKT, 2006. 104 s. Dizertační práce.
- [3] VLAARDINGERBROEK, M. T.; DEN BOER, J. A. *Magnetic Resonance Imaging*. 2000. 481 s.
- [4] MANSFIELD, P., CHAPMAN, B. Active Magnetic Screening of Gradient Coils in NMR Imag-ing. *Journal of Magnetic Resonance*, 1986, vol. 66.
- [3] KUBÁSEK, R.; GESCHEIDTOVÁ, E.; BARTUŠEK, K. Measurements of Time Characteristics of the Gradient Magnetic Field, In *27th Annual International Conference Medicine and Biology Society*, Shanghai, 2005.
- [4] BARTUŠEK, K.; GESCHEIDTOVÁ, E. Testing the quality of magnetic gradient fields for studying self-diffusion processes by magnetic resonance methods. *Measurement Science and Technology*, 17, 2006.
- [5] BARTUŠEK, K.; GESCHEIDTOVÁ, E. MR Measurement Technique of Rapidly Switched Gradient Magnetic Fields in MR Tomography. *Applied Magnetic Resonance*, 29, 12, 2006.
- [6] KUBÁSEK, R.; BARTUŠEK, K.; GESCHEIDTOVÁ, E. Gradient Decay Measurement in NMR Tomography. In *Progress In Electromagnetics*. 1. Moskva: PIERS, 2009. s. 1-3. ISBN: 978-1-934142-09- 7.
- [7] BARTUŠEK, K.; MLYNÁRIK, V. Fast Measurement Technique to Characterize the Gradient Fields, In *International Conference on Measurement*, Smolenice, 1997.
- [8] BARTUŠEK, K.; GESCHEIDTOVÁ, E. Využití metody okamžitého kmitočtu pro měření časových charakteristik gradientních magnetických polí v tomografii magnetické rezonance, *Electrorevue*, 26, 2002.
- [9] FLIEGE, N. J. *Multirate Digital Signal Processing*, John Wiley & Sons, Chichester 1996.
- [10] VAIDYANATHAN, P. P. *Multirate Systems and Filter Banks*, Prentice Hall P T R. 1993.
- [11] LJUNG, L. *System Identification: Theory for the User*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1987.

-
- [12] GESCHEIDTOVÁ, E.; KUBÁEK, R.; SMÉKAL, Z.; BARTUŠEK, K.; Automatic Adjustment of Time-Variant Thresholds when Filtering Signals in MR Tomography. *Lecture Notes in Computer Science (IF 0,513)*, 2005.

Seznam symbolů a veličin

A_j	Míra exponenciálního poklesu.
B	Indukce magnetického pole.
B_0	Indukce základního magnetického pole.
d	Šířka vybuzené vrstvy.
f	Kmitočet.
$f(n)$	Signál volné precese.
G	Gradient magnetického pole.
$G_0(z)$	Z-obraz dolní propusti dvoukanálové banky filtrů v části syntézy.
$G_1(z)$	Z-obraz horní propusti dvoukanálové banky filtrů v části syntézy.
G_A	Preemfázová konstanta.
G_α	Gradient magnetického pole ve směru α souřadnicové soustavy.
g_α	Gradient magnetického pole v pracovním prostoru tomografu ve směru α souřadnicové soustavy.
$H_0(z)$	Z-obraz dolní propusti dvoukanálové banky filtrů v části analýzy.
$H_1(z)$	Z-obraz horní propusti dvoukanálové banky filtrů v části analýzy.
i	Celé kladné číslo, zpravidla index.
$If(n)$	Okamžitý kmitočet signálu volné precese.
Im	Imaginární část komplexního signálu.
k	Celé kladné číslo.
$M_0(z)$	Model gradientní cívky kompenzující B_0 .
$M_\alpha(z)$	Model gradientní cívky ve směru α souřadnicové soustavy.
$M_{\alpha 0}(z)$	Model přenosu gradientní cívky ve směru α souřadnicové soustavy do B_0 .
n	Celé kladné číslo, zpravidla index.
o_x	Kmitočtový ofset.
p	Práh, velikost prahu.
Re	Reálná část komplexního signálu.
t_{aq}	Doba akvizice.
TE	Doba mezi gradientem a akvizicí.
t_{gradeley}	Doba mezi sestupnou hranou gradientu a náběžnou hranou vysokokmitočtového impulzu.
T_R	Doba trvání jednoho opakování sekvence.
x	Směr souřadné soustavy.
x_0	Poloha vybuzené vrstvy.
y	Směr souřadné soustavy.
z	Směr souřadné soustavy.
α	Sklápěcí úhel.
γ	Gyromagnetická konstanta.
ΔB_0	Změna základního magnetického pole.
Δf_{vf}	Spektrální šířka vysokokmitočtového budícího impulzu.
$\Delta\varphi$	Změna fáze, reprezentuje šum.
τ_j	Časová konstanta.
$\Phi(n)$	Okamžitá fáze.
ω	Úhlový kmitočet.

Seznam zkratek

ABF	Analyzující banka filtrů.
DSP	Digitální signálový procesor.
FID	Signál volné precese.
IF	Metoda okamžitého kmitočtu.
IFSE	Metoda okamžitého kmitočtu se spinovým echem.
IFSES	Metoda okamžitého kmitočtu se sérii spinových ech.
MR	Magnetická rezonance.
NMR	Nukleární magnetická rezonance.
RF	Rozhlasový kmitočet.
SBF	Syntetizující banka filtrů.
ÚPT	Ústav přístrojové techniky.
vf	Vysokofrekvenční.

Seznam příloh

A	ZDROJOVÉ KÓDY	51
A.1	Program pro filtraci	51
A.2	Program pro aproximaci	53

A ZDROJOVÉ KÓDY

A.1 Program pro filtraci

```
close all
clear all

fs=20000;          %vzorkovací kmitočet
diftype=[0.5 -0.5]*fs/pi;
gama=2.6752e8;    %gyromagnetická konstanta pro vodu
sirka=0.042;     %vzdálenost vrstev

%konstanta pro přepočet procent je 10/0.34
%tedy pokud v Matlabu naměřím 0.05% z gradientu pak nastavuji
10/0.34*0.05=1.47%

%načtení minus FIDu
load bezpreGx0minusGy10kTR400msTAU15msf500Hz.mat
Gm10km=DATA;

%načtení plus FIDu
load bezpreGx0plusGy10kTR400msTAU15msf500Hz.mat
Gm10kp=DATA;
[Nop,N]=size(Gm10kp);

%práh pro protišumovou filtraci, zpravidla volit pro plus i minus FID
%zvlášť
prahp=50;
prahm=50;

%smazání vzorků Nmz na začátku a Nmk na konci FIDu
Nmz=20;
Nmk=50;

%nastavení parametrů sekvence pre_adj.pll
tg=0.5; %v ms, doba mezi koncem gradientu a první excitací "graddeley"
(nastavena +400us)
Top=16.6; %v ms, doba opakování excitace a akvizice, (nastavena +1.6ms)

Gin=105e-3; %T/m velikost gradientu 15000 DAC
proc1=-0.02; %amplituda 1. exponenciály v procentech z Gin
proc2=0.0; %amplituda 2. exponenciály v procentech z Gin
T1=150; %časová konstanta 1. exponenciály
T2=2000; %časová konstanta 2. exponenciály
G0=-0.013e-3;

frekvp=[];
frekvm=[];

for k=1:Nop
    frekvp1(k,:)=filtIF(Gm10kp(k,:),prahp,fs,'db5',5);
    frekvm1(k,:)=filtIF(Gm10km(k,:),prahm,fs,'db5',5);
end

for k=1:Nop
```

```

    frekvp(k,:) = frekvp1(k,1:N);
    frekvm(k,:) = frekvm1(k,1:N);
end

for k=1:Nop
    grad(k,:) = ((frekvp(k,:) - frekvm(k,:)) / gama / sirka) * 2 * pi;
    B0(k,:) = 1/2 * (frekvp(k,:) + frekvm(k,:)) / gama * 2 * pi;
end

taq = linspace(0, (N-1) * 1/fs, N) * 1e3; %v ms

t = [];
for k=1:Nop
    t(k,:) = taq + Top * (k-1) + tg;
end

for k=1:Nop
    tm(k,:) = t(k, Nmz+1:end-Nmk);
    gradm(k,:) = grad(k, Nmz+1:end-Nmk) - G0;
    B0m(k,:) = B0(k, Nmz+1:end-Nmk);
end

figure(1)
for k=1:Nop
    plot(tm(k,:), gradm(k,:) * 1000, 'k')
    hold on
    title('grad')
    xlabel('t (ms)')
end

figure(2)
for k=1:Nop
    plot(tm(k,:), B0m(k,:), 'k')
    hold on
    title('B0')
    xlabel('t (ms)')
end

tlin = reshape(tm', (N-Nmz-Nmk) * Nop, 1)';
Glin = reshape(gradm', (N-Nmz-Nmk) * Nop, 1)';
Blin = reshape(B0m', (N-Nmz-Nmk) * Nop, 1)';

%ručně definovaný exponenciální pokles
expi = (Gin * proc1 / 100 * exp(tlin ./ -T1) + Gin * proc2 / 100 * exp(tlin ./ -T2));

% figure(1)
% hold on
% plot(tlin, expi * 1000, 'k-.')

save glintlin.mat tlin Glin Blin

```

A.2 Program pro aproximaci

```
close all
clear all

load glintlin.mat
global tlin Glin
Glin=Glin*1000;

Nnez=6;

repN=1000;

minM=[10 0 -0.3 0 5 0]; %T (ms) G0 (mT/m) posuv G (mT/m) znaménko T2 G02
maxM=[600 0.4 0.3 1 30 0.4];

Nbit=24;

Npgen=10; %počet generovaných genomů
Ndecimz=2; %počet zůstavších genomů v populaci (nejlepších)

pravkriz=40;
pravkrizE=40;
pravmut=60;

%generace počátečního elite genomu

genE=round(rand(1,Nnez)*(2^Nbit-1));
genE=genE';
genE=dec2bin(genE,Nbit)';
genE=reshape(genE,Nnez*Nbit,1)';

genEdec=binnadec(genE,Nnez,1,Nbit,minM,maxM);
kfE=kfGA3(genEdec);

%generace Npgen počátečních genomů
gen=round(rand(Npgen,Nnez)*(2^Nbit-1));
gen=gen';
gen=dec2bin(gen,Nbit)';
gen=reshape(gen,Nnez*Nbit,Npgen)';

for cyklN=1:repN

%-----

%křížení populace

for k=1:Npgen

if pravkriz>rand*100
    kriN=round(rand*(Nbit*Nnez-1))+1;
    skym=round(rand*(Npgen-1)+1);
    pom=gen(k,:);
    gen(k,:)=[gen(k,1:kriN) gen(skym,kriN+1:end)];
    gen(skym,:)=[gen(skym,1:kriN) pom(kriN+1:end)];
```

```

end

end

%křížení s elite 1. druhu

for k=1:Npgen

if pravkrizE>rand*100
    kriN=round(rand*(Nbit*Nnez-1))+1;
    gen(k,:)= [gen(k,1:kriN) genE(kriN+1:end)];
end

end

%křížení s elite 2. druhu

for k=1:Npgen

if pravkrizE>rand*100
    kriN=round(rand*(Nbit*Nnez-1))+1;
    gen(k,:)= [genE(1:kriN) gen(k,kriN+1:end)];
end

end

%mutace populace

for k=1:Npgen

if pravmut>rand*100
    mutN=round(rand*(Nbit*Nnez-1))+1;
    gen(k,muN)=num2str(~str2num(gen(k,muN)));
end

end

%-----

%výpočet kritické fce

gendec=binnadec(gen,Nnez,Npgen,Nbit,minM,maxM);

for k=1:Npgen
    kf(k)=kfGA3(gendec(k,:));
end

[kf,indkf]=sort(kf);

if kf(1)<kfE
    genE=gen(indkf(1),:);
    kfE=kf(1);
end

%decimace populace

genold=gen;

```

```

%generace Npgen počátečních genomů
gen=round(rand(Npgen,Nnez)*(2^Nbit-1));
gen=gen';
gen=dec2bin(gen,Nbit)';
gen=reshape(gen,Nnez*Nbit,Npgen)';

for k=1:Ndecimz
    gen(k,:)=genold(indkf(k),:);
end

kfEsave(cyklN)=kfE;

%-----

end

figure(100)
plot(kfEsave)

min(kfEsave);

x0=binnadec(genE,Nnez,1,Nbit,minM,maxM);

T=x0(1)
G0=x0(2);
posuv=x0(3)
zn=x0(4)
T2=x0(5)
G02=x0(6);

if zn<0.5
    zn=1;
else
    zn=-1;
end

load glintlin.mat
Glin=Glin*1000;

expi=(G0*exp(tlin./-T)+G02*exp(tlin./-T2)+posuv)*zn;
ch=(Glin-expi).^2;
out=sum(ch);

Gin=69;
proc1=G0/Gin*100*10/0.34
procpi1=G0/Gin*100*10*pi()

proc2=G02/Gin*100*10/0.34
procpi2=G02/Gin*100*10*pi()

figure(1)
plot(tlin,Glin,'k')
hold on
plot(tlin,expi,'r')

```