České Vysoké Učení Technické v Praze

fakulta elektrotechnická, Katedra řídící techniky

Návrh orientačního systému pro mobilní roboty

bakalářská práce

2007

Vypracoval: Petr Svoboda

Vedoucí práce: Ing. Ondřej Špinka

České vysoké učení technické v Praze, fakulta elektrotechnická

Katedra řídicí techniky Školní rok: 2006/2007

Zadání bakalářské práce

Student: Petr Svoboda

Obor: Kybernetika a měření

Název tématu: Návrh orientačního systému pro mobilní robot

Zásady pro vypracování:

1. Seznamte se s existujícím orientačním systémem lékařského katetru. Analyzujte jeho princip, nakreslete náhradní schéma zapojení a změřte parametry použitých součástek. Zvažte, lze-li uvedený systém použít pro navigaci mobilního robotu v místnosti.
2. Navrhněte vhodný systém buzení a analýzy signálu pro určování polohy mobilního robotu v místnosti, využívaje součástí výše uvedeného katetru. Pokud se ukáže, že toto není reálné, pokuste se navrhnout vlastní systém navigace.
3. Vyzkoušejte Vámi navržené postupy měření polohy v praxi a zhodnoťte dosažené výsledky.

Seznam odborné literatury: Dodá vedoucí práce

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Ondřej Špinka

Datum zadání bakalářské práce: zimní semestr 2006/07

Termín odevzdání bakalářské práce: 15. 8. 2007

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE Fakulta elektrotechnická - 4 - L.S.

Prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.
vedoucí katedry

v zast.

Prof. Ing. Zbyněk Škvor, CSc.
děkan

V Praze, dne 6. 3. 2007

Abstrakt

Tato práce zkoumá možnost použití magnetické navigace a lokalizace v oblast mobilní robotiky. Přímá inspirace přitom vychází z již existujícího lékařského nástroje (katetru pro vyšetření srdce), který magnetického principu navádění využívá.

První část obsahuje stručné teoretické seznámení s problematikou magnetické navigace. Dále je pak zkoumán samotný katetr po HW stránce. V další části je návrh měřícího přípravku jehož jádrem je přesný analogově-digitálního měřícího modulu s 18b A/D převodníkem (AD7678) a 32b μkontrolerem s jádem ARM7TDMI-S (LPC2119). V poslední části jsou výsledky měření na tomto přípravku, což vytváří jednoduchý 1D senzoru polohy.

Abstract

This work deals with a possibility to use magnetic navigation and tracking of mobile robotis. The work is inspired by existing medical instrument – a heart catheter with magnetic-field navigation system.

At first the theory of magnetic navigation system is briefly introduced and then hardware of the catheter is probed. An accurate measurement module based on 18b A/D converter (AD7678) and 32b microcontroller (LPC2119) is designed after. This unit is the heart of the gauging device. In the last sections measurement results of gauging device, a simple 1D position sensor, are described.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v přiloženém seznamu.

V Praze dne ....

(podpis autora)

Poděkování

Chtěl bych poděkovat všem lidem, bez nichž by má bakalářská práce nemohla vzniknout. Děkuji především vedoucím bakalářské práce Ing. Ondřeji Špinkovi za jeho vedení i samotný podnět k této práci. Významný dík patří také Markovi Pecovi za odborné konzultace. V neposlední řadě děkuji rodině a kolegovi Martinu Peterovi za morální podporu.

Obsah

1 Úvod **7**

2 Lékařský katetr **9**
2.1 Princip magneticky naváděných katetrů 10

3 Měření charakteristik ablačního katetru **12**
3.1 Čidlo ve špici katetru 12
3.2 Elektronika v rukojeti katetru 14
3.3 Závěr měření ablačního katetru 15

4 Návrh sondy vzdálenosti **17**
4.1 Měřící modul 17
4.1.1 Řiditelný zesilovač AD8369 18
4.1.2 A/D převodník AD7678 19
4.1.3 Mikrokontroler LPC2119 20
4.2 Modul napájení 20
4.3 Budící cívka 21
4.4 Modul pro buzení cívky 22

5 Výsledky měření a vyhodnocení **23**
5.1 Parametry měřícího modulu 23
5.2 Senzor vzdálenosti 24

6 Závěr **27**

Literatura **28**

Přílohy **I**

A Schémata **I**

B Plošné spoje **III**

C SW prostředky **V**

D Obsah CD **VI**

E Protokoly o měření **VII**

F Měřící modul, rychlý uživatelský manuál **VIII**

1 Úvod

Mou osobní motivací pro vytvoření této práce byl zájem o princip orientačního systému lékařského katetru pro vyšetření srdce. Práce rozvíjí myšlenku použití této technologie nejen k navádění lékařského nástroje v těle pacienta, ale také k navádění mobilního robota v místnosti. Cílovým objektem, který by měl navrhovaný orientační systém používat, je malý model helikoptéry (o váze řádově stovek gramů).

Hlavní výhody navrhovaného orientačního systému by měli být:

- Pozice v prostoru udávaná absolutně – nikoliv pouze její inkrementy.
- Kromě pozice by se dala určit i orientace v prostoru.
- Možnost použití systému uvnitř budov.
- Malé rozměry a váha.

Cílem této práce není kompletní návrh orientačního systému, ale pouze rozvinutí prvotní myšlenky a praktické ověření její realizovatelnosti. Výsledkem by tedy mělo být zjištěný typu:

- Ano, způsob magnetického navádění a lokalizace[1] je pro mobilní roboty použitelný a má smysl myšlenku dále rozvíjet. Například vypracováním potřebných teoretických podkladů...

nebo

- Ne, způsob magnetického navádění a lokalizace[1] je nevhodný pro mobilní roboty. Je to slepá odbočka a nemá význam ubírat se tímto směrem.

Nejvíce omezujícím faktorem magnetického navádění a lokalizace[1] je dosah. Pro lékařský katheter stačí dosah několik desítek cm. Proto konkrétnějším cílem práce je konstrukce zařízení schopného měřit vzdálenost pomocí magnetické principu. Tím se úloha zjednoduší na jednorozměrný případ, ale přitom dostaneme odpověď na otázku použitelnosti magnetické lokalizace.

První část práce se zabývá zkoumáním principu orientačního systému samotného lékařského katetru. Jedná se o úlohu reverzního inženýrství, protože výrobce katetru si jeho přesný princi ponechává jako své know-how. Literatura s touto problematikou je špatně dostupná. Informace na internetu jsou příliš obecné, útržkovité a často nedůvěryhodné. Většinu informací jsem získal rozhovory s lidmi – lékaři používající katetr či lidé z katedry měření zabývající se magnetickým měřením[2]. K pochopení principu také přispěly výsledky měření na katetru.

Další část práce je vyhrazena návrhu modulů potřebných pro realizaci experimentální sondy vzdálenosti. Tento přípravek se skládá z modulu napájení, modulu buzení výkonové cívky, samotné výkonové cívky a především z precizního analogově-digitální měřícího

[1] Tak, jak ji využívá lékařský katetr.

[2] jmenovitě například Doc. Kašpar či Prof. Ripka

modul. Jeho jádrem je precizní 18b převodník AD7678 s SAR[3] architekturou. Dále měřící modul obsahuje dva VGA[4] odvody AD8369 a 32b μkontroler LPC2119 s jádrem ARM7TDMI-S. Tento měřící modul je navrhován tak, aby jej bylo možno použít i v jiných aplikacích.

V poslední části je ověření parametrů analogově-digitálního měřícího modulu a hlavně výsledky praktických měření s lékařským katetrem ve funkci čidla vzdálenosti.

Obr. 1.1: Ilustrační foto modelu malé helikoptéry

[3]SAR = Successful ApRoximation, převodníku s postupnou aproximací
[4]Variable Gain Amplifier - zesilovač s řiditelným zesílením

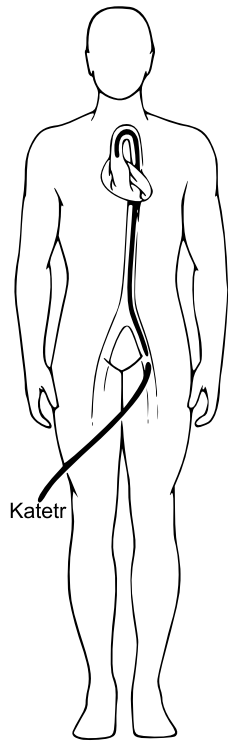
2 Lékařský katetr

V medicíně se jako *katetr* označuje tenká dlouhá trubička, která může být vsunuta do tělní dutiny či krevního řečiště. Katetry tím umožňují například drenáž, injekci tekutin nebo možnost odstranění hematomu.

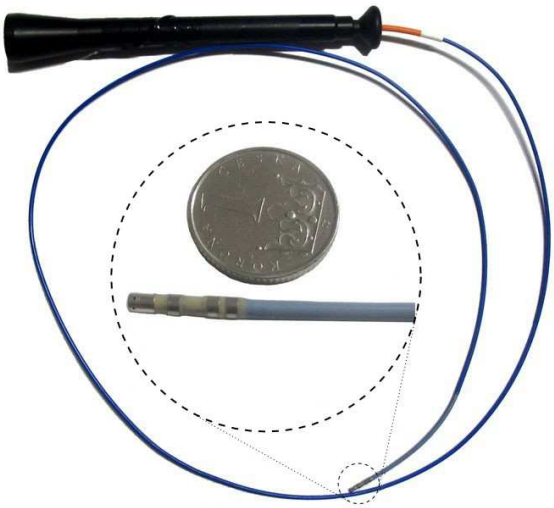
První katetry byly tělem pacienta naváděny pomocí rentgenu. Aby mohl operatér bezpečně pracovat a nehrozilo například protržení cévní stěny, musí být informace o poloze katetru velmi rychle aktualizována. K dosažení realtimového zobrazení polohy katetru bylo nutno provádět až 20 rentgenových snímků za sekundu. To je velká zátěž jak pro pacienta, tak hlavně pro operatéra, který provádí více operací. Aby se tato zátěž snížila, vyvinul se pro katetry systém magnetické navigace. Ten bohužel není ještě natolik dokonalý, aby byl schopen samostatně navádět katetr. Proto se v současné době používají katetry s kombinovaným způsobem navádění. Tím se snížila frekvence rentgenových snímků na zhruba 1 za sekundu.

V této práci je použit ablační[5] katetr sloužící k vyšetření a operativním zákrokům na srdci (obr. 2.2). Do těla se zavádí většinou v oblasti třísel. Zákrok je naznačen na obrázku 2.1.

Způsob navádění tohoto katetru je výše zmíněný kombinovaný (magnetický+rentgenový).



Obr. 2.1: Ilustrace vyšetření katetrem



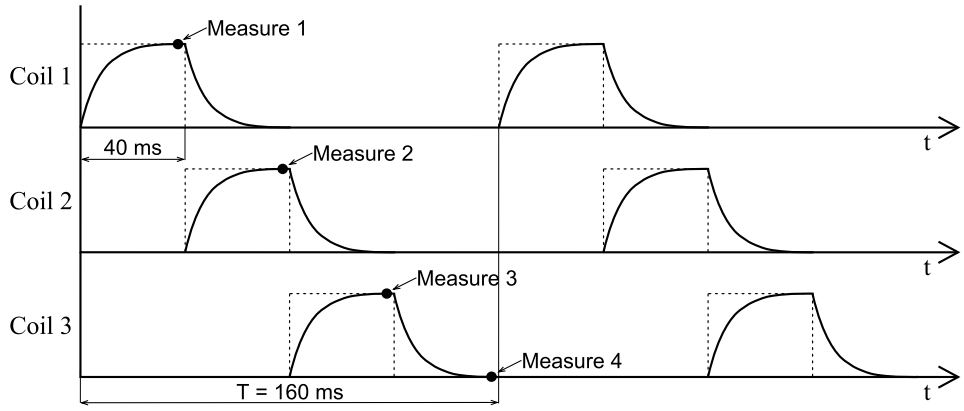
Obr. 2.2: Ablační katetr použitý v této práci a detail jeho špice

[5]Ablace – odstranění tkákě z povrchu (v tomto případě srdečního svalu).

2.1 Princip magneticky naváděných katetrů

Magnetické navádění jako takové je velice staré. Klasický kompas a navádění podle magnetického pole země je toho důkazem. Takovýto způsob navádění by se dal nazvat *pasivním* magnetickým naváděním. Oproti tomu katetry užívají *aktivní* magnetické navigace. Ta spočívá v tom, že pod operačním stolem jsou umístěny 3 budící cívky, které produkují silné magnetické pole definované odlišené časově, frekvenčně či fázově. Ve špici katetru jsou potom 3 navzájem kolmé senzory intenzity magnetického pole[6]. Z údajů naměřených těmito senzory se pak odvozuje jeji pozice v prostoru.

Existuje několik systémů magnetické navigace pro katetry, které se navzájem liší druhem senzoru magnetického pole ve špici kateru i průběhy napětí pro buzení cívek. V lékařství se k buzení cívek pod operačním stolem nejčastěji používá *stejnosměrný proud*, který vyvozuje *stacionární magnetické pole*. Stacionární magnetické pole nevyvolává v okolních kovových objektech vířivé proudy a proto není magnetické pole těmito objekty tolik deformováno[7]. Při buzení cívek stejnosměrným proudem se používá časového odlišení – v jeden okamžik je aktivní pouze jedna budící cívka. Situace je naznačena na obrázku 2.3. Odměry katetrem se provádějí po odeznění přechodových dějů. Navíc se provádí jeden odměr, když není aktivní žádná cívka, aby se mohly částečně kompenzovat chyby způsobené magnetickým polem země.



Obr. 2.3: Časový diagram buzení cívek

Nevýhodou použití stejnosměrného budícího pole je již zmíněné magnetické pole země, ale také offsety senzorů a jejich drift. Tyto chyby jsou opravdu významné a proto se kompenzují na základě referenčních snímků z rentgenu.

Při použití *střídavého budícího pole* odpadají všechny stejnosměrné chyby zatěžující měření. Také je možné použít sofistikovanější způsoby detekce signálu [8]. Nevýhodou je potom indukce střídavého napětí do každého vodivého předmětu, který se vlivem vířivých proudů sám stává zářičem. To vše způsobuje silnější deformaci magnetického pole[9].

[6] magnetorezistory, feromagnetické sondy, cívky ...

[7] Deformace magnetického pole je úměrná poměru permeability kovového objektu a vzduchu (tento poměr je v řádu desítek až stovek).

[8] například filtrace, synchronní detekce ...

[9] Při střídavém buzení hraje roli také poměr vodivosti kovů a vzduchu (který je v řádu 10^{10} až 10^{12}).

Aby nedošlo k omylu, je třeba upozornit, že pojmem *magnetické navádění pro katetry* se také často označují systémy jako Niobe [4]. Tyto systémy naopak pohybují katetrem v těle pacienta. Ve špici katetru je malý permanentní magnet a okolo pacienta silné elektromagnety.

3 Měření charakteristik ablačního katetru

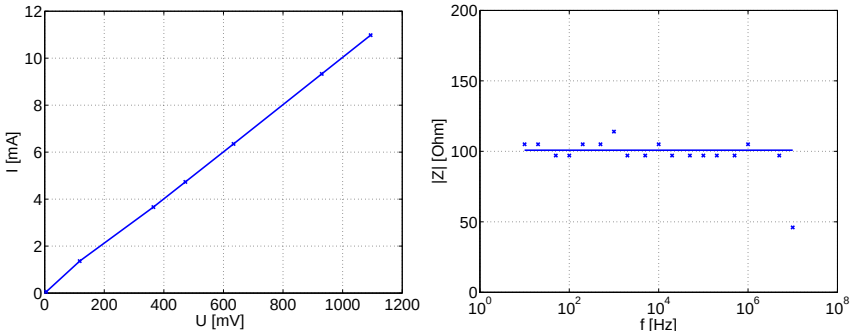
Aby bylo možné určit, je-li ablační kateter použitelný k navádění mobilního robotu, bylo třeba provést několik měření. Jejich cílem byla identifikace čidla ve špici katetru a vysledování zapojení elektroniky v rukojeti katetru. Podrobné protokoly o měření jsou v příloze a v elektronické formě na CD. Zde budou uvedeny zestručněné výsledky měření.

3.1 Čidlo ve špici katetru

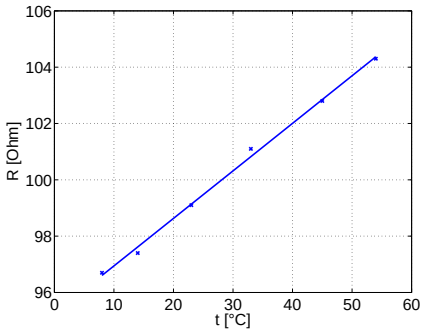
Ke špici katetru vede celkem 12 vodičů. Z čehož:

- 4 vodiče tvoří přívody k elektrodám ve špici. Tyto elektrody slouží k měření elektrobiologických signálů.
- 2 vodiče jsou přívody k pozitivnímu termistoru ve špici katetru.
- 6 vodiče tvoří přívody k magnetickým čidlům.

To, že špice katetru obsahuje termistor s pozitivní teplotní závislostí, jsem určil z V-A, frekvenční impedanční a teplotní charakteristiky do té doby neznámého prvku.

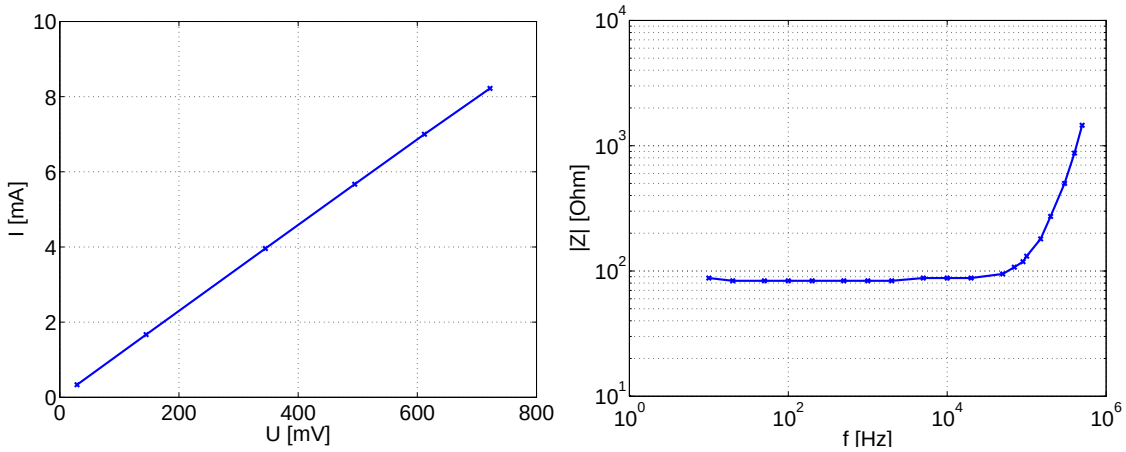


Obr. 3.1: V-A charakteristika (vlevo) a závislost modulu impedance na frekvenci (vpravo) termistoru ve špici katetru



Obr. 3.2: Teplotní závislost odporu termistoru ve špici katetru

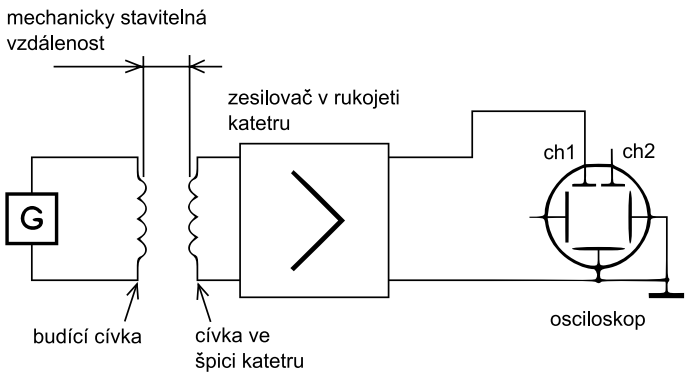
Hlavním důvodem zkoumání špice katetru bylo zjištění druhu senzorů magnetického pole. Senzory typu feromagnetická sonda nebo hallova sonda jsem vyloučil, protože chybí budící přívody. V úvahu tedy přichází především 3 kolmé magnetorezistory nebo 3 kolmé cívky.



Obr. 3.3: V-A charakteristika (vlevo) a závislost modulu impedance na frekvenci (vpravo) magnetické sondy ve špici katetru

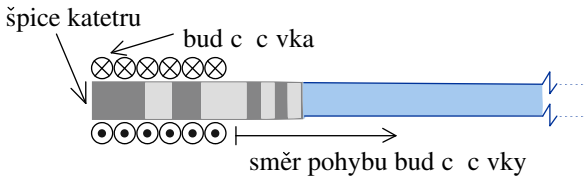
Z V-A charakteristiky na obrázku 3.3 je vidět, že se jedná o lineární prvek. Tato charakteristika[10] je navíc stejná při libovolné intenzitě vnějšího stacionárního magnetického pole. Tím pádem se nemůže jednat o magnetorezistor. Z frekvenční závislosti modulu impedance je dále vidět, že se jedná o sériovou kombinaci RL.

Aby se potvrdilo, že ve špici katetru je opravdu cívka[11], byl proveden jednoduchý experiment. Malá budící cívka s několika závity byla navinuta přímo na špici katetru a buzena harmonickým signálem z generátoru o frekvenci několik stovek Hz.



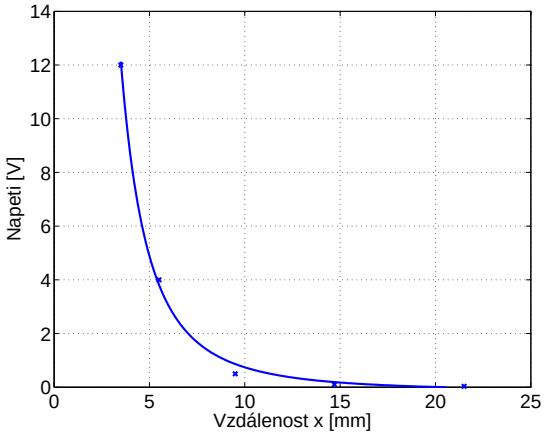
Obr. 3.4: Experiment s indukcí napětí do cívky ve špici katetru

[10] A tedy i elektrický odpor sondy.
[11] Induktivní charakter sondy by se dal také přičítat indukčnosti dlouhých přívodů.



Obr. 3.5: Experiment s indukcí napětí do cívky ve špici katetru - datail špice

Tímto jednoduchým pokusem byla naměřena závislost z obrázku 3.6. Je na ní také vidět velice strmý pokles s trendem až $\frac{1}{x^3}$. Blíže je tato problematika rozebrána například v [6].



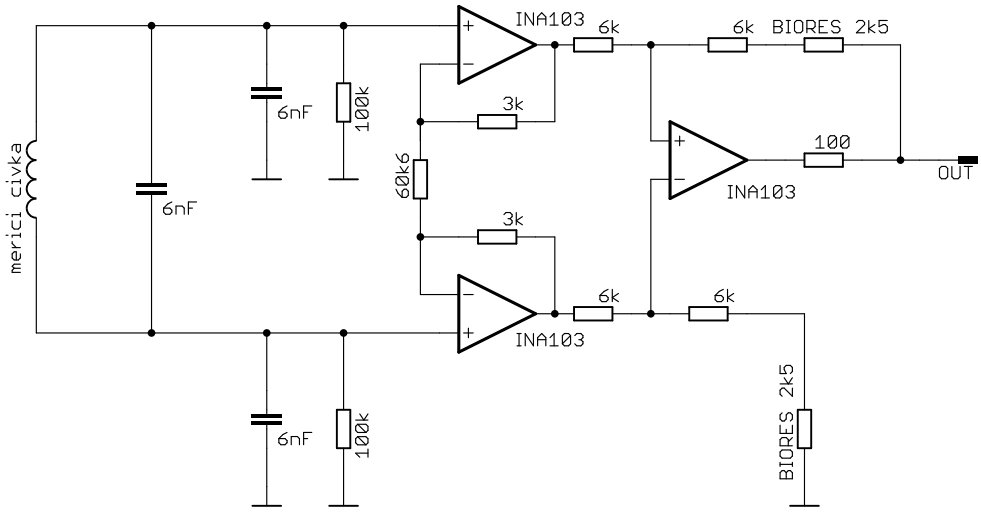
Obr. 3.7: Závislos amplitudy napětí indukovaného do cívky ve špici katetru na vzdálenosti budící cívky

3.2 Elektronika v rukojeti katetru

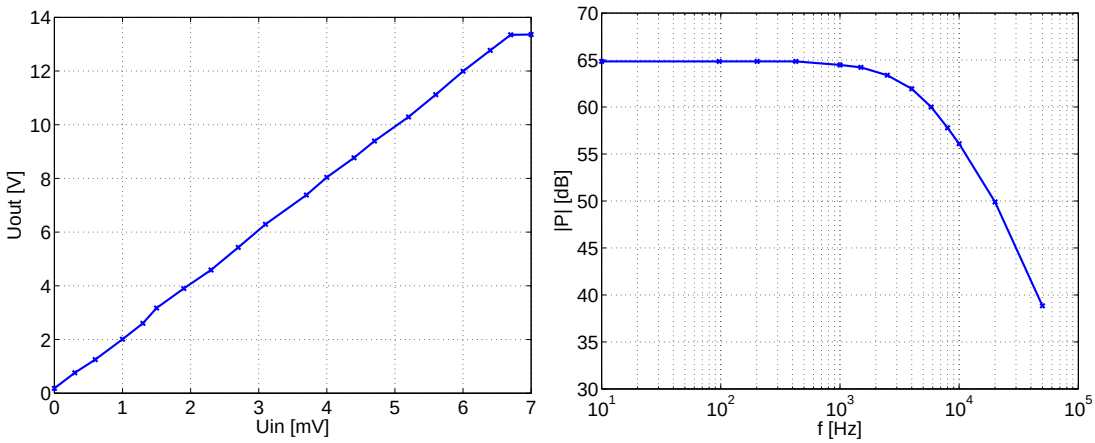
Přímo v rukojeti katetru je malý plošný spoj s elektronikou. Jedná se o tři schodné bloky se zapojení podle obrázku 3.2. Jádrem je přesný přístrojový zesilovač INA103. Napájení celé destičky je symetrické a jeho velikost je určena právě rozsahem napájecího napětí obvodu INA103 – ±9V až ±25V.

Jediným neidentifikovatelným prvkem byl „BIORES“. Podle měření kalibrovaný odpor o hodnotě 2,5 kΩ, podivně umístěno do pouzdra SOIC8.

Obr. 3.8: Elektronika v rukojeti katetru



Obr. 3.9: Schéma elektroniky v rukojeti katetru



Obr. 3.10: Statická přechodová charakteristika (vlevo) a frekvenční přenosová charakteristika (vpravo) zesilovače v rukojeti katetru

Meření elektroniky v rukojeti katetru tedy ukazuje, že se jedná o 3-kanálový přesný nízkošumový lineární zesilovač s horní mezní frekvencí 4kHz.

3.3 Závěr měření ablačního katetru

Hlavním výsledkem měření katetru by měla být odpověď na otázku: „Použít pro orientační systém přímo součásti lékařského katetru, či vytvořit vlastní sondu pouze inspirovanou funkcí katetru?“

Použití součástí lékařského katetru je spekulativní. Nevýhodou jsou především senzory magnetického pole ve špici katetru. Vhodnější než cívky by byly například feromag-

netické sondy. Díky cívkám je pro naše použití prakticky nemožná DC metoda[12], protože by bylo nutné signály z cívek integrovat. Při absenci referenčních snímků z rentgenu se nelze spolehnout pouze na hodnoty na výstupu integrátorů. Důvodem jsou konstantní chyby[13] na jejich vstupech.

Na druhou stranu, cívky ve špici katetru jsou zhotoveny precizně a s dobrou vzájemnou kolmostí. Navíc je špice katetru dostatečně malá, aby šlo zjednodušeně měřící cívky považovat za bodový senzor. Při konstrukci vlastního čidla by se pravděpodobně nepodařilo dosáhnout tak dobré kolmosti senzorů a museli by se uvažovat i jejich mechanické proporce a rozdílné postavení v prostoru.

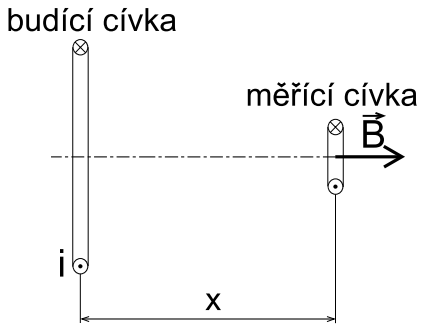
Důležitý fakt je také to, že katetr se dá získat prakticky zdarma. Jedná se vlastně o odpad, kdy se použité katetry nesmějí znovu použít z důvodů nesterility.

Přesto, že to není úplně nejideálnější varinata, nakonec jsem se rozhodl použít přímo součástí lékařského katetru. Druh signálu pro budící cívky byl zvolen střídavý a pro zvýšení poměru signál/šum, u signálů z měřících cívek, byla zvolena synchronní detekce. Protože jedna z hlavních otázek[14] zůstala nezodpovězená, byl postaven experimentální přípravek – sonda vzdálenosti. Na základě měření na tomto přípravku bylo možné uvížit použitelnost magnetického navádění pro mobilní roboty.

[12]Navádění za použití buzení pomocí stejnosměrného proudu.
[13]byť sebemenší – offsety a jejich drifty, šum
[14]Dosah orientačního systému.

4 Návrh sondy vzdálenosti

Zde bude popsán návrh experimentálního přípravku – sondy vzdálenosti. Jedná se zjednodušenou verzi do budoucna zamýšleného orientačního systému pro mobilní roboty. Přípravek se skládá pouze z jedné budící a jedné měřící cívky, které jsou umístěny ve stejné ose. Schématicky je experiment naznačen na obrázku 4.1.



Obr. 4.1: Schématické uspořádání cívek v měřícím přípravku

R je poloměr budící cívky, i je proud budící cívkou, x vzdálenost budící a měřící cívky a $\vec{B}$ magnetická indukce v místě měřící cívky[15].

Celý přípravek se bude skládat z několik modulů:

- Měřící modul
- Budící cívka
- Modul pro buzení cívky
- Modul napájení

4.1 Měřící modul

Jádrem celého přípravku je měřící modul, který vyhodnocuje signál z měřící cívky ve špici katetru. Je předpoklad, že do měřící cívky se naindukuje velké množství šumu a rušivých signálů. Proto je k rozpoznání signálu z budící cívky použita synchronní detekce. Volil jsem čistě digitální cestu. Signál z měřící cívky se digitalizuje A/D převodníkem a synchronní detekce se provede číslicově. Aby byl tento postup možný, bylo nutné použít A/D převodník s vysokým rozlišením. Detekovaný signál by se neměl ztrácet v kvantizačním šumu.

Amplituda signálu indukovaného z budící cívky do měřící bude pro větší vzdálenosti[16] x velice malá, v řádu jednotek μV. Naopak pro vzdálenosti $x \mapsto 0$ je amplituda indukovaného napětí v řádu jednotek V. Kvůli tomuto velkému dynamickému rozsahu měřeného signálu měřící modul obsahuje vstupní zesilovače s nastavitelným zesílením.

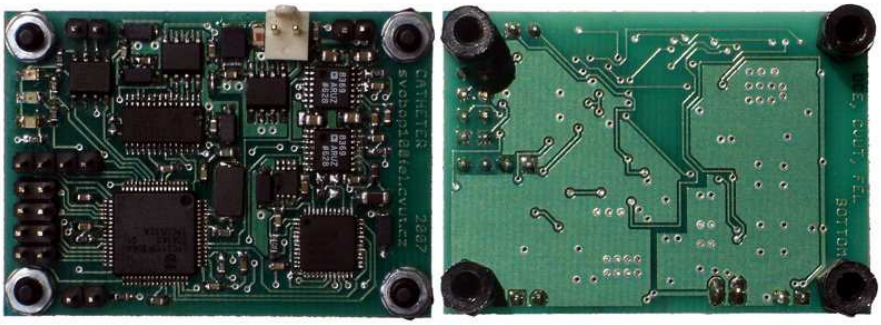
[15] Měřící cívka je zjednodušeně považována za bodovou.

[16] pro $x > R$

Vzhledem k náročnému zpracování měřeného signálu obsahuje měřící modul také 32b μkontroler s jádrem ARM7.

Schéma zapojení měřícího modulu je v příloze na obrázku A.1. Modul se podařilo realizovat na plošném spoji o velikosti 36,0 × 50,5 mm, obrázky B.1 až B.3.

Procesor je velkým zdrojem rušení a mohl by značně znehodnotit signál v analogové části. Aby se tomu maximálně zamezilo, byl návrh plošného spoje prováděn velice pečlivě, napájecí napětí bylo striktně rozděleno na analogové a digitální a dále ještě filtrováno LC a RC členy. Zem byla taktéž rozdělena na analogovou a digitální a pro zmenšení odporu rozlita do co největší plochy. Vstupní analogové zesilovače jsou voleny se symetrickým vstupem i výstupem, stejně tak, jako A/D převodník.



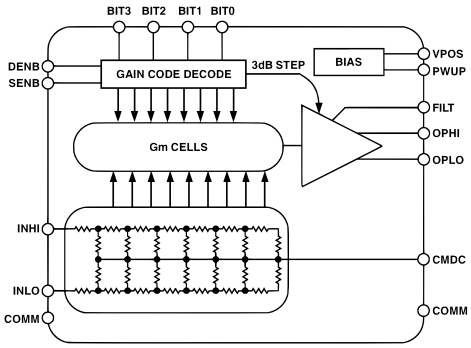
Obr. 4.2: Měřící modul

4.1.1 Řiditelný zesilovač AD8369

Pro realizaci vstupního zesilovače byly od firmy ANALOG DEVICES zdarma získány 2 vzorky obvodu AD8369.

Parametry:

- Digitálně řízené zesílení[17] v rozsahu -3 až 42 dB s krokem 3 dB
- Vstupní spektrální šumová hustota $2\,\mathrm{nV}/\sqrt{\mathrm{Hz}}$
- Nesymetrické napájení 3.3 V až 5 V
- Symetrické vstupy i výstupy
- Horní mezní frekvence pro pokles o 3 dB 600 MHz



Obr. 4.3: Bloková struktura obvodu AD8396

[17] pomocí SPI

Obvod AD8369 obsahuje zesilovač s pevným zesílením 42 dB, před kterým je umístěna žebříčková síť tvořící přepínatelnou napěťovou děličku. Díky této struktuře má obvod stejnou výstupní spektrální šumovou hustotu nezávisle na zvoleném zesílení.

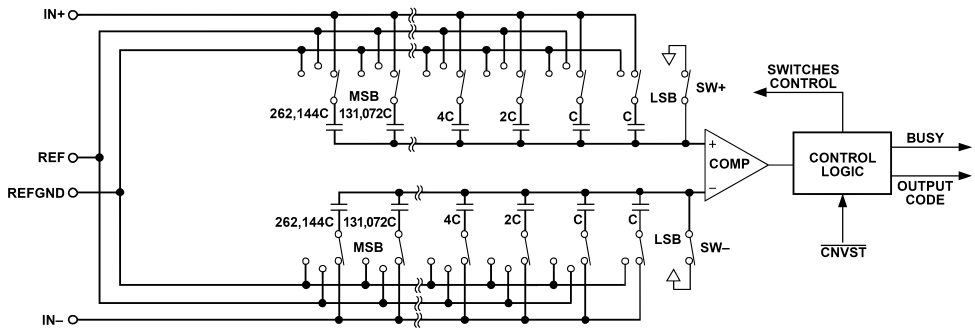
Podrobnější informace o tomto obvodu se dají nalézt v datasheetu [8].

4.1.2 A/D převodník AD7678

Analogově-digitální převodník byl opět vybrán z nabídky firmy ANALOG DEVICES a zaslán jako vzorek.

Parametry:

- Rozlišení 18 b
- Frekvence vzorkování 100 kHz
- Integrální nelinearita maximálně ±2,5 LSB (± 9,5ppm z měřítka)
- Diferenciální vstup
- Rozsah vstupního napětí ±5 V
- Komunikace po SPI
- Nesymetrické napájení 5 V



Obr. 4.4: Principiální schéma převodníku AD7678

Z parametrů je patrné, že se jedná o velice přesný převodník s postupnou aproximací, který dosahuje stejných nebo lepších parametrů než většina $\Sigma - \Delta$ převodníků.

Na obrázku 4.4 je naznačen princip převodu na bázi přelévání náboje[18]. Hlavní částí převodníku je váhová síť kondenzátorů o kapacitách C, C, 2C ... 262144C. V době sledování vstupu jsou všechny kondenzátory v kladné a záporné větvi spojeny paralelně a připojeny mezi zem a vstupy. V okamžiku zahájení převodu se odepnou kondenzátory

[18] V originálním označení *charge redistribution*.

od vstupů a následně se rozpojí i spínače SW+ a SW− a všechny kondenzátory se připnou na REFGND. Poté se od nejvyššího bitu připínají kondenzátory v kladné nebo záporné větvi k referenčnímu napětí REF tak, aby se vyvážil komparátor.

Jednou z hlavních výhod této architektury A/D převodníku je, že nepotřebuje obvod sample&hold, protože sám převodník funguje z principu jako sample&hold.

Bližší informace o tomto převodníku se dají nalézt v datasheetu [9]

4.1.3 Mikrokontroler LPC2119

Parametry:

- Mikrokontroler s 16/32 b jádrem ARM7TDMI-S
- Maximální frekvence CPU 60 MHz
- 16 kB on-chip Static RAM a 128 kB on-chip Flash
- In-System Programming (ISP), In-Application Programming (IAP)
- Dvě propojená rozhraní CAN
- 2× UART rozdraní, 2× SPI a rychlé I^2C rozhraní
- 2× 32 b timery a 6 PWM výstupů
- 4-kanálový 10 b AD převodník
- 1,8 V napájení CPU a 3,3 V napájení sběrnice

Pro volbu μkontroleru LPC2119 jsem se rozhodl proto, že s ním již existovalo fungující a ověřené zapojení SpejblARM, jako část projektu kráčejícího robota „Spejbl“ [13].

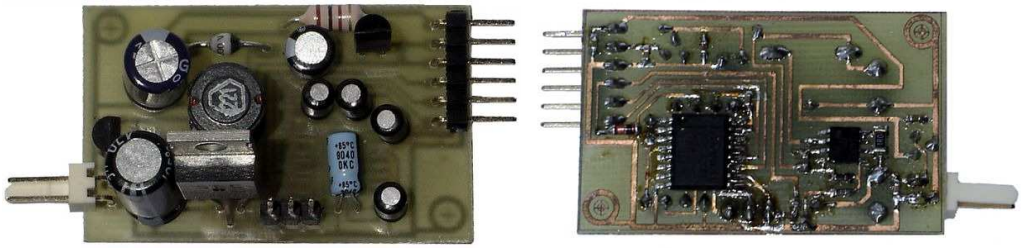
Zdrojový kód programu pro LPC2119, použitý při měření, je přiloženy na CD.

Pro překlad zdrojových kódů jsem používal cross-compilator GCC spolu se systémem OMK[19]. Bližší informace v příloze C.

4.2 Modul napájení

Tento modul vyrábí napájecí napětí pro ostatní moduly přípravku jediného nesymetrického napájení 12 V. Protože katetr vyžaduje symetrické napájení obsahuje modul invertující pulsní měnič. Symetrické napájení je z důvodů odrušení dále stabilizováno střísvorkovými stabilizátory na ±9 V. Dále modul obsahuje jeden 6V třísvorkový stabilizátor pro napájení měřícího modulu. Posledním prvkem modulu napájení je převodník napěťových úrovní MAX232, který umožňuje připojení měřícího modulu k PC prostřednictvím rozhraní RS-232.

[19] OCERA make framework



Obr. 4.5: Modul napájení

4.3 Budící cívka

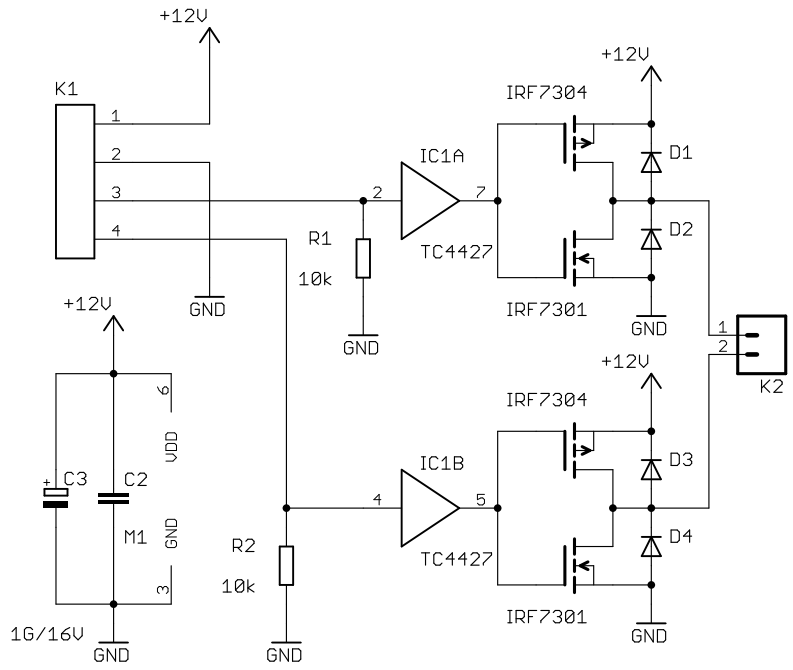
Při návrhu budící cívky jsem se nechal inspirovat cívkou používanou v detektorech kovů. Konkrétní postup je popsán v [14]: Na dřevěnou podložku jsou nabité hřebíky ve dvou soustředných kružnicích o poloměrech 11 cm a 12 cm. Mezi ně je „vypletena“ cívka o 100 závitech. Cívka je poté zaplněna silikonovým tmelem a hřeby jsou odstraněny. Detail je na obrázku 4.7.

Obr. 4.6: Cívka při navíjení (vlevo), dokončená (vpravo)

Obr. 4.7: Detail výpletu (vlevo), vyplnění (vpravo)

4.4 Modul pro buzení cívky

Jédná je o spínací elektroniku určenou pro buzení výkonové cívky popisované v sekci 4.3. Schéma je na obrázku A.3. Modul tvoří dvojitý budič MOSFET tranzistorů TC4427 a plný H-můstek z tranzistorů IRF7301 a IRF7304, kterým může protékat trvalý proud 4,3 A a špičkový až 17A.



Obr. 4.8: Schéma budícího modulu

Za použití tohto modulu je možné ovládat budící cívku přímo PWM výstupy μkontroleru.

5 Výsledky měření a vyhodnocení

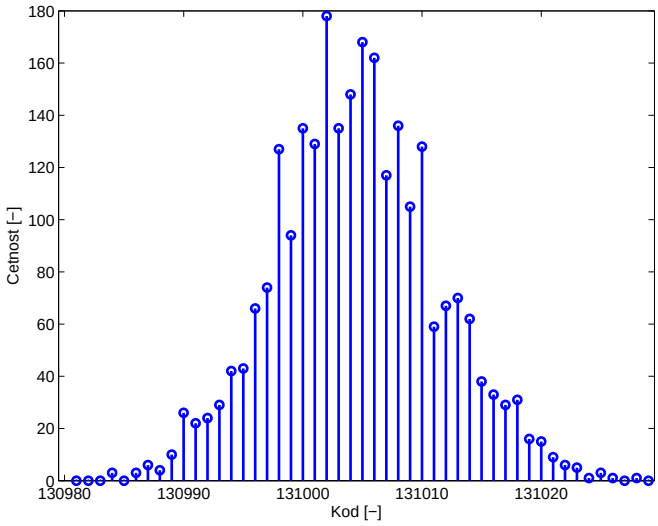
Jako první ověřím parametry měřícího modulu navrženého v sekci 4.1.

Dále za použití modulů navržených v sekci 4 sestavím expermintální sondu vzdálenosti a provedu na ní měření.

5.1 Parametry měřícího modulu

Velkým rizikem u měřícího modulu byla volba kombinovaného analogovo-digitálního provedení. I přes pečlivý návrh je velké riziko rušení analogové části μkontrolerem. Obzvlášť při tak malé mechanické vzdálenosti μkontroleru a A/D převodníku.

Proto bylo provedeno měření „na prázdno“ pro určení poměru signál/šum. Napětí na vstupu AD převodníku bylo nastaveno na polovinu rozsahu[20] a realizováno 2560 odměrů.



Obr. 5.1: Histogram 2560 odměrů poloviny rozahu (131004)

Je vidět, že chyba měření má stochastický charakter s normálním rozdělením. Tento fakt je velice příznivý, protože šum půjde dobře potlačit[21].

Efektivní hodnota šumu lze určit podle:

$$\triangle x = 2\sigma^2 \Rightarrow \sigma = \sqrt{\frac{\triangle x}{2}}$$

kde σ je efektivní hodnota (v digitech)
$\triangle x$ je vzdálenost inflexních bodů

Odečteno z grafu na obrázku 5.1:

$$\sigma = \sqrt{\frac{17}{2}} \doteq 2,92$$

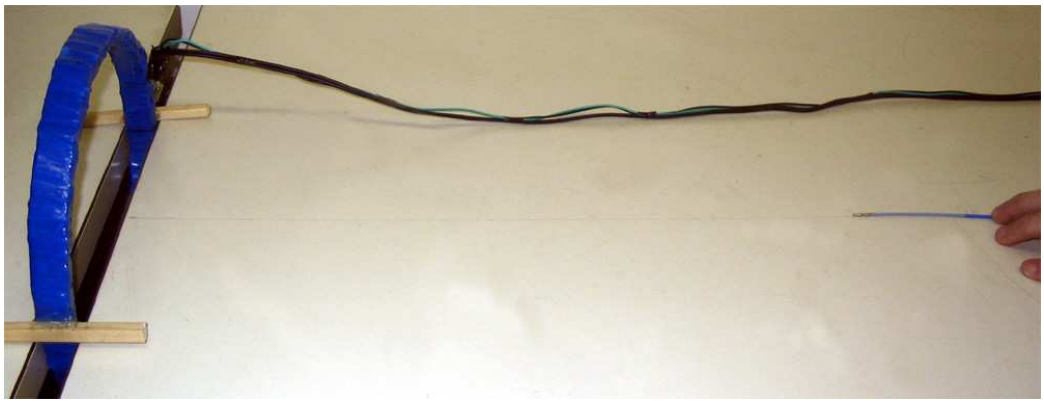
[20] 0 V, rozsah převodníku je ±4,096 V

[21] Ať už průměrováním, číslicovou filtrací či synchrnonní detekcí.

Protože převodník má rozlišení 18b a zhruba 3b jsou šum, zbývá 15 efektivních bitů, což odpovídá poměru signál/šum:

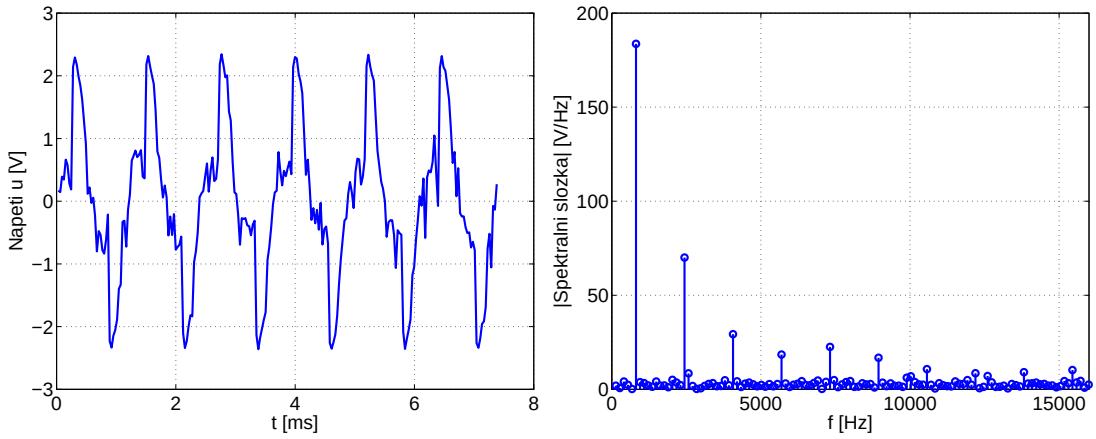
$$SNR = 20log(2^{15}) \doteq 90,3\,dB$$

5.2 Senzor vzdálenosti



Obr. 5.2: Měření vzdálenosti

Sestavil jsem přípravek v uspořádání podle schématu z obrázku 4.1. Jako signál pro budící cívku jsem zvolil obdélník o frekvence $f_b = 813\,\text{Hz}$. Špici katetru s měčící cívkou jsem posouval s krokem 10cm a v každém bodě udělal 240 odměrů při vzorkovací frekvencí $f_{vz} = 32520\,\text{Hz}$. Zesílení vstupních zesilovačů bylo pro všechny měření stejné – 47,4 dB.



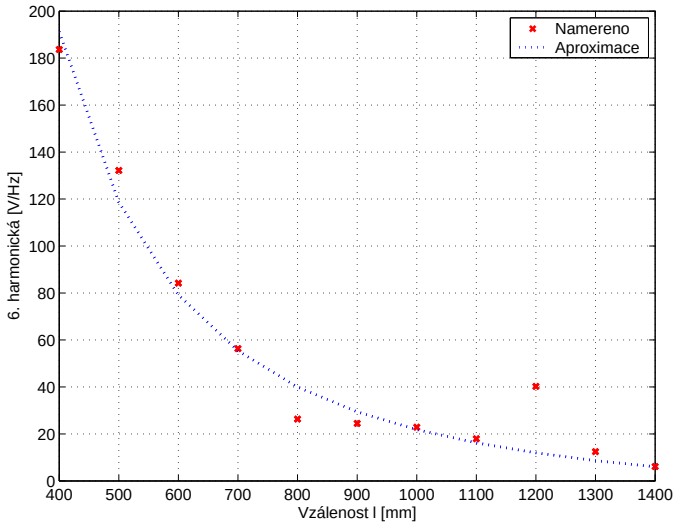
Obr. 5.3: Průběh napětí na měřící cívce (vlevo) a polovina DFT spektra tohoto průběhu (vpravo) pri vzdálenosti $x = 40\,\text{cm}$

Provedeme-li FFT naměřeného signálu a zjistíme velikost pouze jedné spektrální čáry[22], jedná se vlastně o algorismus synchronní detekce.

[22] při $f_{vz} = 32520\,Hz$ a počtu vzorků $N = 240$ je 6. spektrální čára přesně budící frekvence $f_b = 813\,Hz$

Je pravdou, že zajímá-li nás pouze jediná spektrální složka, je zbytečné provádět kompletní FFT a existují časově méně náročné metody. Ty by se pak daly implementovat na μkontroleru LPC2119 a zpracování signálu by se mohlo provádět přímo při měření. Bohužel zde již pro to není prostor. Technické prostředky to umožňují a může to být náplní další práce navazující na tuto.

Výše zmíněný postup jsem zopakoval pro 11 vzdáleností x v rozsahu 40 cm až 140 cm. Naměřený průběh je na obrázku 5.4.



Obr. 5.4: Závyslost velikosti 6. spektrální složky na vzdálenosti x

Je vidět, že ještě při vzdálenosti budící a měřící cívky 1,3m je signál detekovatelný. Vstupní zesilovače přitom ještě nebyly nastaveny na maximální zesílení.

Abych zjistil rozptyl měřených hodnot, experiment jsem 15× zopakoval zachování stejné vzdálenosti (1.3m). Zesílení vstupních zesilovačů bylo nastavené na 59,4 dB. Frekvence vzorkování i buzení zůstaly stejné.

Tab 5.1: Opakované měření velikosti napětí při konstatní vzdálenosti cívek

i [-]	1	2	3	4	5	6	7	8
X_i [V/Hz]	61.8	46.9	57.2	42.2	47.5	44.6	83.3	73.2
i [-]	9	10	11	12	13	14	15	
X_i [V/Hz]	71.1	65.6	66.5	52.1	52.8	69.5	78.2	

kde i je číslo měření

X_i je velikost 6. spektrální čáry sejmutého průběhu při i-tém měření

$$\bar{X}_i = 60,83\,[\mathrm{V/Hz}]$$

Dále určím *pravděpodobnou chybu aritmetického průměru* $\bar{\vartheta}$[23]:

$$\bar{\vartheta} = \frac{2}{3}\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(\bar{X}_i - X_i)^2}{n(n-1)}}$$

kde $\bar{\vartheta}$ je pravděpodobná chyba aritmetického průměru
n je počet měření
X_i je i-tá naměřená hodnota

Velikost 6. spektrální čáry DFT spektra napětí indukovaného do měřící cívky při vzdálenosti $x = 1{,}3$m vychází z patnácti měření jako:

$$X = 60,83 \pm 2.22\,[\mathrm{V/Hz}]$$

[23]Podle normálního rozdělení hustoty pravděpodobnosti je 50% šance, že naměřená hodnota bude v intervalu $\bar{X} \pm \bar{\vartheta}$

6 Závěr

Výsledky posledního měření vedou k závěru:
Ano, orientační systém na magnetickém principu používaný lékařským katetrem by mohl být použitelný i pro navádění mobilních robotů. I když se jedná o velmi obtížnou úlohu.

Dosah experimentálního senzoru vzdálenosti byl sice „pouhých“ 1,5 m, avšak za použití budící cívky o výkonu zhruba 3W a poloměru $R = 11,5\,\mathrm{cm}$. Přitom právě poloměr budící cívky hraje velkou roli. Osobně odhaduji, že s budící cívkou o dostatečném průměru a výkonu zhruba 100W by byl dosah jednorozměrného čidla kolem 3-4m.

Další otázkou, která se logicky nabízí a kterou by bylo dobré do budoucna zodpovědět, je chování orientačního systému v blízkosti kovových předmětů. Příznivé je, že experimenty na toto téma již lze se současným vybavením provádět.

Dále také vzniká prostor k hlubšímu teoretickému studiu problému magnetické navigace, protože již víme, že ubírat se tímto směrem má smysl.

Osobně jsem si z realizace této práce odnesl mnoho zkušeností. Ať už řízení a plánování celého projektu, nebo například programování 32b μkontroleru s jádrem ARM7, či návrh měřící desky za použití moderní součástkové základny.

Kromě hlavního účelu může být toto práce prospěšná i jinde. Například navržený měřící modul je dostatečně univerzální na to, aby se dal použít v jiné aplikaci. Nebo další „vedlejší produkt“, který vznikl s touto prací, je knihovna do programu Eagle pro tvorbu plošných spojů. Ta obsahuje všechny součástku použité v měřícím modulu.

Literatura

[1] WIKIPEDIA, *Catheter* [online] 2007 [cit. 2007-08-09]
URL: <http://en.wikipedia.org/wiki/Catheter>

[2] BENNIE MOLS, *Magnetic-field navigation for catheters* [online] 2004 [cit. 2007-08-11]
URL: <http://www.tudelft.nl/live/binaries/93bbb2f6-57c3-4a0f-bef8-bdcd979d520c/doc/DO2004-1-magneticfield.pdf>

[3] SABINE ERNST, MD; FEIFAN OUYANG, MD; CHRISTIAN LINDER, MD; KLAUS HERTTING, MD; FABIAN STAHL, MD; JULIAN CHUN, MD; HITOSHI HACHIYA, MD; DIETMAR BÄNSCH, MD; MATTHIAS ANTZ, MD; KARL-HEINZ KUCK, MD, *Initial Experience With Remote Catheter Ablation Using a Novel Magnetic Navigation System* [online] 15. března 2004 [cit. 2007-08-09]
URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/109/12/1472#FIG1>

[4] ZND, *Homolka má Centrum navigované srdeční katetrizace* [online článek] 14. června 2007 [cit. 2007-08-13]
URL: <http://zdn.cz/scripts/detail.php?id=309673>

[5] HAASZ V., SEDLÁČEK M., ELEKTRICKÁ MĚŘENÍ. *Přístroje a metody*, Vydavatelství ČVUT, Praha 2003 ISBN 80-01-02731-7

[6] BEDNAŘÍK M., KONÍČEK P., JIŘÍČEK O., *Fyzika I a II, Fyzikální praktikum*, strana 119, Vydavatelství ČVUT, Praha 2003 ISBN 80-01-02805-4,

[7] INA103, *datasheet*, BURR-BROWN, Texas Instruments, březen 1998, [cit. 2007-08-15]
URL: <http://www.ti.com/lit/gpn/ina103>

[8] AD8369, *datasheet*, Analog Devices 2002, [cit. 2007-08-15]
URL: <http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/AD8369.pdf>

[9] AD7678, *datasheet*, Analog Devices 2003, [cit. 2007-08-15]
URL: <http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/AD7678.pdf>

[10] LPC2119, *datasheet*, NXP (Philips) [online] 27. červena 2007, [cit. 2007-08-08]
URL: <http://www.nxp.com/acrobat_download/datasheets/LPC2109_2119_2129_5.pdf>

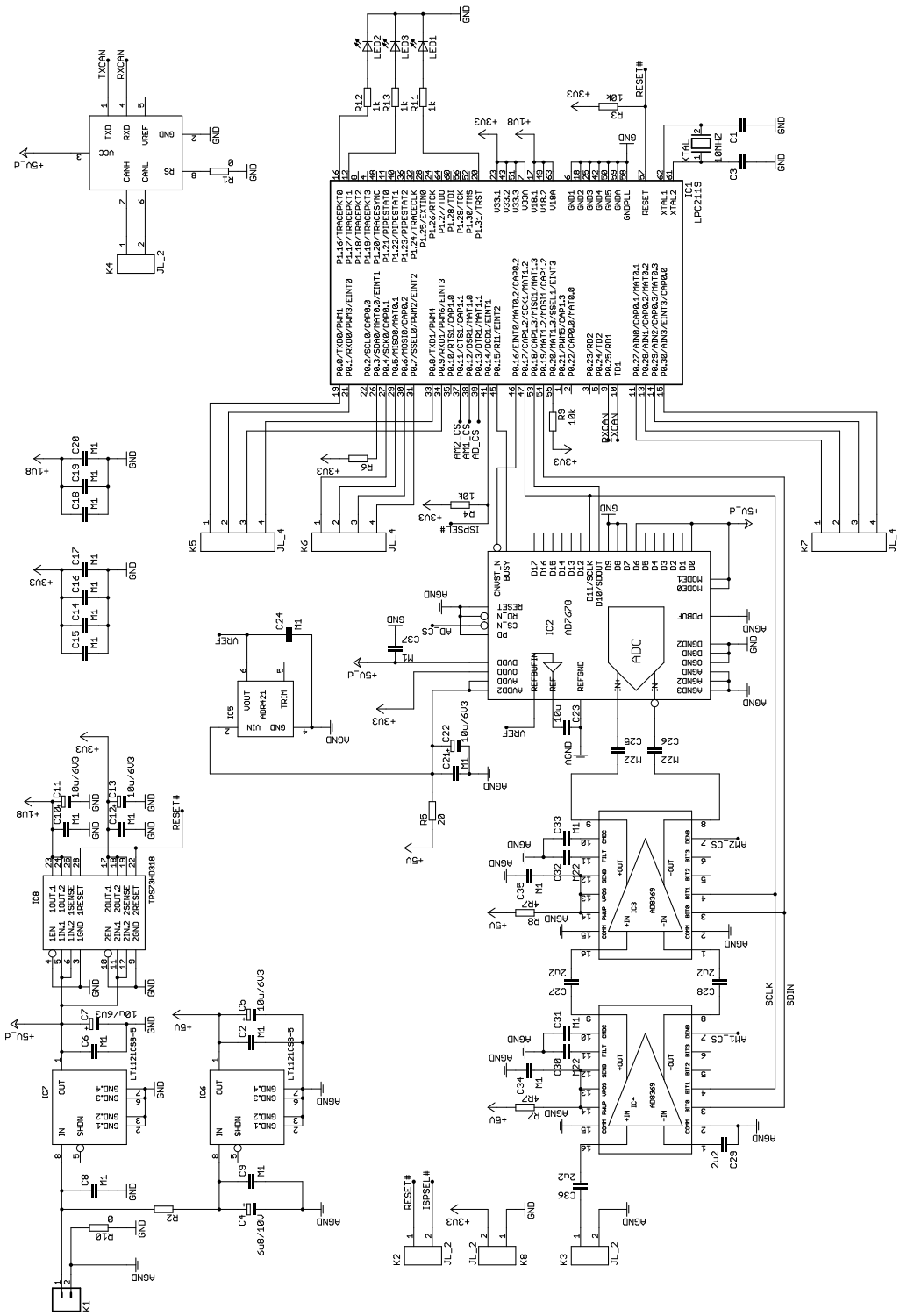
[11] LPC2119, *User Manual*, NXP (Philips) [online] 3. května 2003, [cit. 2007-07-30]
URL: <http://www.nxp.com/acrobat/usermanuals/UM_LPC21XX_LPC22XX_2.pdf>

[12] LPC2119 ERRATA, *Errata sheet*, NXP (Philips) [online] 17. květena 2006, version 2.1, [cit. 2007-08-18]
URL: <http://www.nxp.com/acrobat/erratasheets/2119.pdf>

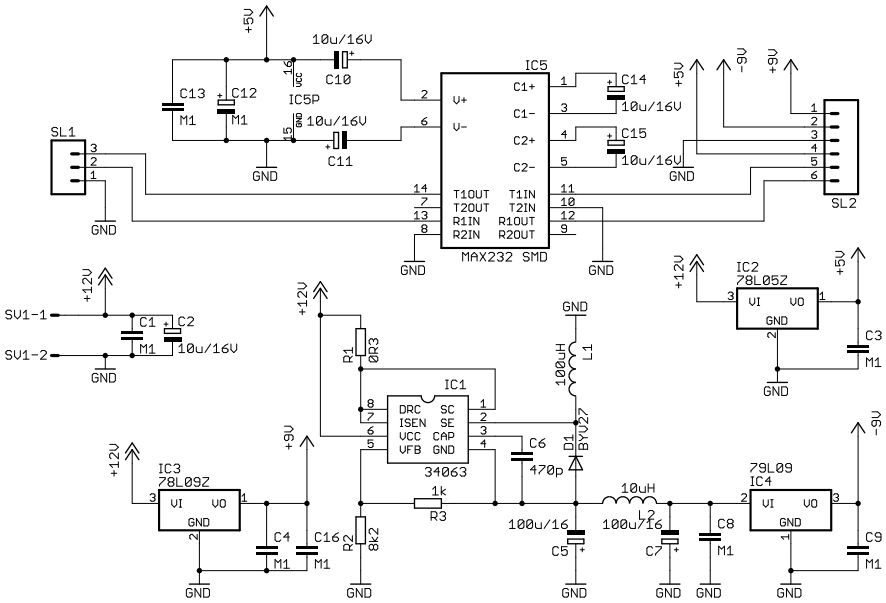
[13] Peca M., *spejbl ARM* [online], [cit. 2007-08-15]
URL: <http://www.duch.cz/spejbl/elektronika.html#3-3>

[14] Jarchovský Z., Impulsní detektor kovů [článek] Praktická Elektronika, A radio 2003, 8, strana 13

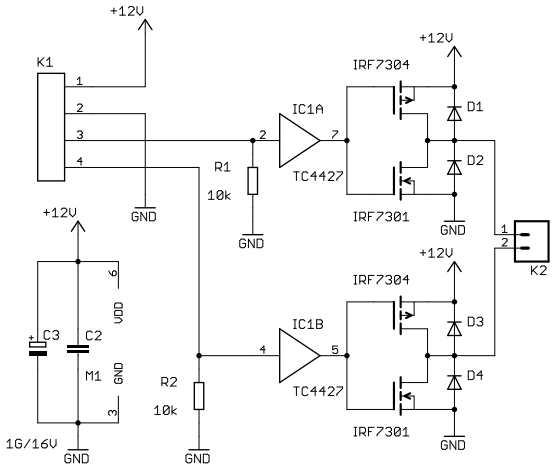
A Schémata



Obr. A.1: Schéma měřícího modulu

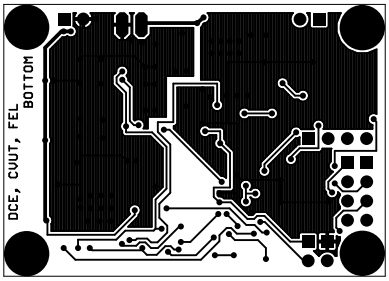


Obr. A.2: Schéma modulu napájení

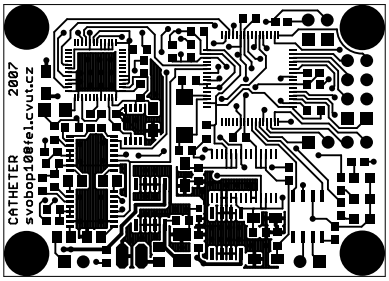


Obr. A.3: Schéma modulu pro buzení cívky

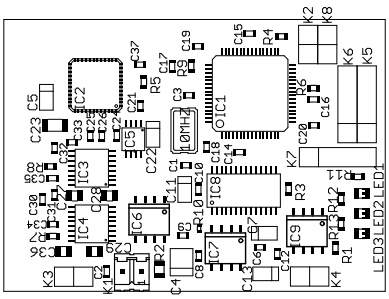
B Plošné spoje



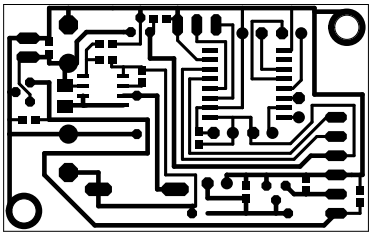
Obr. B.1: Plošný spoj měřícího modulu - bottom (strana spojů)



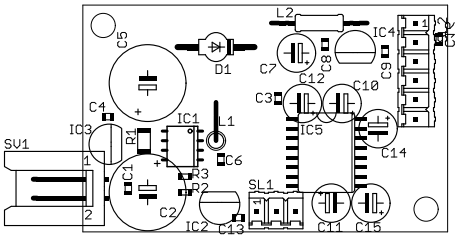
Obr. B.2: Plošný spoj měřícího modulu - top (strana součástek)



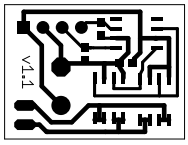
Obr. B.3: Plošný spoj měřícího modulu - rozmístění součástek



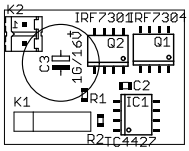
Obr. B.4: Plošný spoj modulu napájení - bottom (strana spojů)



Obr. B.5: Plošný spoj modulu napájení - rozmístění součástek



Obr. B.6: Plošný spoj modulu budiče - bottom (strana spojů)



Obr. B.7: Plošný spoj modulu budiče - rozmístění součástek

C SW prostředky

Při vytváření práce bylo použito těchto softwarových prostředků:

LaTeX 2$_\varepsilon$ (součást MiKTeXedice) – K vytvoření dokumentace k práci.

GCC (verze C crosscompiler ARM 3.4.3) – Ke zkompilování zdrojových kódů pro LPC2119. Binární soubor předkladaše pro x86 architekturu je přiloženy na CD, nebo ke stažení na URL:
`ftp://rtime.felk.cvut.cz/arch-tools/gcc-arm-elf-3.4.3-bin.tar.gz`

OMK – K vytváření makefile souborů. Spolu s definičnímy soubory pro LPC2119 lze získat pomocí systému Darcs na URL:
`http://rtime.felk.cvut.cz/darcs/darcsweb.cgi?r=lpc21xx-boot;a=summary`

EAGLE (verze 4.16r2 Light) – Ke kreslení schémat a návrhu plošných spojů. Zdarma ke stažení z URL:
`http://www.cadsoft.de/download.htm`

Matlab (verze R2006a (7.2.0.232)) – Ke zpracování naměrených dat.

Maple (verze 9.5) – K aproximaci naměřených dat a pomocným simbolickým výpočtům.

D Obsah CD

K práci je přiložené CD s tímto obsahem:

datasheety (dir) Datasheety většiny součástek použitých v měřícím přípravku.

DPS (dir) Podklady pro výrobu plošného spoje měřícího modulu ve formátu Gerber/RS-274X a SM3000.

Eagle (dir) Zdrojové soubory všech plošných spojů v programu Eagle.

LaTeX (dir) Zdrojové soubory bakalářské práce pro LaTeX 2_ε.

LPC2119 (dir) Cross-compilator GCC, OMK a ukázkové programy pro vývoj na LPC2119.

mmodul (dir) Uživatelský manuál pro použití měřící desky.

mmodul zdroje (dir) Zdrojové kódy programu použitého v měřícím přípravku.

protokoly (dir) Protokoly o měření charakteristik ablačního katetru.

svobop10bakalarka.pdf (file) Elektronická verze bakalářské práce.

E Protokoly o měření

Zde jsou přiloženy protokoly o měření katetru v originálním znění (včetně číslování stránek).

Název	**Datum**	**Počet stran**
Identifikace elektroniky v rukojeti cathetru	24.9.2006	9
Identifikace měřící cívky v cathetru	5.10.2006	4

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Katedra řídící techniky

Skupina 68 Šk. rok 2006/07 Datum měření 24.9.2006
Jméno Petr Svoboda

PROTOKOL O MĚŘENÍ

Úloha: Identifikace elektroniky v rukojeti cathetru

1) Zadání:

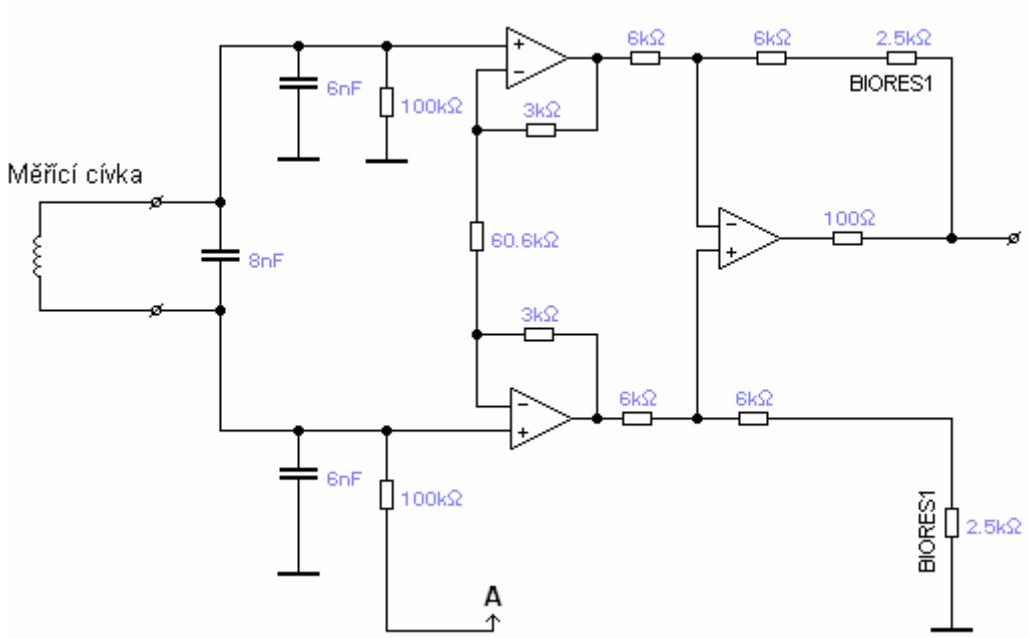
- Určení druhu čidla ve špici chathetru
- Identifikace neznámého dvojpólu ve špici chathetru
- Identifikace jednoho prvku neznámého IO BIORES1
- Ověření linearity celého přístrojového zesilovače v rukojeti.

Obsah: strana

1) Zadání…… 1
2) Popis měřeného objektu
   a. Schéma zapojení…… 2
   b. Popis……2
3) Schémata měření…… 3
4) Přístroje…… 3
5) Naměřené hodnoty…… 4
6) Závěr……6
7) Příloha - grafy

2) Popis měřeného objektu:

a. Schéma jednoho kanálu zesilovače v rukojeti Cathetru



b. Schéma jednoho kanálu zesilovače v rukojeti Cathetru

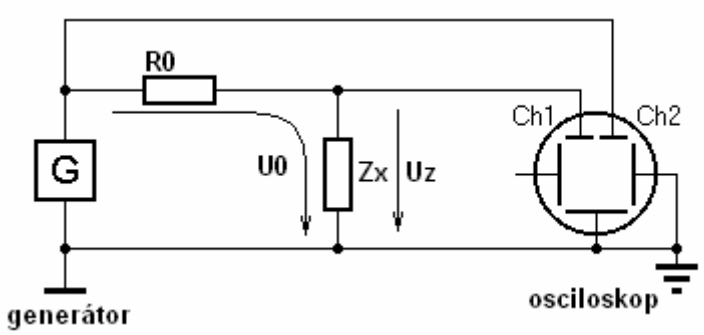
V rukojeti cathetru jsou umístěny 3 přístrojové zesilovače s obvodem INA103. Jeden obvod INA103 obsahuje trojici velice přesných OZ. Neznámé prvky, které je třeba identifikovat jsou:

- měřící cívka (to, že se jedná o cívku je pouze prvotní překpoklad)
- neznámý prvek BIORES1
  Na první pohled IO v SMD pouzdru SOIC -12 pinů. Do tohoto IO však není přivedeno napájení – jedná se kaskádu 7 neznámých jednobranů.
- neznámý dvojpól ve špici chathetru – mohlo by se jedna o senzor teploty, nebo budící cívku, kdyby byla ve špici umístěna trojice kolmých Feromagnetických sond.

Nakonec je třeba změřit vlastnosti přístrojového zesilovače s INA103 jako celku – tj. převodní i frekvenční char.

3) Schéma měření

- Schéma zapojení pro měření frekvenční závislost impedance |Z| = f(f):

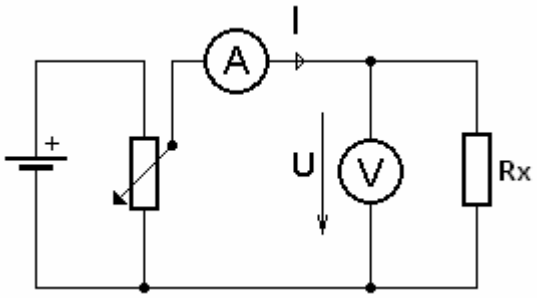


Jako R0 byl použit SMD odpor v pouzdru 1206. Předpoklad je, že parazitní kapacita a impedance odporu budou v rozsahu měřících frekvencí zanedbatelné. Tak, aby se mohl R0 považovat za čistě reálný. Měřící frekvence byla do cca 1MHz.

Potom platí vztahy:

$$U_Z = U_0 \frac{|Z_X|}{|Z_X| + R_0} \Rightarrow \underline{|Z_X| = R_0 \frac{U_Z}{U_0 - U_Z}}$$

- Schéma zapojení pro měření VA charakteristik:
(Ohmovo zapojení pro měření malých odporů)



4) Přístroje:

Přístroj	Použití	Přesnost
Tektronix 2225	Osciloskop	±5 % (měření amplitudy)
Metex MXG-9810A	Generátor	±1 % (amplituda)
Multimetr UT70A	Voltmetr	±0,5 %
Multimetr DT830B	Ampérmetr Teploměr	±1 % ±3 %
„Home Made“	Stejnosměrný zdroj	---

5) Naměřené hodnoty:

VA char. neznámého prvku BIORES1

U[V]	I[mA]
0,00	0,00
0,01	0,00
0,02	0,01
0,05	0,02
0,21	0,08
0,47	0,19
0,67	0,27
0,88	0,35
1,14	0,46
1,40	0,56
1,95	0,78
2,49	1,00
3,32	1,33
4,34	1,75
5,39	2,15
6,46	2,57
7,67	3,04
8,60	3,41
9,48	3,77
10,45	4,13

VA char. měřící cívky

U[mV]	I[mA]
29	0,334
145	1,67
345	3,96
495	5,67
612	7,00
722	8,22

Frekvenční závislost abs. hodnoty impedance prvku BIORES1
|Z| = f(f)

R0 = 4970 Ω

f[Hz]	Uz[V]	U0[V]	|Z| [Ω]
10	1,7	5	2560
20	1,7	5	2560
50	1,7	5	2560
100	1,7	5	2560
200	1,7	5	2560
500	1,7	5	2560
1k	1,7	5	2560
2k	1,7	5	2560
5k	1,7	5	2560
10k	1,7	5	2560
20k	1,7	5	2560
50k	1,7	5	2560
100k	1,7	5	2560
200k	1,75	5	2676
400k	1,75	5	2676
800k	1,7	5	2560
1M6	1,75	5	2676

Frekvenční závislost abs. hodnoty impedance měřící cívky
|Z| = f(f)

R0 = 97 Ω

f[Hz]	Uz[mV]	U0 [mV]	|Z| [Ω]
10	760	1600	87,8
20	740	1600	83,5
50	740	1600	83,5
100	740	1600	83,5
200	740	1600	83,5
500	740	1600	83,5
1k	740	1600	83,5
2k	740	1600	83,5
5k	760	1600	87,8
10k	760	1600	87,8
20k	760	1600	87,8
50k	790	1600	94,6
70k	840	1600	107,2
90k	880	1600	118,6
100k	920	1600	131,2
150k	1040	1600	180,1
200k	1180	1600	272,5
300k	1340	1600	499,9
400k	1440	1600	873,0
500k	1500	1600	1455

Převodní char. přístrojového zesilovače s INA103

Uin[mV]	Uout[V]
0,00	0,18
0,30	0,76
0,60	1,25
1,00	2,01
1,30	2,60
1,50	3,17
1,90	3,90
2,30	4,59
2,70	5,43
3,10	6,29
3,70	7,38
4,00	8,04
4,40	8,77
4,70	9,39
5,20	10,29
5,60	11,12
6,00	11,99
6,40	12,77
6,70	13,35
7,00	13,36

Frekvenční závislost přenosu přístrojového zesilovače s INA103: P=f(f)

f[Hz]	Uin[mV]	Uout[V]	P [-]
10	8	14,0	64,9
97	8	14,0	64,9
202	8	14,0	64,9
426	8	14,0	64,9
1000	8	13,4	64,5
1500	8	13,0	64,2
2500	8	11,8	63,4
4000	8	10,0	61,9
5830	8	8,0	60,0
8000	8	6,2	57,8
10000	8	5,1	56,1
20000	8	2,5	49,9
50000	8	0,7	38,8

Neznámý prvek ve špici cathetru:

VA char.

4,8	0,0496
117,6	1,36
365	3,66
472	4,73
634	6,35
930	9,33
1094	10,98

Teplotni závislost odporu:

t[℃]	R[Ohm]
8	96,7
14	97,4
23	99,1
33	101,1
45	102,8
54	104,3

Frekvenční závislost abs. hodnoty impedance |Z| = f(f)

R0 = 4970 Ω

f[Hz]	Uz[V]	U0[V]	|Z| [Ω]
10	1,04	2	105
20	1,04	2	105
50	1	2	97
100	1	2	97
200	1,04	2	105
500	1,04	2	105
1000	1,08	2	114
2000	1	2	97
5000	1	2	97
10000	1,04	2	105
20000	1	2	97
50000	1	2	97
100000	1	2	97
200000	1	2	97
500000	1	2	97
1000000	1,04	2	105
5000000	1	2	97
10000000	0,64	2	46

6) Závěr:

Neznámý prvek BIORES1:

Podle charakteristik se jedná opravdu pouze o odpor. Jeho VA char. je lineární a jeho impedance je frekvenčně nezávislá. Otázka je, proč je v pouzdru SOIC a nevypadá jako klasická kaskáda SMD odporů ? Napadá mě jedině, že se jedná o precizní odpory – např. laserem trimrované.

Přístrojový zesilovač:

Jediný prvek, který by mohl měnit linearitu přístrojového zesilovače s INA103, je právě BIORES1. Ten je pouhý odpor, takže celý zes. je podle očekávání lineární. Frekvenční char. zesilovače je omezená pouze vlastnostmi OZ. Trochu horší je, že horní frekvence (pro pokles o 3dBb) je někde kolem 3kHz. Na druhou stranu je to pochopitelné u zesilovače, jehož zesílení je kolem 65dB.

Měřící cívka:

Podle charakteristik se jedná o cívku. Otázkou je, proč vychází nárůst impedance s tendencí kolem +40dB. Podle mě se jedná pouze o chybu měření. Zvolená metoda spíše měla indikovat, jaký charakter má měřící cívka. Jestli se opravdu jedná o cívku – tedy induktivní charakter. A to se potvrdilo – spolu s měřícím odporem R0 tvoří měřící cívka vlastně derivační článek.

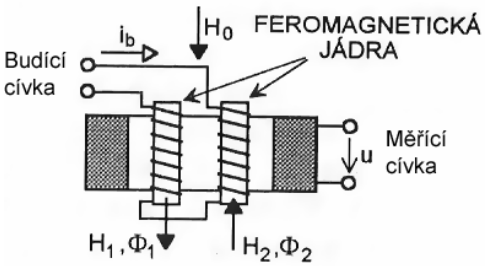
Neznámý prvek ve špici cathetru:

VA char. ukazuje, že se jedná o lineární prvek. Podle teplotní závislosti odporu je vidět, že nejde o polovodičový prvek – teplotní koeficient je kladný. Co je trochu divnější je to, že teplotní koeficient neodpovídá mědi. V tabulkách jsem nenalezl prvek, kterému by teplotní koeficient odporu 0,00178 odpovídal.

Podle mě je to proto, že velkou část odporu (cca polovinu) tvoří přívody. Tenké drátky vedoucí celým cathetrem. Potom by se jednalo o sériovou kombinaci dvou odporů. Odpor jednoho (ve špici) by se měnil se změnou teploty při měření. Odpor druhého (v přívodech) by byl konstantní.

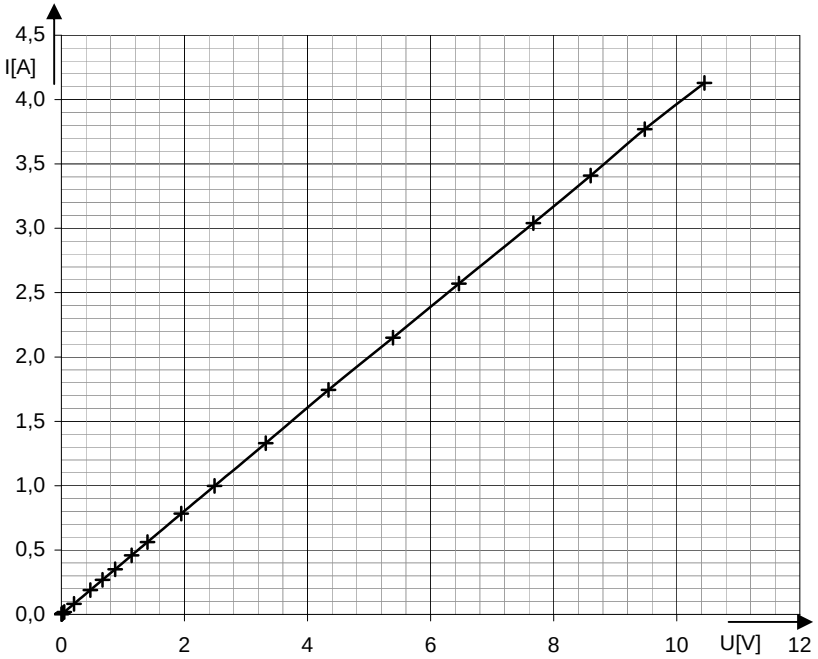
Frekvenční charakteristika nenaznačuje, že by se jednalo o cívku. Pokud by se ale jednalo o budící cívku feromagnetické sondy, tak ta má vlastně bifilární charakter – je vinutá tam a zpět (byť na dvou jádrech) a celková indukčnost vinutí je nulová.

Obrázek feromagnetické sondy:

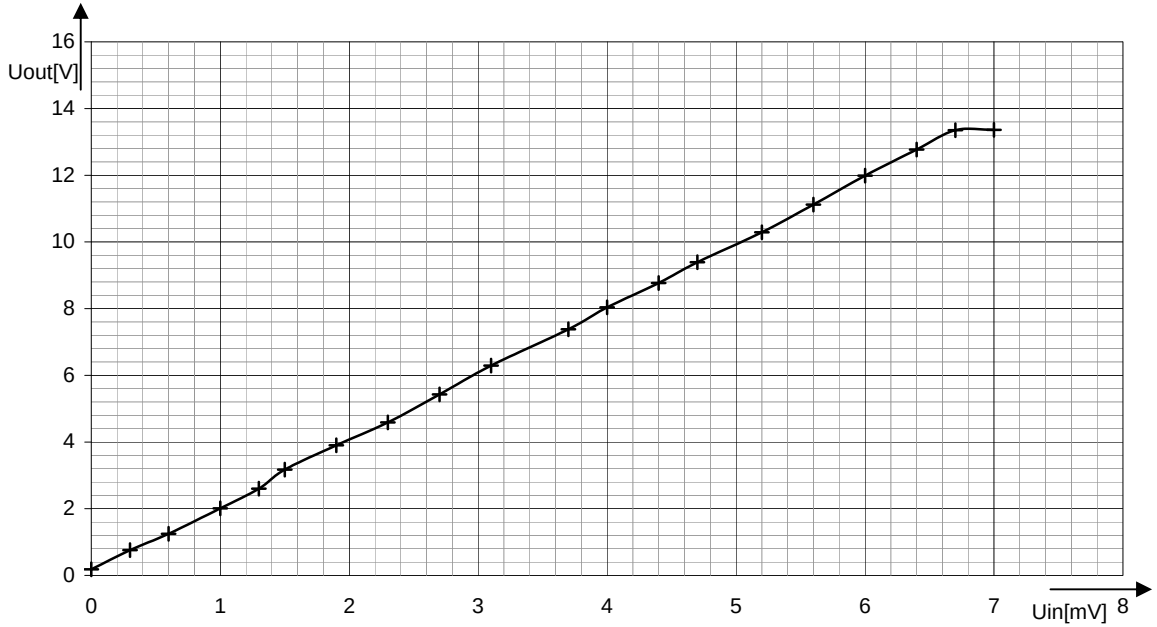


Zkoušel jsem do neznámého dvojpólu pouštět trojúhelníkový signál z generátoru a sledovat osciloskopem signál jednotlivých měřících cívek. Nenaměřil jsem žádný signál ani při vystavení špice cathetru silnému stejnosměrnému poli magnetu. Buď jsem to nedokázal změřit, nebo ve špici cathetru jsou opravdu jen tři kolmé cívky a ne tři feromagnetické sondy.

VA char. prvku BIORES1

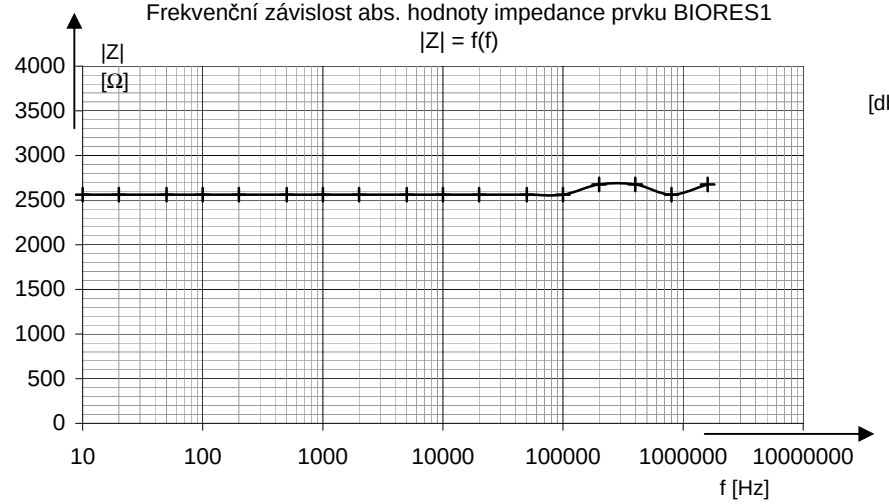


Statická převodní char. přístrojového zesilovače s INA103



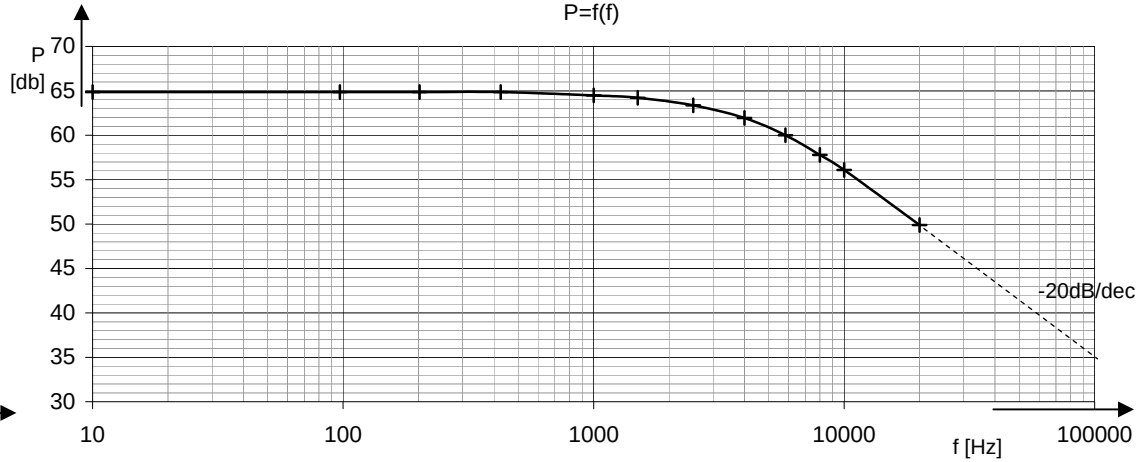
Frekvenční závislost abs. hodnoty impedance prvku BIORES1

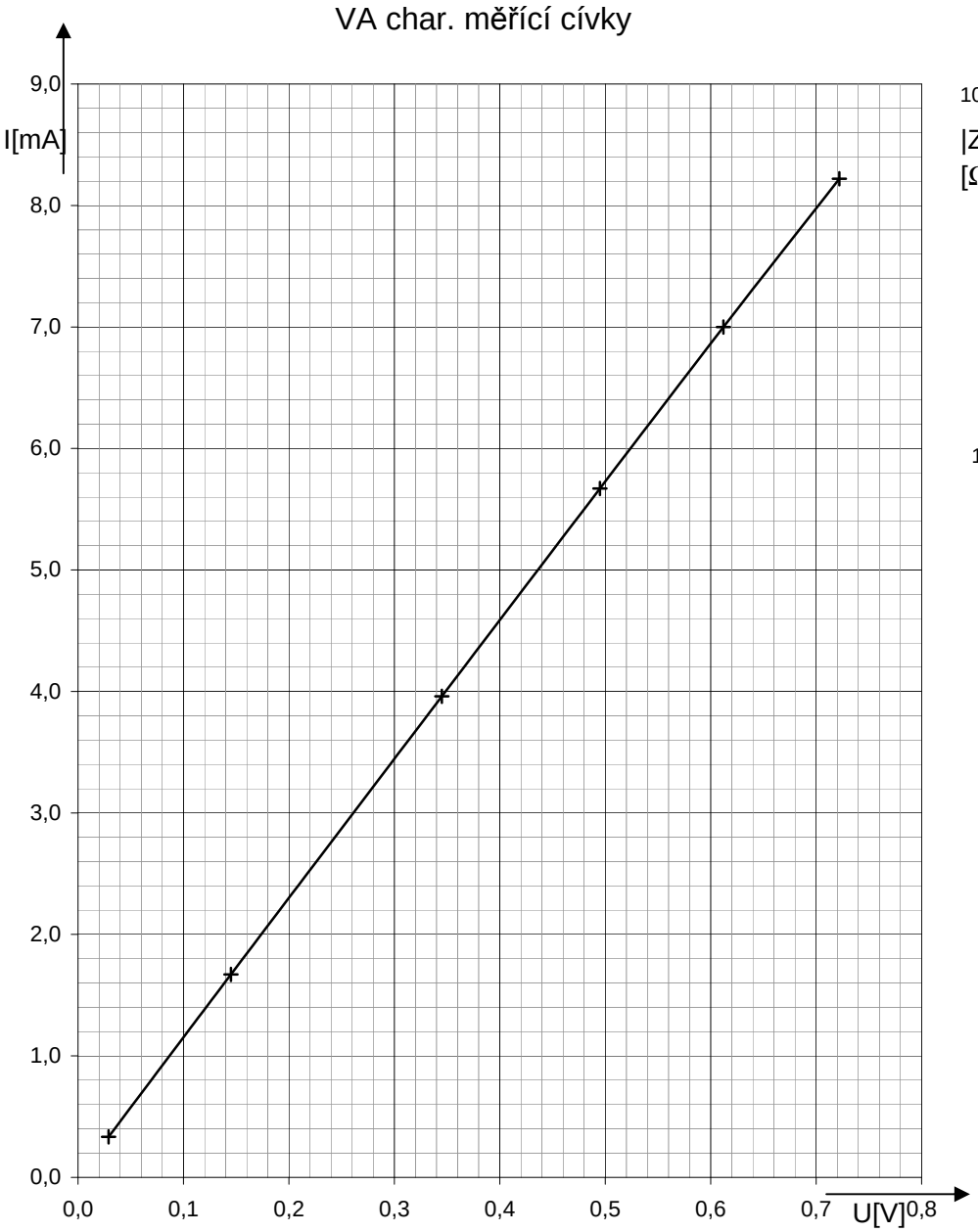
|Z| = f(f)

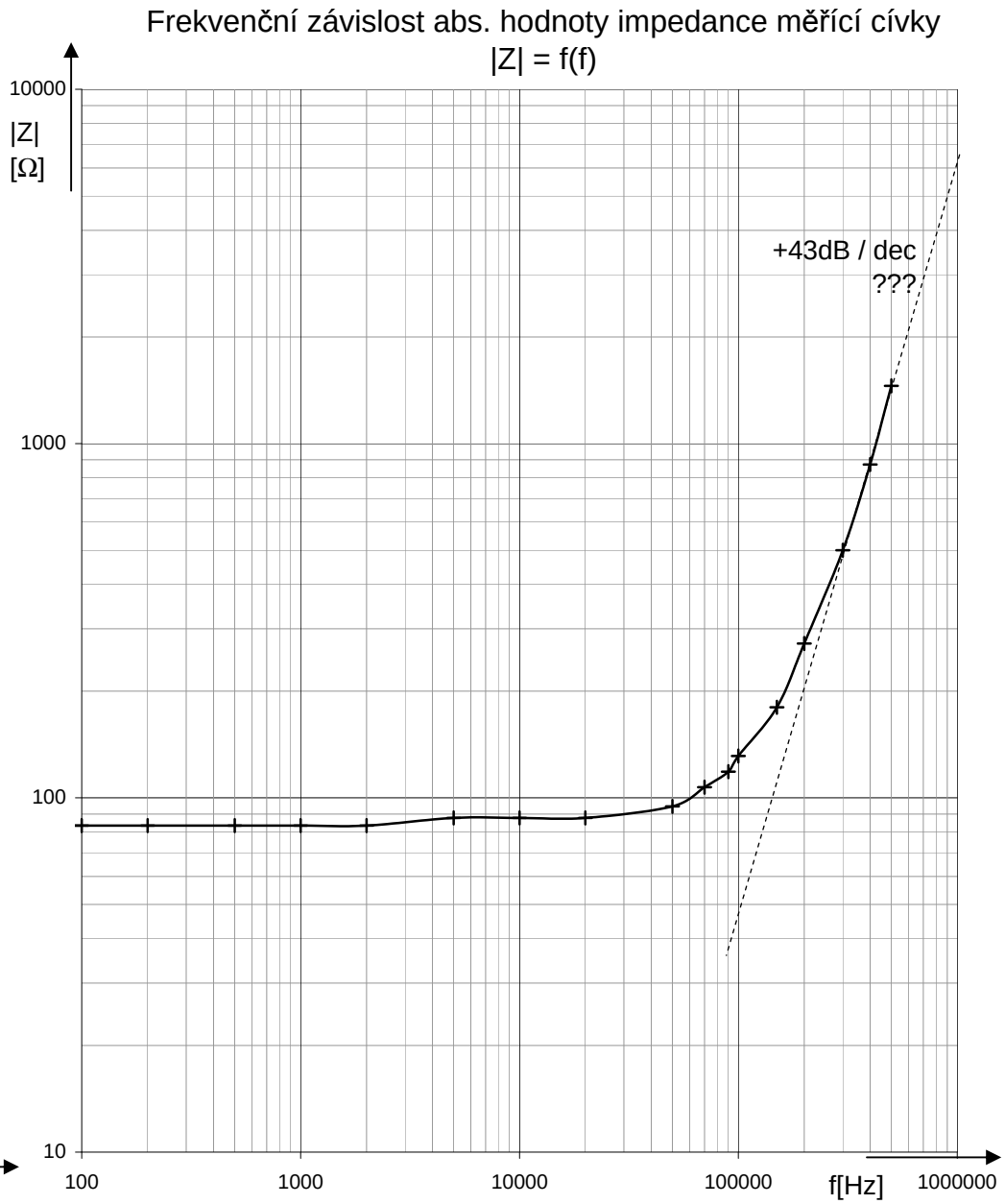


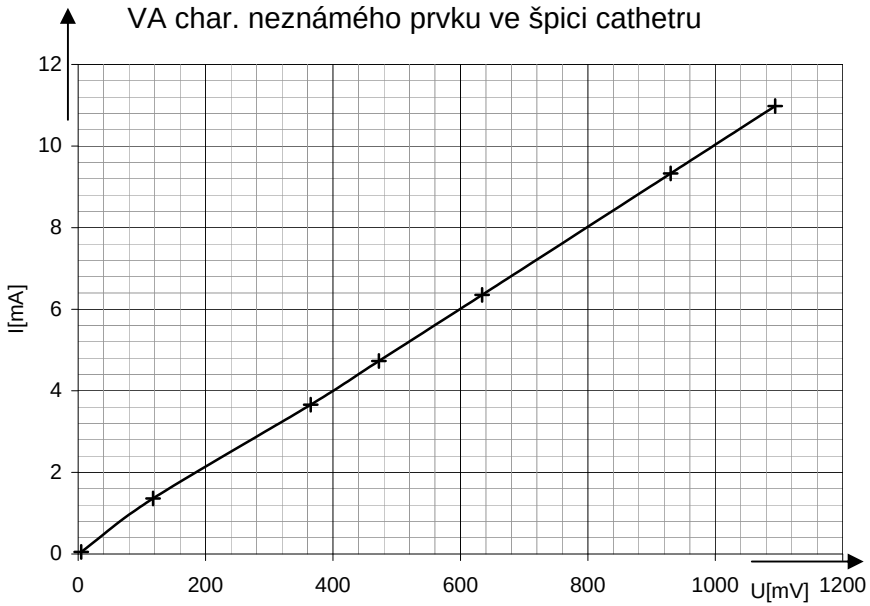
Frekvenční závislost přenosu přístrojového zesilovače s INA103

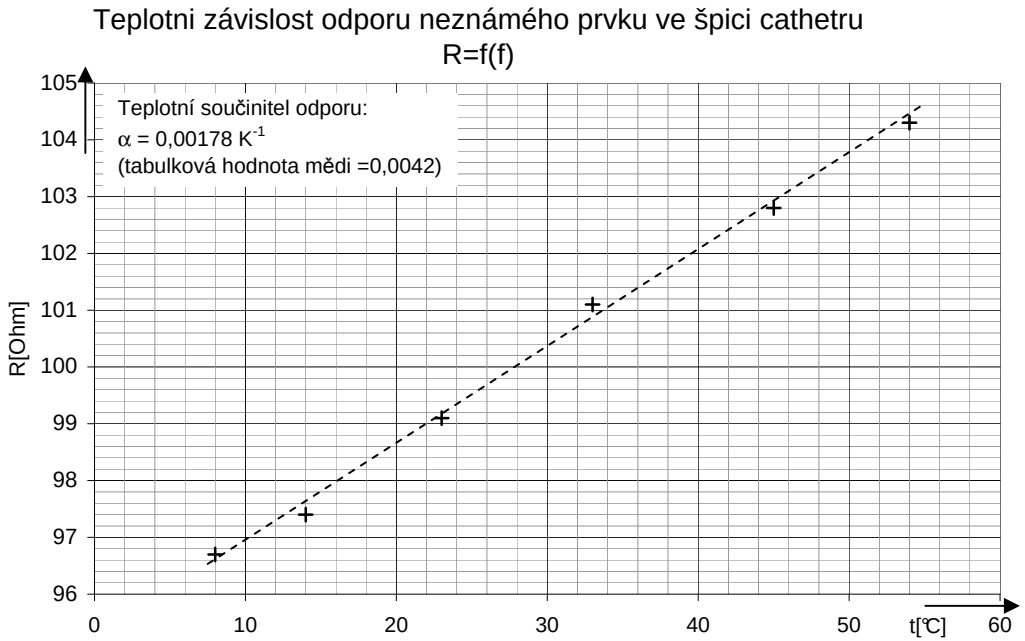
P=f(f)

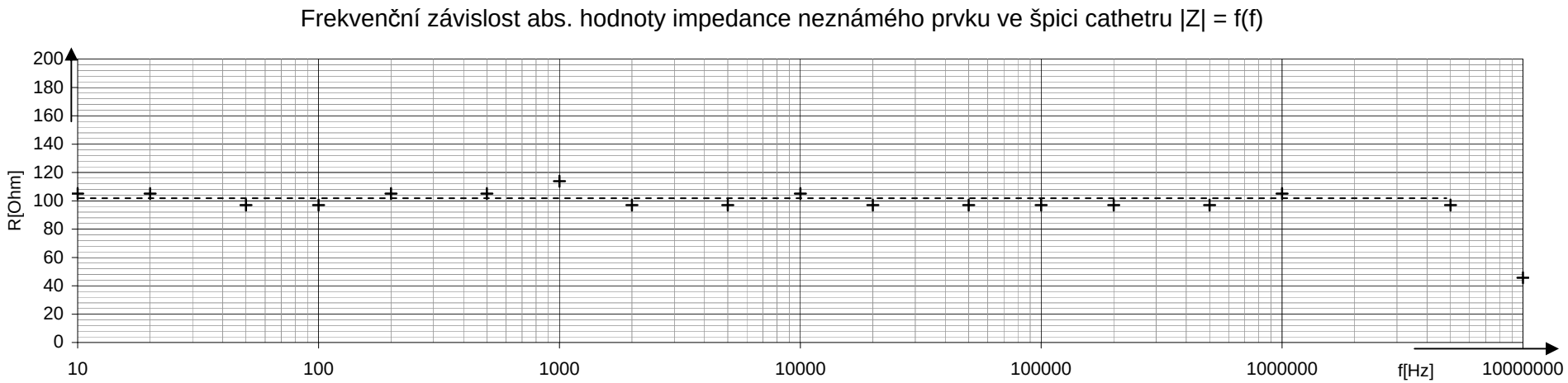



VA char. měřící cívky
I[mA]
9,0
8,0
7,0
6,0
5,0
4,0
3,0
2,0
1,0
0,0
0,0
0,1
0,2
0,3
0,4
0,5
0,6
0,7
0,8
U[V]


Frekvenční závislost abs. hodnoty impedance měřící cívky
|Z| = f(f)
|Z|
[Ω]
10000
1000
100
10
+43dB / dec
???
100
1000
10000
100000
1000000
f[Hz]


VA char. neznámého prvku ve špici cathetru
I[mA]
U[mV]
0
2
4
6
8
10
12
0
200
400
600
800
1000
1200


Teplotni závislost odporu neznámého prvku ve špici cathetru
R=f(f)
Teplotní součinitel odporu:
α = 0,00178 K-1
(tabulková hodnota mědi =0,0042)
R[Ohm]
t[℃]
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
0
10
20
30
40
50
60


Frekvenční závislost abs. hodnoty impedance neznámého prvku ve špici cathetru |Z| = f(f)
R[Ohm]
f[Hz]
0
20
40
60
80
100
120
140
160
180
200
10
100
1000
10000
100000
1000000
10000000

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Katedra řídící techniky

Skupina 68 Šk. rok 2006/07 Datum měření 5.10.2006
Jméno Petr Svoboda

PROTOKOL O MĚŘENÍ

Úloha: Identifikace měřící cívky cathetru

1) Zadání:

- Zpřesnění identifikace měřící cívky cathetru

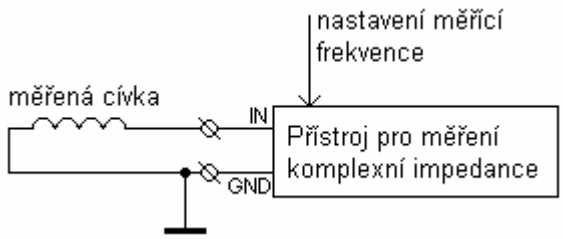
Z předchozího měření a identifikace cathetru nebylo zcela jasné, jaký prvek je ve špici cathetru použit k měření magnetického pole. Cílem tohoto měření je identifikovat s větší jistotou tento prvek.

Obsah: strana

1) Zadání…… 1
2) Schémata měření a popis..…… 2
3) Přístroje…… 3
4) Naměřené hodnoty……..…… 3
5) Závěr……..3
7) Příloha - graf

3) Schémata měření a popis

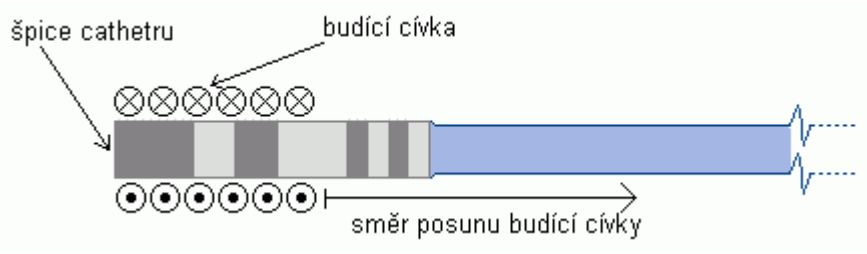
a) Schéma zapojení pro měření impedance měřící cívky umístěné ve špici cathetru:



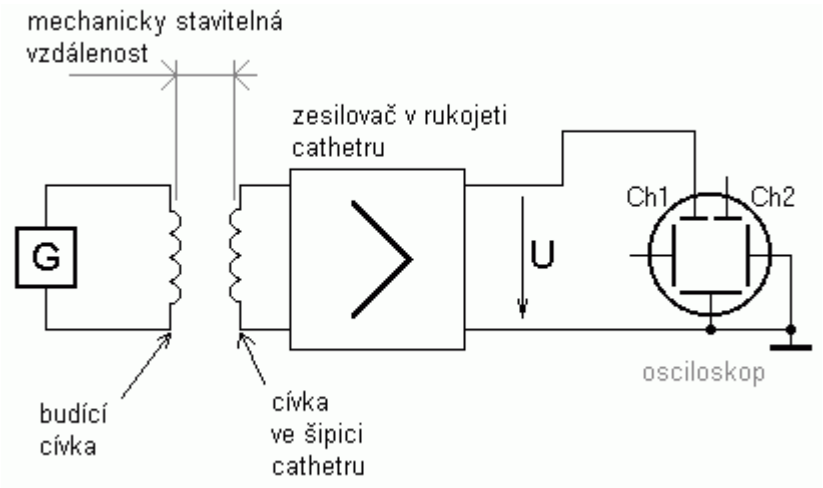
K měření byl použit profesionální RLCG metr, který umí měřit komplexní impedanci.

b) Schéma zapojení pro měření indukce napětí do cívky ve špici cathetru:

-Mechanické uspořádání:



-Elektrické schéma



Na špici cathetru jsem navinul malou cívku z cca 1mm měděného drátu. Do ní jsem pustil střídavé harmonické napětí z generátoru a sledoval osciloskopem, co se indukuje do jednotlivých měřících cívek (v různých osách). Závislost napětí jedné měřící cívky na poloze budící cívky jsem postupně proměřil a vynesl graficky.

4) Přístroje:

Přístroj	Použití	Přesnost
Tektronix 2225	Osciloskop	±5 % (měření amplitudy)
Metex MXG-9810A	Generátor	±1 % (amplituda)
????	RLCG metr	???
„Home Made“	Stejnosměrný zdroj	---

5) Naměřené hodnoty:

Závislost impedance

$U_{měřící}$ = 1V; 0,1V

f[Hz]	L[μH]	Q[-]
100	110,51	0,00078
1k	109,32	0,00780
10k	109,17	0,07791
100k	110,28	0,77040

f[Hz] -frekvence měřícího signálu
L[μH] -indukčnost měřící cívky
Q[-] -jakost měřící cívky

Závislost amplitudy přijímaného napětí měřící cívky na vzdálenosti špice cathetru od budící cívky.

x[mm]	U[V]
0,0	16,00
3,5	12,00
5,5	4,00
9,5	0,50
14,7	0,10
21,5	0,03

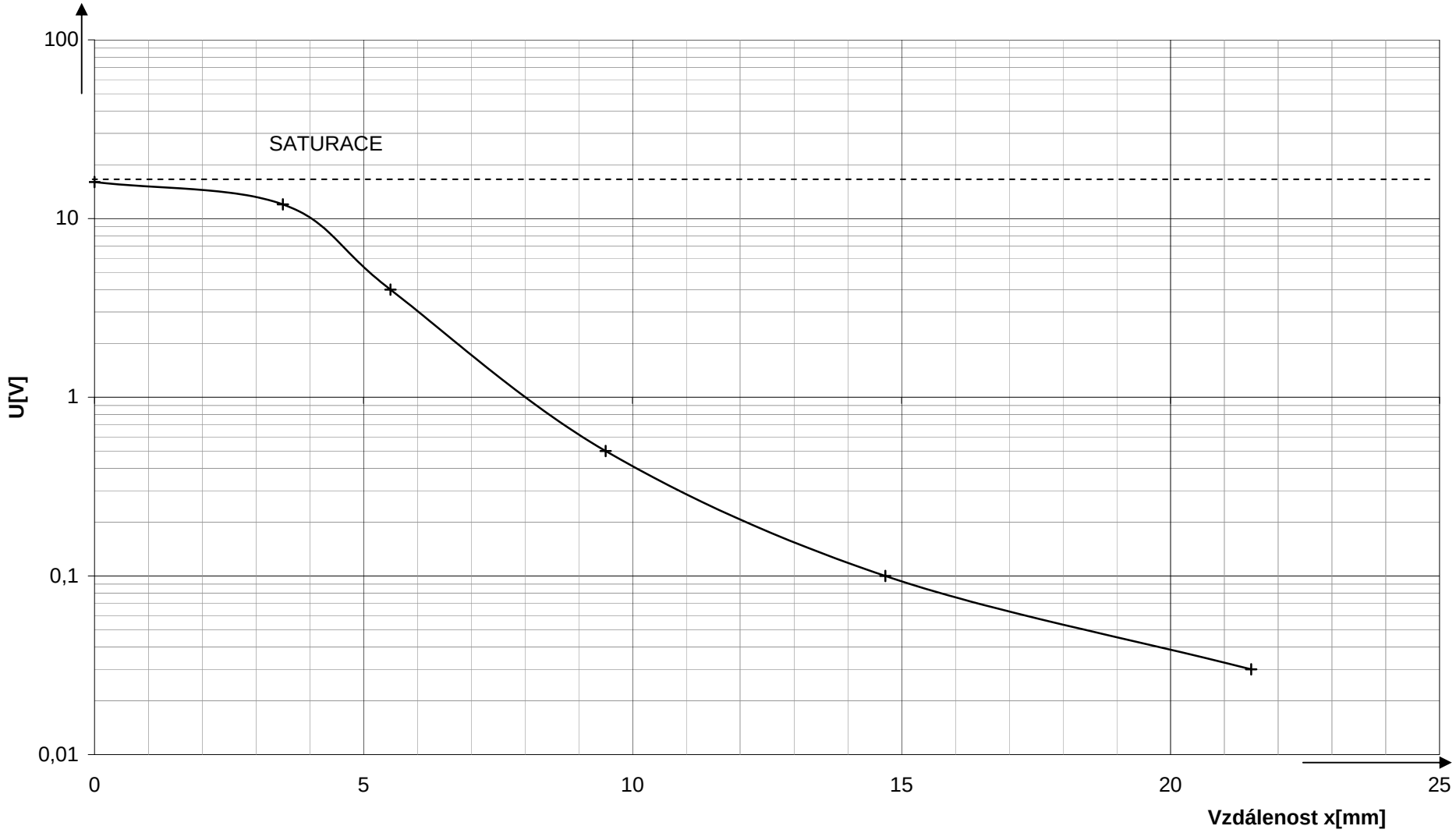
x[mm] -posun budící cívky od špice cathetru
U[V] -indukované napětí na měřící cívce (zesílené zesilovačem s INA103), maximální hodnota U_{peak}

6) Závěr:

První měření dokázalo, že vzestup absolutní hodnoty impedance měřící cívky cathetru na vysokých frekvencích se sklonem +43dB/dec byla opravdu jen chyba předchozího měření.

Druhé měření potvrdilo, že naměřená indukčnost je opravdu koncentrována ve špici cathetru. Jinými slovy, že naměřená hodnota indukčnosti je způsobená měřící cívkou ve špici a nikoli parazitní impedancí přívodů. Zároveň je vidět, že napětí na měřících cívkách by se dalo použít k určení vzdálenosti od zdroje mag. pole – budící cívky. Bohužel, velikost napětí v závislosti na vzdálenosti klesá velice nepříznivě (trend až $1/x^3$). Pro dosažení uspokojivého dosahu bude třeba zvětšit vyzařovací výkon a měřící citlivost o několik řádů!

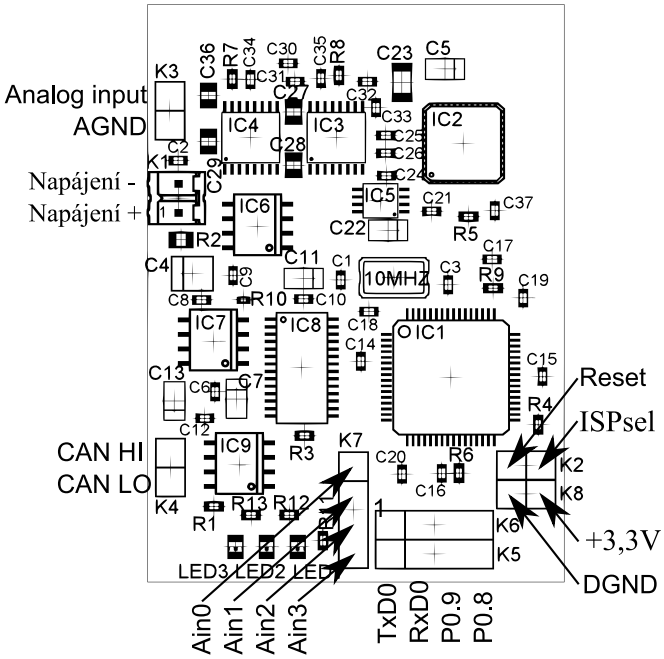
Závislost amplitudy přijímaného napětí na vzdálenosti špice cahetru od budící cívky



F Měřící modul, rychlý uživatelský manuál

Parametry modulu:

- Napájení 6 až 10 V, odběr do 80 až 120mA
- 32b μkontroler LPC2119 s jádrem AMR7TDMI-S
- Frekvence krystalu 10MHz
- 16kB interní SRAM, 128 interní FLASH ROM
- Vyvedeno: 1× CAN, 1× SPI, 2× UART, 4× PWM, 4× 10b analog. vstup, 13× IO pin
- 1× 18b analogový vstup s programovatelným předzesilovačem
- Rozsah zesílení -12,6 až 47,4 dB s krokem 3 dB
- Programování přes UART
- Tři LED diody

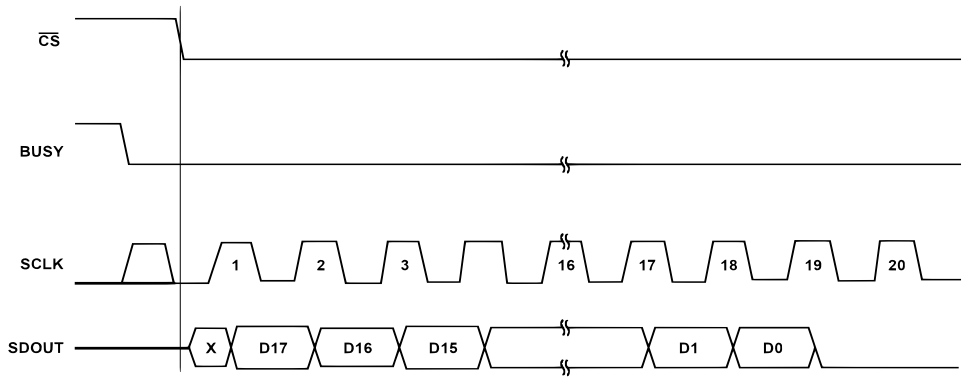


Obr. F.1: Měřící modul

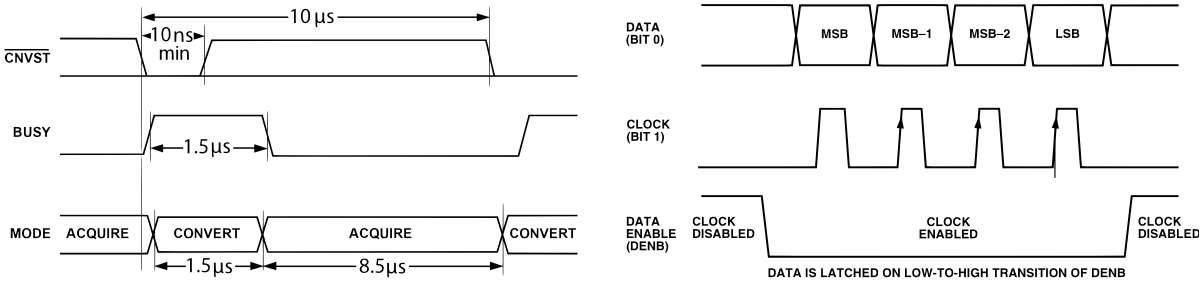
Boot-loader se aktivuje, pokud je po resetu pin ISPsel připojen na zem, nebo pokud interní FLASH neobsahuje validní kód. Nahrání kódu probíhá přes TxD0 a RxD0.

Zapojení důležitých pinů LPC2119:

Pin	**Zapojení**	**Aktivní úroveň**
P0.11	DENB pro 2. zesilovač	LOW
P0.12	DENB pro 1. zesilovač	LOW
P0.13	$\overline{\text{CS}}$ pro AD7678	LOW
P0.15	BUSY od AD7678	–
P0.16	$\overline{\text{CNVST}}$ pro AD7678	LOW
P0.17	SCLK pro AD7678 a zesilovače	–
P0.18	SDOUT od AD7678	–
P0.19	SDIN (DATA) pro zesilovače	–
TD1	Tx CAN sběrnice	–
RD1	Rx CAN sběrnice	–
P1.16	LED2 – žlutá	HIGH
P1.17	LED3 – červená	HIGH
P1.16	LED1 – zelená	HIGH



Obr. F.2: Časování SPI při čtení dat z AD převodníku (CPOL=0, CPHA=1), $f_{max} = 40$ MHz



Obr. F.3: Časování převodu AD převodníku (vlevo), Časování SPI pro nastavení zesílení předzesilovačů (CPOL=0, CPHA=0), $f_{max} = 50$ MHz (vpravo)